5º CONGRESO CONJUNTO
21 SEFM / 16 SEPR
13-16 Junio de 2017. GIRONA.
La radiación: progreso y salud

ISBN 978-84-697-4064-4

Resumen
Ponencias

Comunicaciones
Orales

Recopilación
Pósters



ÍNDICE

Resumen Ponencias

Miércoles 14 junio pág. 4
Jueves 15 junio pág. 7
Viernes 16 junio pág. 11

Comunicaciones Orales

Protección Radiológica en situaciones de exposición planificada pág.14
Protección Radiológica en situaciones de exposición existente pág. 21
Protección Radiológica del público y del medio ambiente pág. 27
Protección Radiológica en situaciones de emergencia y de seguridad física y radiológica de fuentes de radiación ionizante pág. 53
Gestión de residuos radioactivos pág. 70
Radiaciones no ionizantes pág. 79
Protección Radiológica en medicina pág. 81
Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes pág. 115
Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I) pág. 141
Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II) pág. 192
Gestión del movimiento en RT y diagnóstico pág. 212
Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos pág. 231
Imagen: aplicaciones clínicas pág. 265
Optimización de planes de tratamiento pág. 272
Planificación de tratamientos pág. 280
Implementación de nuevas técnicas/tecnologías pág. 295
Radiobiología pág. 316
Biofísica pág. 319
Educación, formación y aspectos sociales pág. 324
Simposio de Técnicos: Protección Radiológica en los centros hospitalarios pág. 335
Simposio de Técnicos: Radioterapia pág. 339
Simposio de Técnicos: Radiodiagnóstico y medicina nuclear pág. 365

Pósters

Protección Radiológica en situaciones de exposición planificada pág.368
Protección Radiológica en situaciones de exposición existente pág. 372
Protección Radiológica del público y del medio ambiente pág. 377
Protección Radiológica en situaciones de emergencia y de seguridad física y radiológica de fuentes de radiación ionizante pág. 399
Gestión de residuos radioactivos pág. 406
Radiaciones no ionizantes pág. 410
Protección Radiológica en medicina pág. 422
Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes pág. 435
Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I) pág. 507
Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II) pág. 728
Gestión del movimiento en RT y diagnóstico pág. 754
Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos pág. 816
Imagen: aplicaciones clínicas pág. 902
Optimización de planes de tratamiento pág. 944
Planificación de tratamientos pág. 976
Implementación de nuevas técnicas/tecnologías pág. 1101
Radiobiología pág. 1181
Biofísica pág. 1190
Educación, formación y aspectos sociales pág. 1192
Simposio de Técnicos: Protección Radiológica en los centros hospitalarios pág. 1198
Simposio de Técnicos: Radioterapia pág. 1206
Simposio de Técnicos: Radiodiagnóstico y medicina nuclear pág. 1233



Resumen

Ponencias

Miércoles 14 de junio

Alegría Montoro

PROGRAMA DE INVESTIGACIÓN EN PEPRI. ESTADO ACTUAL Y PERSPECTIVAS DE DESARROLLO

14.30H / Sala 1

OBJETIVO DE LA SESIÓN

En esta sesión se presentará la Plataforma Nacional de I+D en Protección Radiológica (PEPRI), que es un foro de encuentro de todas las entidades: Universidades, Centros Tecnológicos y de Investigación, Sanidad, Industria, etc. – implicadas en la I+D+i relacionada con la protección radiológica en España. Promovida por la SEPR, su objetivo es estimular la comunicación dentro de esta comunidad, la búsqueda de sinergias en las actividades de I+D+i y la elaboración de documentación que pueda ser de utilidad a las mismas y a los gestores de los Planes de I+D+i, en todos los niveles de la Administración autonómica, nacional y de la UE.

La Secretaria general de PEPRI, Alegria Montoro realizará una introducción sobre los antecedentes históricos de la Plataforma, sus objetivos, su composición y las principales actividades de la Plataforma.

A continuación Pio Carmena, como representante de la SEPR en la Plataforma y anterior Secretario General, hará un resumen del Plan Estratégico de PEPRI 2017-2021. Dicho resumen incluirá las bases del Plan Estratégico, las líneas Estratégicas, los objetivos estratégicos y su desarrollo, los productos esperados e indicadores y por último un análisis de las necesidades de I+D en PR.

Uno de las líneas de trabajo básicas de PEPRI es la promoción del planteamiento de proyectos colaborativos por parte de los miembros de dicha Plataforma, abiertos a la participación de todas las entidades interesadas y con capacidades en ese campo. Actualmente existen 4 iniciativas de proyectos en curso, en diferentes estados de desarrollo. Estos proyectos son los siguientes:

I. Evaluación y mejora de la capacidad existente a nivel nacional para la determinación de 239Pu en orina en situaciones de emergencia. Fernando Legarda (Universidad del País Vasco)

II. Protocolo nacional para la evaluación de yodo-131 en situaciones de emergencia. Borja Bravo (Tecnatom)

III. Detección y Medida de los Campos Pulsados de Radiación Ionizante Generados en Instalaciones de Láseres Ultraintensos. José Manuel Álvarez (Centro de Láseres Pulsados de Salamanca)

IV. Creación de la red española de excelencia en dosimetría biológica. Alegría Montoro (Hospital La Fe)

Los coordiandores de dichos proyectos explicarán los objetivos de los mismos, los antecedentes, el desarrollo, organización, interés y programa del proyecto, los aspectos económicos así como la viabilidad de dicho proyecto y por último cuales son los próximos pasos.

Carlos Prieto Martin

CURSO ACTUALIZACIÓN: EXTENSIÓN DE LA ESCALA INES A SUCESOS MÉDICOS

8.00h-9.00h / Sala petita

EL PROYECTO MARR

Comenzando en mayo de 2013, y por un periodo de tres años, se llevó a cabo el proyecto **MARR**, "**MA**trices de **R**iesgo en **R**adioterapia". El proyecto se realizó en el marco del Foro de Protección Radiológica en el Medio Sanitario (FORO) con el apoyo del Ministerio de Sanidad Servicios Sociales e Igualdad (MSSSI). En este FORO colaboran conjuntamente la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) y el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN). Además de las sociedades profesionales que participan de forma habitual, se contó para la coordinación de MARR con la Sociedad Española de Oncología Radioterápica (SEOR) y la Asociación Española de Técnicos en Radiología, Radioterapia y Medicina Nuclear (AETR). El proyecto fue multidisciplinar y en él participaron oncólogos radioterápicos, radiofísicos y técnicos superiores de radioterapia de doce servicios de radioterapia y de radiofísica y radioprotección de todo el país.

La Directiva Europea 2013/59/EURATOM, en su artículo 63, requiere la realización de un análisis de riesgo como parte del Programa de Garantía de Calidad de los servicios de radioterapia. En nuestro país, el Ministerio de Sanidad junto con diferentes sociedades profesionales, ha recogido este requisito en el documento "Estrategia de Seguridad del paciente del Sistema Nacional de Salud para el periodo 2015-2020".

El modelo de matrices de riesgo se basa en la combinación de tres variables (severidad de las consecuencias, frecuencia y probabilidad de fallo de barreras), para clasificar el riesgo en 4 niveles (riesgo bajo, medio, alto y muy alto). El proyecto MARR ha desarrollado una guía práctica de aplicación de la metodología de matriz de riesgo, así como el modelo de errores y fallos potenciales y ofrece el programa informático SEVRRA que incluye el modelo de riesgo adaptado (con multitud de posibles Sucesos Iniciadores con sus barreras y reductores asociados) para facilitar la aplicación y la difusión de esta técnica de análisis de riesgo.

El Proyecto MARR ha tenido una gran acogida entre los profesionales de la radioterapia y se han realizado cursos de formación para ampliar el número de personas con formación en esta metodología. Según los participantes de MARR este modelo teórico de riesgo se adapta a la práctica actual en un porcentaje elevado para tratamientos conformados 3D.

Raquel Barguero / Pablo Mínguez

DOSIMETRÍA INTERNA EN PROCEDIMIENTOS CON RADIOFÁRMACOS. ASPECTOS PRÁCTICOS

08:00h a 08:55h / Sala Assaig

En esta sesión se hablará de dosimetría en tratamientos con microesferas de ^{90}Y y de do-simetría SPECT/CT en tratamientos con ^{131}I.

i) Dosimetría en tratamientos con micro-esferas de ^{90}Y. Los tratamientos de hepatocarcinoma con micro esferas de ^{90}Y se administran intra-vascularmente mediante técnicas angiográficas. La planificación del tratamiento se efectúa mediante **SIMULACIÓN** del mismo mediante la adquisición previa de un estudio SPECT-CT tras la administración de MAA marcados con ^{99m}Tc. En las imágenes obtenidas de este estudio se determinan dos parámetros:

1º. El shunt pulmonar, es decir la fracción de actividad que se capta en los pulmones respecto de la actividad total captada, que es crítico para la viabilidad del tratamiento, y que no debe realizarse si su valor es elevado (dosis crítica pulmón~20Gy).

2º. El volumen diana, es decir el volumen captante de ^{99m}Tc, cuya masa asociada permite la **PRESCRIPCIÓN** la actividad a administrar en el de tratamiento de 90Y, tal que la dosis absorbida en dicho volumen diana sea de 120 Gy.

Tras la administración terapéutica de 90Y se obtiene una imagen bremsstrahlung que permite la **VERIFICACIÓN** del mismo.

Se explica como realizar las adquisiciones de estas imágenes, el procesado de las mismas, y como determinar la actividad terapéutica. Para terminar la sesión se resumirá la dosimetría realizada en un paciente tipo.

ii) dosimetría SPECT/CT en tratamientos con ^{131}I. Actualmente, en los tratamientos que se realizan con radionucleidos, el más utilizado es el ^{131}I. Principalmente, se administra en hipertiroidismo y carcinoma

diferenciado de tiroides como ^{131}I-NaI, en tumores neuroendocrinos de niños y adultos como^{131}I-mIBG y en radioinmunoterapia como^{131}I-anticuerpo. Las imágenes SPECT/CT permiten ver en 3D las zonas de captación del ^{131}I, con lo que en principio se obtendría una mayor exactitud en la determinación de la actividad captada y del volumen captante. El documento MIRD24 proporciona las guías para realizar SPECT con ^{131}I para aplicaciones de dosimetría. Se explica como realizar la adquisición de las imágenes, el procesado de las mismas, y finalmente la cuantificación de la actividad. Para terminar la sesión se resumirá la dosimetría realizada en un resto tiroideo y en una lesión cuyo origen es un tumor neuroendocrino.

J. Fernando Pérez Azorín

TÍTULO DEL CURSO DE ACTUALIZACIÓN: DOSIMETRÍA CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA PARTE II: CALIBRACIÓN

08:55h / Sala Cambra

Las películas radiocrómicas, como cualquier otro dosímetro, necesitan ser calibradas antes de su uso. Para realizar la calibración la película es irradiada a distintas dosis registrando para cada una la señal obtenida. Este proceso de calibración debe, por un lado, minimizar los factores que causan medidas inexactas y, por otro, permitir la caracterización de las incertidumbres asociadas a dicho proceso. En esta parte del curso, se presentan: a) Los distintos procedimientos de irradiación, como pueden ser la utilización de una película completa, la utilización de cuñas o bien utilizar trozos pequeños de película. b) Procedimiento de digitalización. c) Formas funcionales utilizadas d) Diferentes estimadores en el proceso de ajuste de la forma funcional.

Juan Antonio Vera

CURSO ACTUALIZACIÓN: DOSIMETRÍA CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA

8.00h / Sala Cambra

Curso de actualización: Dosimetría con película Radiocrómica. Parte I: Equipamiento. Fundamento: La exposición de la película radiocrómica a la radiación ionizante da lugar a un proceso de polimerización de la capa activa que produce una respuesta: el oscurecimiento de la película. La medida de este oscurecimiento por medio de dispositivos ópticos (escáneres de sobremesa principalmente) permite relacionar la respuesta en la película con la dosis absorbida a la que se expuso. Películas Radiocrómicas: Existen distintos modelos de películas radiocrómicas. Además, cada modelo está disponible en diferentes formatos de presentación. En la elección del modelo de película que se va a emplear deben tenerse presente factores tales como el espectro de la radiación a la que se va a exponer, el rango de dosis con el que se va a trabajar, la finalidad de las medidas (control de calidad o dosimetría) y el resto de equipo disponible para la realización de la dosimetría (maniquíes y escáneres). Escáneres: Son los dispositivos empleados para "leer" las películas radiocrómicas, generando una imagen digital que se puede convertir a mapa de dosis. En el proceso de lectura se producen valores de píxel en cada canal de la imagen. Por tanto, se puede obtener una estimación de dosis para cada pixel leído en la película, conociendo además la posición espacial de dicha estimación. Dependiendo del protocolo dosimétrico seguido, las respuestas en la película se pueden considerar como valores de píxel, densidades ópticas o densidades ópticas netas. Variabilidades en dosimetría con película radiocrómica: Para poder obtener una dosimetría precisa, se deben considerar todas las posibles fuentes de inexactitud y variabilidad presentes en el proceso dosimétrico con película, además de seguir protocolos que mitiguen su impacto. En primer lugar, en la manipulación de la película debe verificarse el historial de temperatura de la caja de películas, las películas se deben manipular con guantes para evitar la impresión de huellas dactilares, y, también se recomienda mantenerlas en envoltorios opacos para minimizar su exposición a la luz. En segundo lugar, en el proceso de lectura se recomienda mantener el mismo intervalo de tiempo entre la exposición de las películas y su lectura, ya que el oscurecimiento de las mismas es función del tiempo post-exposición. Además se recomienda el uso de un protocolo de escaneo que comprenda el tiempo de encendido del escáner previo a su uso, el calentamiento del mismo y la comprobación de la respuesta del mismo. También se recomienda emplear un cristal de unos tres o cinco milímetros de espesor para fijar las películas a la cama del escáner y evitar defectos debidos a la curvatura de las mismas. Además se debe mantener la misma orientación de escaneo para todas las películas (landscape o portrait),ya que la estructura interna de la película da lugar a cambios en la polarización de la luz que afectan a la respuesta obtenida. Finalmente, se recomienda el uso de protocolos dosimétricos que corrijan las variabilidades inter-scan e intra-lote, es decir, los cambios en las repuestas leídas que pueden aparecen a lo largo de una sesión de escaneo y las diferencias de respuesta que puede haber entre distintas películas del mismo lote.

Fernando Maria Legarda

PROGRAMA DE INVESTIGACIÓN EN EL PEPRI. ESTADO ACTUAL Y PERSPECTIVAS DE DESARROLLO

08:55h / Sala 1

Sesión: Programa de investigación en PEPRI. Estado actual y perspectivas de desarrollo
Ponente: Fernando LEGARDA IBAÑEZ, Universidad del País Vasco / Euskal Herriko Unibertsitatea
El proyecto titulado "EVALUACIÓN Y MEJORA DE LA CAPACIDAD EXISTENTE A NIVEL NACIONAL PARA LA DETERMINACION DE ^{239}Pu EN ORINA EN SITUACIONES DE EMERGENCIA" constituye una iniciativa de PEPRI encaminada a mejorar la capacidad nacional para dar atención a un colectivo contaminado internamente con plutonio, de modo que puedan adoptarse en tiempo decisiones relativas al sometimiento, o no, a tratamiento médico de los individuos. Esta decisión debe adoptarse lo antes posible, antes de que el radionucleido quede fijado al hueso, lo que haría el tratamiento más difícil y menos eficiente.
Uno de los factores determinantes sobre el tiempo necesario para obtener un resultado es el momento en que se tomará la muestra, el otro el tiempo necesario para determinar el contenido de plutonio en la muestra.
Para el primer tiempo se ha adoptado un valor de tres días, para el segundo de dos días, aunque dependiendo de diferentes circunstancias, el tiempo total podrá a bajarse a tres días.
El reto principal del proyecto es conseguir la separación de plutonio en los tiempos establecidos con los límites de detección necesarios para apreciar cual será la dosis efectiva comprometida que recibirá el individuo, valor que será utilizado para adoptar la decisión de tratar o no.
Estos análisis serán realizados por un conjunto de laboratorios nacionales, todos aquellos con capacidad para efectuar determinaciones de plutonio, que se encuentran distribuidos por toda la geografía nacional, si bien aproximadamente la mitad de ellos se encuentran ubicados en Madrid. Esta dispersión aporta el valor añadido de evitar que una contaminación invalide la capacidad nacional de respuesta.

Diego Jurado

SIMPOSIO: NUEVAS TENDENCIAS EN GESTIÓN DE CALIDAD Y RIESGO. (AAPM – SEFM)

Sala Cambra

Intercomparaciones dosimétricas multicéntricas

Las auditorías dosimétricas son una práctica reconocida para garantizar y mejorar la calidad de los tratamientos radioterápicos. Los diferentes sistemas de calidad recomiendan su realización ya que contribuyen sustancialmente a reducir los riesgos tal y como se recoge, por ejemplo, en el TG 100 de la AAPM o en el proyecto MARR. Asimismo, son un requisito de numerosos ensayos clínicos para acreditar los centros participantes y poder asegurar la consistencia y homogeneidad entre centros y, por tanto, la validez de las conclusiones clínicas.

Se presentarán las diferentes alternativas, pros y contras de qué evaluar en las auditorías e intercomparaciones, quién puede realizarlas y cómo. En estos puntos se comentará la experiencia que hemos tenido en la Societat Catalana de Física Mèdica en las intercomparaciones dosimétricas en técnicas de IMRT de brazo estático y VMAT realizadas entre centros de nuestro ámbito geográfico.

En cuanto a "qué" evaluar, tradicionalmente se ha auditado la calibración de las unidades en condiciones de referencia. La tendencia actual es auditar el proceso dosimétrico entero para técnicas concretas, desde la adquisición de imágenes o la planificación hasta la realización del tratamiento. En lo referente al "quién", se expondrán los diferentes organismos y entidades involucrados y el diseño jerárquico de las auditorías, comentando las repercusiones en cuanto a nivel de acreditación, sinergias, flexibilidad, etc. Por último, en el "cómo", se tratará el nivel de presencia física (a distancia, visitas a los centros o combinación), nivel de profundidad (end-to-end o planificada en el SPT) y métodos para evaluar la planificación (métricas, complejidad) y el tratamiento (maniquís, log-files, EPID, etc).

Pío Carmena

LOS RETORNOS DE LA I+D EN PR: ¿POR QUÉ NO SE APROVECHAN LOS RESULTADOS DE LA I+D EN LA PRÁCTICA DIARIA DE LA PR?

14.30h / Sala 1

OBJETIVO DE LA SESIÓN

El objetivo de esta sesión es reflexionar sobre la aplicación real de los resultados de la I+D en PR en España, en la actividad cotidiana de los diferentes sectores relacionados con el tema e identificar aquellos aspectos que habría que mejorar para aumentar los retornos de la actividad de I+D.

Según un estudio de PEPRI del periodo 2011-2014, en España se vienen invirtiendo del orden del 10 M€ anuales en I+D en PR, con la participación de 21 entidades que realizan actividades de I+D.

Esta actividad se financia en gran parte con fondos propios de las entidades investigadoras, pero también con programas concretos básicamente de la UE, el Plan Nacional y el programa de I+D del CSN.

Como indicadores de los resultados obtenidos, se puede afirmar que según lo reportado,la producción de publicaciones científicas es relativamente alta: más de 1.100 publicaciones anuales, y la de patentes muy baja: 5 patentes en 5 años, todas de la misma entidad.

La sesión será presidida por D. Fernando Castelló, consejero del CSNy Presidente de PEPRI. Participarán 4 ponentes relacionados con los diferentes sectores involucrados en el proceso de innovación tecnológica: Centros de I+D+i: José Manuel Álvarez (Centro de Laseres Pulsados); Tecnólogos: Adoración Arnaldos (Directora Técnica I+D+i. de Titania Servicios Tecnológicos);y Usuarios finales de la tecnología: Mª Fernanda Sanchez Oranguren (Directora técnica de PR del CSN). Asímismo.Elena Carriópresentará un caso de éxito, donde la demanda de desarrollos y trasferencia de conocimiento es efectiva, que es el caso del Instituto de Transferencia de Tecnología – H.U. La Fe de Valencia.

Los ponentes harán una descripción de la actividad de I+D de su Centro, sus líneas de I+D, como se genera la demanda de conocimientoy como resuelven sus necesidades de I+D, así como la gestión de los resultados del proceso.

Eliana Vásquez-Osorio

ALGORITMOS DE SUMA DE DOSIS EN ADAPTATIVA

La radioterapia adaptativa (ART por sus siglas en inglés) se refiere a cualquier estrategia que repita el proceso de planificación del tratamiento durante el curso de la radioterapia en respuesta a cambios anatómicos en el volumen blanco o estructuras críticas cercanas. Para aprovechar plenamente las ventajas de ART, la suma de dosis es esencial. La suma o acumulación de dosis permite rastrear la dosis recibida por un paciente teniendo en cuenta los cambios en su anatomía. La acumulación de dosis se basa en un registro no rígido, o registro deformable, entre las imágenes del paciente adquiridas en diferentes momentos. El objetivo del registro es mapear los elementos volumétricos (voxels) correspondientes de una imagen a la otra. Una vez que las imágenes han sido registradas, las distribuciones de dosis relacionadas con estas imágenes pueden ser mapeadas en un marco común de referencia (por ejemplo, la CT de planificación para evaluación del tratamiento o la imagen diaria para re-planificación) y pueden ser sumadas. Se han considerado diferentes estrategias para mapear las distribuciones de dosis, por ejemplo, deformación de dosis directa, deformación de dosis inversa y mapeo de energía. Estas estrategias serán discutidas en esta ponencia, junto con sus ventajas y desventajas. Además, se discutirán otros desafíos para la acumulación de dosis, tales como el impacto de la exactitud de registro en la dosis acumulada, la conservación de tejidos y la inclusión de efectos radiobiológicos.

Hugo de las Heras

CURSO ACTUALIZACIÓN: CONTROL DE CALIDAD EN CBCT

8h-9h

Los sistemas de tomografía con haz cónico de kilovoltaje (o "CBCT") se aplican en radiología dental, en aceleradores de radioterapia y en arcos de intervencionismo. Sin embargo, las similitudes entre ellos permiten usar la misma metodología para realizar el control de calidad.

El objetivo de este curso es conocer los contenidos de la reciente guía para control de calidad en CBCT, publicada como fruto de un grupo de trabajo, organizado entre EFOMP, ESTRO y el OIEA, con 20 autores y 28 consultores de un total de 19 países. Esta guía unifica los parámetros para evaluar la calidad de la imagen y la dosis de radiación en estos sistemas. Las recomendaciones incluyen una metodología rigurosa y práctica, una frecuencia razonable y tolerancias objetivas aplicables a pruebas de aceptación y de constancia.

La guía describe por qué y cómo evaluar la uniformidad, precisión geométrica, valores de voxel (o unidades Hounsfield donde sea posible), ruido, resolución de bajo contraste y resolución espacial. Cada capítulo incluye indicaciones para usar diferentes maniquíes y software libre. Por otro lado, la guía describe dos métodos para evaluar la radiación, ya sea con un medidor de producto kerma-area o, alternativamente, con un dosímetro en el panel plano y una ecuación sencilla. Cumpliendo las indicaciones se garantiza un funcionamiento seguro de los equipos. Si las tolerancias indicadas no se cumplen, es necesario un análisis más profundo y más arduo con exámenes convencionales.

Una copia de la versión preliminar del correspondiente artículo que aparecerá en junio en Physica Medica, incluyendo tablas de resumen, se distribuirá a los participantes.

Rafael García Moya

SIMPOSIO: RADIOTERAPIA ADAPTATIVA: OPTIMIZACIÓN DEL FLUJO DE TRABAJO

Resumen ponencia Registro Deformable Rafael García-Mollá. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón. Hospital Clínico Universitario de Valencia. rafagarciamo@gmail.com En los últimos años, una de las áreas de mayor interés en la radioterapia ha sido la radioterapia adaptativa (ART), siendo la forma más versátil y eficiente de realizarla mediante la utilización del registro de imágenes deformable (DIR). Una de las grandes dificultades para implementar la ART en los centros hospitalarios es la dificultad para verificar que el algoritmo de DIR relaciona correctamente las dos imágenes. En esta presentación, del simposio de ART, se pretende mostrar los diferentes usos clínicos del DIR, las consecuencias de su incorrecta utilización y los diferentes métodos para validar los algoritmos. Al realizar un DIR entre dos imágenes, se crea un campo vectorial de deformación (DVF) que relaciona cada vóxel de las dos

imágenes. Mediante este DVF se pueden proyectar estructuras proyectar y/o dosis, y realizar ART. Proyectar estructuras permite mejorar la rapidez del contorneo, tarea muy importante cuando se pretenden utilizar clínicamente la ART, ya que se tienen que contornear gran cantidad de imágenes. Proyectar dosis permite valorar en nuestro CT de planificación la dosis recibida en otra imagen, normalmente un plan previo o un CBCT. Esto nos daría información muy importante a la hora de realizar una reirradiación y también sobre cómo se ha tratado el paciente en la máquina. El último paso sería realizar una ART, bien por protocolo del centro o por dificultades en el tratamiento en máquina. El mayor problema de la utilización del registro deformable es cómo determinar si el algoritmo está relacionando correctamente las dos imágenes. Ya que no es posible determinar si la diferencia en la dosis proyectada y la planificada es debida a un cambio anatómico o a una incorrecta relación entre las dos imágenes. En el caso de utilizar el DIR para proyectar estructuras, esto no tendría ningún impacto clínico. Cuando proyectamos la dosis, ya tenemos que ser muy cuidados, ya que en una reirradiación o en una imagen de tratamiento, podríamos estar valorando incorrectamente la dosis debido a una mala relación entre las dos imágenes. Por último, en el caso de la ART, debemos estar seguros de que nuestro algoritmo relaciona correctamente las dos imágenes, ya que podríamos modificar la dosimetría según unos valores de dosis absorbida en las estructuras que pueden ser incorrectas. Por estos motivos es obligatorio validar el funcionamiento de nuestro algoritmo de DIR. Existen diferentes métodos para validar los algoritmos DIR: (a) la utilización de marcas, puntos de referencia y/o contornos de las dos imágenes de adquisición TC o CBCT, (b) maniquís físicos y maniquís deformables y, (c) aplicaciones de software específicas. El método de utilización de puntos de referencia o contornos se basa en que si dos imágenes están perfectamente relacionadas mediante el DVF, al proyectar un contorno, o un punto, de una imagen a otra, este debe coincidir perfectamente en el mismo área de la otra imagen. Con las distancias entre los dos puntos podemos determinar la incertidumbre del algoritmo de DIR. En el caso de los contornos, la metodología sería similar, con la diferencia que aquí se contornearía la estructura en las dos imágenes. Al proyectar la estructura, estas deberían solapar. Como resultado podemos determinar la incertidumbre del DIR con índices de similitud y/o de solapamiento. Los maniquís se pueden separar en dos grupos, los dosimétricos y los que están basados en marcas. Todos ellos son maniquís deformables, ya que lo que interesa es determinar la incertidumbre que introduce el algoritmo de DIR cuando relaciona el maniquí deformado y sin deformar. En los dosimétricos, como por ejemplo los de tipo gel, se irradia y se toma una imagen del TC del maniquí sin deformar y se determina la dosis absorbida, luego se realiza la misma operación, pero deformado. Con este método podemos conocer cuál es la dosis absorbida deformada real y la dosis deformada calculada por el algoritmo. En el caso de los maniquís con marcas, el proceso es similar, se hace una imagen de TC con el maniquí deformado y otra imagen sin deformar. Cómo el maniquí tiene unas marcas internas que podemos identificar, podemos determinar en distancias la incertidumbre del DIR. Las aplicaciones específicas de software se basan en tratar una imagen de un maniquí, o de un paciente, e introducirle una deformación conocida. Así podemos comparar la deformación que nos ofrece nuestro algoritmo con la deformación real conocida. Como conclusión se aconseja que siempre debemos validar nuestro algoritmo de DIR antes de su utilización clínica.

Luis C. Martinez / Pablo Mínguez

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y SEGURIDAD DEL PACIENTE EN TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS

11.00h-12.00h / Sala petita

La terapia con fuentes abiertas ha ex-perimentado en los últimos años un im-portante desarrollo, consecuencia de la incorporación de nuevos radionucleidos y radiofármacos adaptados al tratamiento de diferentes patologías y con diferentes mecanismos de ijación a las células tu-morales: terapia metabólica con Ra-223 para metástasis óseas, análogos de la somatostatina marcados con Y-90 o con Lu-177 para tumores neuroendocrinos, utilización de anticuerpos monoclonales marcados con Y-90 o con I-131 para tra-tamiento de linfomas, etc. A pesar de la incorporación de los nuevos radionucleidos, la gestión de los tratamientos con I-131, debido a sus propiedades físicas, sigue si-endo la más compleja desde el punto de vista de la protección radiológica. Pero en todos los casos, la protección radiológica de los trabajadores expuestos, familiares y cuidadores y público en general, debe ser garantizada. Para ello, y de acuerdo a las recomendaciones de ICRP (Pub. 94), la decisión entre la hospitalización de estos pacientes o el tratamiento ambulatorio, debe ser tomada de acuerdo a diferentes consideraciones y sobre una base indivi-dual: las necesidades médicas del pacien-te, sus deseos, su entorno familiar y social, los costes implicados… además de dar cumplimiento a las regulaciones naciona-les. El enfoque que debe prevalecer es el cumplimiento de las restricciones y lími-tes de dosis aceptadas para los distintos grupos de interés. Cuando las dosis po-tenciales para estos grupos se calculan de manera realista sobre la base de medidas individualizadas, generalmente las necesi-dades de hospitalización se reducen. En todos los casos, el alta radiológica debe ser acompañada de instrucciones escritas para el paciente y su entorno que permitan que las dosis a terceros sean lo más ba-jas posibles. La emisión de una tarjeta de tratamiento, que el paciente deberá portar durante un tiempo, es también una buena práctica. Permitirá un adecuado manejo del paciente en caso de urgencias médi-cas y evitará incidentes en caso de detección de la radiación residual en puertos, aeropuertos, etc.

Relación dosis-absorbida efecto en terapia metabólica

Mientras en radioterapia externa y braquiterapia los tratamientos oncológicos siempre se realizan prescribiendo una dosis absorbida al tumor y se considera la dosis absorbida a los órganos de riesgo, en los tratamientos de terapia metabólica se administran en la mayoría de los casos actividades fijas de un radionucleido. Estas actividades pueden dar lugar en diferentes pacientes a un gran rango de dosis absorbidas tanto al volumen blanco como a los órganos de riesgo. En 2014, el Comité de Dosimetría de la Asociación Europea de Medicina Nuclear (EANM) publicó un artículo de revisión sobre dosimetría en terapia metabólica, y a la vista de las publicaciones analizadas, concluyó que tratamientos individualizados basados en

dosimetría posiblemente mejorarían el efecto del tratamiento y aumentarían la supervivencia. Una forma de aplicar el principio básico de la optimización en protección radiológica podría ser individualizar las actividades administradas, de forma que se administre a cada paciente la actividad "óptima" para alcanzar "valores adecuados" de dosis absorbida. Ante la falta de conocimiento de esos "valores adecuados", existe una necesidad de recoger datos de dosis absorbidas en las diferentes terapias metabólicas con el fin de poder individualizar las actividades administradas. La Directiva Euratom 2013/59 que entrará en vigor en 2018, establece que en todas las exposiciones médicas con fines radioterapéuticos, las exposiciones de los volúmenes blanco deberán ser planificadas de forma individual y verificadas apropiadamente, teniendo en cuenta que las dosis absorbidas en los tejidos sanos deberá ser tan baja como sea posible. A día de hoy tenemos conocimientos y medios tecnológicos para realizar dosimetría en terapia metabólica, con lo que es momento de que se pueda implantar en nuestros hospitales de forma rutinaria.

Juan Francisco Calvo

UTILIZACIÓN DEL PLAN DEL DÍA (REPLANIFICACIÓN ADAPTATIVA EN RADIOCIRUGÍA CRANEAL)

Sala Cambra

El objetivo es describir una técnica de radiocirugía craneal adaptativa como estrategia para eliminar el impacto dosimétrico de los errores rotacionales del paciente.
El método propuesto es una alternativa para evitar errores dosimétricos debido a rotaciones cuando una mesa robótica 6D no está disponible en la unidad de tratamiento.

Carles Gomà

DEBATE: CÓMO GASTAR 20M DE EUROS (MRI-LINAC VS PROTONES)

16.30h / Sala Cambra

This talk illustrates that the cost of a radiotherapy treatment unit is, to a good

approximation, proportional to its ability to spare the healthy tissue. It also shows the importance of preserving healthy tissue, which leads to improved local and regional tumor control, higher survival rates, reduced toxicity and lower probability of radiation-induced secondary malignancies. Taking all these points into account, the superiority of proton therapy over any other type of external beam radiation therapy becomes self-evident. Furthermore, this talk describes additional advantages of proton therapy, such as a simplified commissioning, as well as discussing its current limitations, mainly the uncertainty in range. At the end of the day, it is intended to provide the audience with sufficient information to judge by themselves whether it is worth or not spending 20 M EUR in a proton therapy treatment unit.

Jochem Wolthaus

DEBATE: CÓMO GASTAR 20M DE EUROS (MRI-LINAC VS PROTONES)

16.30h / Sala Cambra

What to do with 25M euro?
Since the clinical introduction of EPIDS in the early 90s, image guidance is considered to be the key innovation to reducing geometrical uncertainties in radiotherapy treatments. By seeing what is being treated, targeting is improved while unwanted irradiation of healthy tissues is avoided. The reduction of the irradiated volume enables dose escalation, which is related to a better treatment outcome.
Ten years later, the development of CBCT introduced high-quality, three dimensional imaging to the clinic, and opened new possibilities in further reduction of uncertainty margins. Prior to treatment, it was now possible to get a very accurate snap shot of the patient's anatomy and tumour position. Dose could further be escalated.
After 20 years of clinical use of CBCT, there are several unsolved issues. The image quality and contrast are still not sufficient to distinguish the soft tissues (such as kidneys, liver, and lymph nodes). Furthermore, the inherent dose exposure and the (relatively) poor image quality make it impossible to use CBCT for real-time, on-line treatment planning. This limits the possibilities in achieving curative dose levels for mobile tumours in lung or the abdomen.
MR imaging, however, can provide the solutions for the aforementioned shortcomings of CBCT; unlimited image acquisition in real time with superior soft tissue contrast, and even functional information of the cells! Thus MR imaging is an ideal candidate for combination with a treatment delivering device (except for the technical challenges posed by the high magnetic field….). With modern accelerators, both proton- and photon therapy can generate a conformal high dose volume very accurately. With high contrast imaging available during treatment it becomes possible to reduce the margin from the clinical target volume (CTV) to the planning target volume (PTV) to virtually zero.
To conclude, over the years, image guidance has been proved to reduce the geometrical uncertainties in radiotherapy. Even after 60 years of proton therapy the "geometrical uncertainties" of the dose delivery still hasn't been solved. Even with the use of the CBCT, which just entered the proton field, it is still hard to beat the accuracy of a photon delivery. Clinically it hasn't been shown that the remaining dose bath of the very conformal VMAT techniques results in more (secondary induced) new cancers than the local tumour recurrence due to the geometrical miss of the Bragg-peak. With just a fraction of the costs, more patients can receive the highest quality cancer treatment available using a proton-guided photon treatment (MRI-Linac) compared to the photon-guided (CBCT) proton treatment.

Núria Jornet

MESA REDONDA: LA FÍSICA MÉDICA EN EL 2030

11.00h a 12.00h / Sala Assaig

Curso de actualización: Introducción a la investigación. Investigación en Física Médica en el ámbito hospitalario.

1ª Parte: Investigación en un Servicio de Física Médica; mito o realidad

La investigación en física médica dentro de Servicios hospitalarios en España, aunque presenta dificultades, es posible. En este curso compartiré la experiencia del centro en donde trabajo y daré ideas de cómo hacer posible la combinación de trabajo clínico y de investigación. Investigación que entiendo como "estudio serio de un tema que pretende descubrir nuevos hechos o probar nuevas ideas". El Servicio de Radiofísica y de Radioprotección del Hospital de Sant Pau consta de 6 radiofísicos, 3 residentes, 6 técnicos y una secretaria, dando servicio a Oncología radioterápica, medicina nuclear, diagnostico por la imagen y protección radiológica del hospital. En 20 años hemos participado y coordinado diversos proyectos de investigación, dando lugar a 3 tesis doctorales de personal del servicio y numerosas publicaciones en revistas indexadas. ¿Cuáles son las claves del éxito?
1. Optimizar las tareas rutinarias para disponer de tiempo. Delegar, automatizar.
2. No esperar tener proyectos financiados, más personal, más equipos para empezar. Puedes esperar indefinidamente, y nunca empezarás.
3. La unión hace la fuerza. El "networking" con otros servicios del mismo hospital, de hospitales en tu área, departamentos en la Universidad. Esto resulta en un efecto multiplicativo tanto en personal como en nivel de conocimiento, dando ángulos distintos a cualquier proyecto de investigación.
4. Inspiración. Salir del área de confort. Arriesgar!
La investigación siempre requiere esfuerzo, sacrificio y entusiasmo. Por tanto la investigación en servicios de física médica depende principalmente de nosotros, y en particular de nuestra actitud.

Pablo Carrasco

MESA REDONDA: LA FÍSICA MÉDICA EN EL 2030

11.00h a 12.00h / Sala Assaig

Curso de actualización: Introducción a la investigación. Investigación en Física Médica en el ámbito hospitalario.

2ª Parte: Aspectos a tener en cuenta para publicar en revistas con alto índice de impacto y para tener éxito con los resúmenes enviados a los congresos.

La publicación de la investigación científica requiere de un esfuerzo intenso. Este esfuerzo puede producir tanto un resultado gratificante como un resultado muy frustrante. Para evitar un resultado frustrante no sólo es necesario un buen material, sino que también hay que plantearse algunas cuestiones básicas antes de enviar el material: ¿Por qué quiero publicar? ¿Cómo empezar para no fracasar? ¿Qué resultados debo seleccionar? ¿Qué estructura y formato debo dar al artículo? ¿Cómo responder a los revisores? Durante esta presentación se identificarán las claves de una buena técnica de escritura y comunicación de la investigación, se responderán las cuestiones planteadas y se proporcionarán las herramientas que pueden contribuir al éxito de la comunicación científica.

approximation, proportional to its ability to spare the healthy tissue. It also shows the importance of preserving healthy tissue, which leads to improved local and regional tumor control, higher survival rates, reduced toxicity and lower probability of radiation-induced secondary malignancies. Taking all these points into account, the superiority of proton therapy over any other type of external beam radiation therapy becomes self-evident. Furthermore, this talk describes additional advantages of proton therapy, such as a simplified commissioning, as well as discussing its current limitations, mainly the uncertainty in range. At the end of the day, it is intended to provide the audience with sufficient information to judge by themselves whether it is worth or not spending 20 M EUR in a proton therapy treatment unit.

Pablo Carrasco

DEBATE: CÓMO GASTAR 20M DE EUROS (MRI-LINAC VS PROTONES)

16.30h / Sala Cambra

What to do with 25M euro?
Since the clinical introduction of EPIDS in the early 90s, image guidance is considered to be the key innovation to reducing geometrical uncertainties in radiotherapy treatments. By seeing what is being treated, targeting is improved while unwanted irradiation of healthy tissues is avoided. The reduction of the irradiated volume enables dose escalation, which is related to a better treatment outcome.
Ten years later, the development of CBCT introduced high-quality, three dimensional imaging to the clinic, and opened new possibilities in further reduction of uncertainty margins. Prior to treatment, it was now possible to get a very accurate snap shot of the patient's anatomy and tumour position. Dose could further be escalated.
After 20 years of clinical use of CBCT, there are several unsolved issues. The image quality and contrast are still not sufficient to distinguish the soft tissues (such as kidneys, liver, and lymph nodes). Furthermore, the inherent dose exposure and the (relatively) poor image quality make it impossible to use CBCT for real-time, on-line treatment planning. This limits the possibilities in achieving curative dose levels for mobile tumours in lung or the abdomen.
MR imaging, however, can provide the solutions for the aforementioned shortcomings of CBCT; unlimited image acquisition in real time with superior soft tissue contrast, and even functional information of the cells! Thus MR imaging is an ideal candidate for combination with a treatment delivering device (except for the technical challenges posed by the high magnetic field….). With modern accelerators, both proton- and photon therapy can generate a conformal high dose volume very accurately. With high contrast imaging available during treatment it becomes possible to reduce the margin from the clinical target volume (CTV) to the planning target volume (PTV) to virtually zero.
To conclude, over the years, image guidance has been proved to reduce the geometrical uncertainties in radiotherapy. Even after 60 years of proton therapy the "geometrical uncertainties" of the dose delivery still hasn't been solved. Even with the use of the CBCT, which just entered the proton field, it is still hard to beat the accuracy of a photon delivery. Clinically it hasn't been shown that the remaining dose bath of the very conformal VMAT techniques results in more (secondary induced) new cancers than the local tumour recurrence due to the geometrical miss of the Bragg-peak. With just a fraction of the costs, more patients can receive the highest quality cancer treatment available using a proton-guided photon treatment (MRI-Linac) compared to the photon-guided (CBCT) proton treatment.

Núria Jornet

MESA REDONDA: LA FÍSICA MÉDICA EN EL 2030

11.00h a 12.00h / Sala Assaig

Curso de actualización: Introducción a la investigación. Investigación en Física Médica en el ámbito hospitalario.

1ª Parte: Investigación en un Servicio de Física Médica; mito o realidad

La investigación en física médica dentro de Servicios hospitalarios en España, aunque presenta dificultades, es posible. En este curso compartiré la experiencia del centro en donde trabajo y daré ideas de cómo hacer posible la combinación de trabajo clínico y de investigación. Investigación que entiendo como "estudio serio de un tema que pretende descubrir nuevos hechos o probar nuevas ideas". El Servicio de Radiofísica y de Radioprotección del Hospital de Sant Pau consta de 6 radiofísicos, 3 residentes, 6 técnicos y una secretaria, dando servicio a Oncología radioterápica, medicina nuclear, diagnostico por la imagen y protección radiológica del hospital. En 20 años hemos participado y coordinado diversos proyectos de investigación, dando lugar a 3 tesis doctorales de personal del servicio y numerosas publicaciones en revistas indexadas. ¿Cuáles son las claves del éxito?
1. Optimizar las tareas rutinarias para disponer de tiempo. Delegar, automatizar.
2. No esperar tener proyectos financiados, más personal, más equipos para empezar. Puedes esperar indefinidamente, y nunca empezarás.
3. La unión hace la fuerza. El "networking" con otros servicios del mismo hospital, de hospitales en tu área, departamentos en la Universidad. Esto resulta en un efecto multiplicativo tanto en personal como en nivel de conocimiento, dando ángulos distintos a cualquier proyecto de investigación.
4. Inspiración. Salir del área de confort. Arriesgar!
La investigación siempre requiere esfuerzo, sacrificio y entusiasmo. Por tanto la investigación en servicios de física médica depende principalmente de nosotros, y en particular de nuestra actitud.

Pablo Carrasco

MESA REDONDA: LA FÍSICA MÉDICA EN EL 2030

11.00h a 12.00h / Sala Assaig

Curso de actualización: Introducción a la investigación. Investigación en Física Médica en el ámbito hospitalario.

2ª Parte: Aspectos a tener en cuenta para publicar en revistas con alto índice de impacto y para tener éxito con los resúmenes enviados a los congresos.

La publicación de la investigación científica requiere de un esfuerzo intenso. Este esfuerzo puede producir tanto un resultado gratificante como un resultado muy frustrante. Para evitar un resultado frustrante no sólo es necesario un buen material, sino que también hay que plantearse algunas cuestiones básicas antes de enviar el material: ¿Por qué quiero publicar? ¿Cómo empezar para no fracasar? ¿Qué resultados debo seleccionar? ¿Qué estructura y formato debo dar al artículo? ¿Cómo responder a los revisores? Durante esta presentación se identificarán las claves de una buena técnica de escritura y comunicación de la investigación, se responderán las cuestiones planteadas y se proporcionarán las herramientas que pueden contribuir al éxito de la comunicación científica.

Juan José Morant

SIMPOSIO: RETOS Y NUEVAS TECNOLOGÍAS EN TC

9.00h a 10.30h / Sala Assaig

Retos y nuevas tecnologías en TC. Aplicaciones avanzadas en tomografía computarizada Juan José Morant Echevarne Servei de Protecció Radiològica Universitat Rovira i Virgili El diagnóstico por la imagen es una de las disciplinas médicas que más ha evolucionado desde el punto de vista tecnológico en los últimos años. El radiodiagnóstico en general y la tomografía computarizada (TC) en particular, han experimentado un importante desarrollo desde su aparición. Si pudiésemos resumir el estado actual de la tecnología en tomografía computarizada, por lo menos, deberíamos utilizar tres características: gran rapidez de exploración, excelente calidad de imagen y menos dosis. Estas características han permitido la irrupción de la tomografía computarizada en nuevas disciplinas médicas dotándolas de una herramienta de gran importancia. El desarrollo tecnológico experimentado no sólo se ha limitado a los avances a partir de los equipos tradicionales multicorte y helicoidales. La incorporación de la tecnología de panel plano para la adquisición de las imágenes primarias ha permitido el desarrollo y aplicación de la tomografía computarizada en mamografía, hemodinámica y vascular, radioterapia y en radiología oral y maxilofacial. Las principales características técnicas que los nuevos avances han dotado a los equipos de TC de filas de detectores son: alta resolución espacial isotrópica, alta resolución temporal, alta detectabilidad de bajo contraste, reducción de ruido y reducción de artefactos. Las dos primeras características dependen de la evolución de los sistemas de detectores; las tres últimas, de la evolución en los sistemas de reconstrucción de la imagen. Todas estas características han permitido incorporar a la tomografía computarizada aplicaciones avanzadas: congelación del movimiento de determinados órganos gracias a métodos de sincronización, perfusión y TC espectral o de energía dual. Todos estos conceptos y características hacen necesaria una revisión de los dos principales campos de la Física Médica en el radiodiagnóstico por tomografía computarizada: la dosimetría y la calidad de imagen.

Jaime Martínez Ortega

CURSO DE ACTUALIZACIÓN: IMPLEMENTACIÓN DE LA SBRT EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

Sala Cambra

Dosimetría de campos pequeños

En SBRT se pueden llegar a tratar lesiones (GTV/CTV) de 2 cm de diámetro. Al añadir los márgenes para generar el ITV y el PTV, éstos también serán reducidos debido, entre otros factores, al control respiratorio y a los sistemas de imagen guiada.
El grupo de SBRT considera como campo pequeño aquél cuyas dimensiones son menores de 4 cm x 4 cm. La problemática asociada a los campos pequeños comprende la ausencia de equilibrio electrónico lateral, el bloqueo parcial de la fuente primaria o disponer de un tamaño de detector comparable al tamaño de campo.
El detector que se utilice deberá ser un compromiso entre un tamaño suficientemente grande como para proporcionar una buena relación señal-ruido y lo suficientemente pequeño como para proporcionar una buena resolución espacial.

Modelización y algoritmos de cálculo

Es común el tratamiento de lesiones que se encuentran en medios de baja densidad (p. ej.: pulmón). Se recomienda la evaluación del sistema de planificación en estas condiciones. La elección del algoritmo de cálculo es clave, puesto que el algoritmo de "pencil beam" sobreestima la dosis calculada dentro de la heterogeneidad. En tratamientos de pulmón, se deberá utilizar algoritmos tipo convolución-superposición, Monte Carlo o mediante resolución de la ecuación de transporte. En ningún caso, se deberá utilizar "pencil beam" para estas patologías. Para el resto, los algoritmos citados son recomendables frente al "pencil beam".

Dosimetría clínica

La prescripción debería ser independiente del tipo de acelerador y de la técnica de irradiación. Asimismo, deberá haber restricciones específicas para las zonas de solapamiento de PTV y órganos de riesgo. Se deberá tener especial cuidado con las dosis bajas, puesto que la isodosis del 50 % puede suponer una dosis biológica equivalente de 60 Gy.

Se utilizará una matriz de cálculo con resolución menor o igual a 2 mm. Se podrá elegir entre técnica de irradiación de haces estáticos, rotacional o con IMRT, dependiendo de la geometría de la lesión. El uso de energías nominales de 6 MV es preferible a energías más altas, aunque se puede combinar el uso de diferentes energías.

Los criterios de evaluación dosimétrica pueden variar entre distintos protocolos para cada patología.

Sean Walsh

SIMPOSIO: RADIÓMICA, INFORMACIÓN MÁS ALLÁ DE LA IMAGEN CLÍNICA

9.30 – 11.00h / Sala Assaig

Radiomics, the high-throughput mining of quantitative image features from (standard-of-care) medical imaging for knowledge extraction and application within clinical decision support systems to improve diagnostic, prognostic, and predictive accuracy, has the potential to bring significant and substantial improvement to healthcare. Radiomics combines image analysis with machine-learning techniques to develop and validate quantitative imaging biomarkers (QIB) for precision medicine. The exponential increase in medical (imaging) data is a key aspect of the development and the potential routine clinical use of radiomics. This lecture explores the practice of radiomics, it challenges and opportunities, as well as its potential to support clinical decision making (currently chiefly in oncology, however, all imaged patients may benefit from QIBs). Lastly, the practice of radiomics is developing rapidly; despite the absence of standardized evaluation criteria for both the scientific veracity and the clinical importance of radiomics investigations. There is an clear and present need for rigorous standardized evaluation criteria, together with reporting strategies to ensure that radiomics achieves its potential. To this end for both retrospective and prospective studies, the radiomics quality score (RQS: www.radiomics.world) and an online digital phantom (DOI: 10.17195/candat.2016.08.1) are provided to guide and help meet this need in the practice of radiomics.

Facundo Ballester

AVANCES Y RETOS EN BRAQUITERAPIA

11:30-13:00h / Sala Petita

En la presentación, se describirá una nueva infraestructura y un nuevo proceso que permitirá a los usuarios finales de algoritmos de cálculo de dosis basados en modelos (MBDC) en braquiterapia comprobar el software de cálculo de dosis absorbida para la planificación en braquiterapia.
El grupo de trabajo de la AAPM-ESTRO sobre algoritmos de cálculo de dosis basados en modelos en braquiterapia (WGDCAB, http://www.aapm.org/org/structure/default.asp?committee_code=WGDCAB) y el grupo de trabajo sobre registro de fuentes de braquiterapia (WGBSR http://rpc.mdanderson.org/rpc/BrachySeeds/Source_Registry.htm) establecieron el plan de trabajo básico para el comisionado de software MBDC descrito en el informe AAPM + ESTRO TG-186.
Se generaron la imagen CT virtual, el conjunto de estructuras anatómicas, el plan de tratamiento y los datos de dosis 3D asociados a una posición de una fuente virtual genérica de Ir-192, así como la fuente situada dentro de un aplicador blindado.
Las distribuciones de dosis se calcularon utilizando el código de Monte Carlo (MC) MCNP6, el Algoritmo de Cono Colapsado Avanzado (ACE) de Elekta y el módulo de Varian Acros BV. Todos los datos se guardaron en formato DICOM RT y se subieron a un repositorio provisional accesible a través de la web del registro común de la AAPM-IROC Houston.
Se prevé que los usuarios finales descargarán los datos de un caso de prueba del repositorio, verificarán su corrección, calcularán la dosis 3D localmente y luego compararán con las dosis de MCNP6 y MBDC obtenidas del repositorio utilizando herramientas de comparación basadas en TPS.

Jesús Cortés Rodicio

SOFTWARE LIBRE DE PROCESADO DE IMAGEN: IMAGEJ

11:30-13:00h / Sala Assaig

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. OSI Araba. Vitoria-Gasteiz
La utilización de software libre se basa en el cumplimiento de cuatro libertades fundamentales para el usuario: ejecutar el programa con cualquier propósito, estudiar y modificar el programa, copiar el programa, y mejorar el programa haciendo públicas las mejoras de forma que se beneficie toda la comunidad. Existen multitud de ejemplos de software libre de reconocido éxito, desde sistemas operativos (Linux, Ubuntu), servicios de ofimática (OpenOffice), navegadores (Chromium), gestores de descarga (JDownloader), etc. Entre los ejemplos de procesado de imagen destaca desde su lanzamiento en 1997 imageJ. Programado en Java por el National Institutes of Health (NIH), ImageJ fue diseñado con una arquitectura abierta que proporciona extensibilidad vía plugins Java y macros grabables. Es esta flexibilidad de añadir soluciones personalizadas la que ha permitido a ImageJ implantarse como uno de los programas de tratamiento digital de imagen fundamental en el ámbito científico.
En esta presentación repasaremos las características del programa ImageJ, desde su instalación, herramientas básicas y escritura de macros para automatizar tareas hasta herramientas avanzadas de escritura de plugins en Java o la importación de las librerías de imageJ para utilizarlas en cualquier entorno de desarrollo de Java. Además proporcionaremos recursos web de repositorios de herramientas y plugins ya desarrollados así como la documentación y tutoriales disponibles para los usuarios que quieran implementar sus propias soluciones.

Jose Perez Catalayud

ACTUALIZACION DE LOS GRUPOS DE TRABAJO DE BRAQUITERAPIA SUPERFICIAL Y CERVIX

11:30 h / Sala Petita

Jose Perez-Calatayud. Hospital La Fe-IRIMED. Valencia
En esta presentación vamos a tratar de reflejar los avances en la línea de recomendaciones de dos de los campos en los que, junto a la próstata, más protagonistas están siendo la braquiterapia (BT) en estos últimos años: la piel y el cérvix ginecológico.
La braquiterapia de piel, para lesiones no melanoma, es una indicación que ha crecido enormemente, sobre todo en las lesiones no abordables quirúrgicamente ya sea por motivos de condiciones del paciente, clínicos o estéticos. Recientemente la *American Brachytherapy Society* (ABS) ha publicado un informe en el que se recogen guías tanto para los aspectos clínicos como de dosimetría clínica en las diferentes modalidades de BT de piel: superficial con moldes o *flaps*, superficial con aplicadores blindados e intersticial. En la actualidad el grupo de BT de la SEOR, en colaboración con el grupo de BT de la SEFM, está en proceso de publicación de las conclusiones de una reunión específica celebrada el pasado año. Finalmente, en lo referente al *Groupe Européen de Curiethérapie–European SocieTy for Radiotherapy & Oncology* (GEC-ESTRO) se ha pu-

blicado recientemente la segunda versión del capítulo de piel en el *Handbook* de BT así como está en proceso un grupo de BT específico para producir recomendaciones en la BT de piel. Finalmente, centrado en aspectos dosimétricos, existe un *Task Group* (el 253) de la *American Association of Medical Physics* (AAPM) ligado tambien a la ESTRO que está muy próximo a publicar recomendaciones en la dosimetría y control de calidad para las diferentes aplicaciones-aplicadores superficiales de piel en BT. Tradicionalmente, la BT superficial de piel se basaba en el uso de moldes o flaps. En los últimos años se han incorporado notablemente los denominados aplicadores blindados, es decir, una especie de conos-minihaces que colliman la radiación al área de tratamiento con una sola posición de la fuente a cierta distancia de la piel. A los basados en radionúclidos (HDR Ir-192) como son los Leipzig o Valencia se han unido con fuerza los denominados BT electrónica, como son *Xoft*, *Intrabeam* o *Esteya*. Esto ha traído consigo una importante controversia en la definición de braquiterapia, fundamentalmente por motivos económicos. En esta presentación trataremos de dar una breve perspectiva de los diferentes aspectos de implementación en la práctica clínica: Estado de Referencia Inicial incluyendo la distribución de dosis, planificación, limitaciones en el cálculo, posicionamiento y tratamiento, control de calidad así como controversias actuales en la consideración radiobiológica.

La BT de cérvix es una de las opciones terapéuticas fundamentales de la BT siendo en estos momentos aceptada como la óptima. Además de las numerosas recomendaciones muy importantes de GEC-ESTRO, un hecho muy importante ha sido la publicación muy reciente del ICRU89 que es una referencia fundamental en esta disciplina. La Sociedad Española de Física Médica (SEFM) creó un grupo de trabajo específico de BT de cérvix cuya informe será de muy próxima aparición. En los últimos años el desarrollo en esta modalidad ha sido muy importante, quedando bien establecido la opción idónea consistente en la planificación exclusiva con Resonancia Magnética (RM) en su modalidad T2W junto con el uso de aplicadores con componente intersticial con el fin de conformar óptimamente los volúmenes a tratar con el conveniente respeto de los órganos sanos (vejiga, recto, sigma e intestino). En esta presentación trataremos de dar una breve perspectiva de los diferentes avances y retos como son la reconstrucción y la optimización teniendo en cuenta su evaluación radiobiológica, así como el impacto de los nuevos algoritmos en BT.

Carlos Montes

CURSO ACTUALIZACIÓN: SOFTWARE LIBRE DE PROCESADO DE IMAGEN. SOFTWARE LIBRE DE PROCESADO DE IMAGEN

El procesado de imagen es muy importante en las 3 áreas básicas de la física médica (RT, RD y MN) tanto desde un punto de vista clínico como para el propio trabajo del radiofisico en el control de calidad del equipamiento, por lo que puede ser considerado como un área transversal en física médica; su conocimiento no es imprescindible, pero una base en procesado de imagen nos puede ayudar a alcanzar una gran mejora en eficiencia.

Dado que los productos comerciales no siempre son fáciles de conseguir y que en ocasiones no disponen de las utilidades que se necesitan en esta sesión presentaré brevemente algunos paquetes de procesado de imagen gratuitos que son útiles en física médica. Se presentan algunos programas generales que permiten visualización de estudios en 3D, corregistro y segmentación y que son programables por el usuario. Por otra parte, se presentan otros programas de software gratuito para aplicaciones concretas. Finalmente se introducen los dos programas que se han considerado más útiles en nuestro ámbito de trabajo (ImageJ y 3DSlicer) que serán explicados con mayor detalle en las siguientes exposiciones.

RESUMEN:

El día 14 de junio, de 14:30 a 16:00 de la tarde, en la Sala Assaig del Auditorio de Gerona, tuvo lugar una mesa redonda para debatir, en torno al tema "**Dosimetría TLD versus Dosimetría OSL"**, moderada por Mercè Ginjaume y que tuvo como ponentes a Jorge Vilar Palop, Cristian Candela Juan , Juan Diego Palma Copete y Nieves Llorca Domaica radiofísicos del Centro Nacional de Dosimetría de Valencia (CND), a Luis Alejo Luque radiofísico del Hospital La Paz de Madrid y a Facundo Ballester Pallarés profesor de la Universidad de València.

On June 14, from 2:30 p.m. to 4:00 p.m., in the Assaig Hall of the Auditorium of Gerona, a round table was held to discuss, on the topic "TLD Dosimetry versus Dosimetry OSL", moderated by Mercè Ginjaume and that had as speakers to Jorge Vilar Palop, Cristian Candela Juan, Juan Diego Palma Copete and Nieves Llorca Domaica of the Centro Nacional de Dosimetría of Valencia (CND), Luis Alejo Luque of the Hospital La Paz of Madrid and Facundo Ballester Pallarés of the Uniiversity of València.

INTRODUCCIÓN:

En España, actualmente, no existe ningún servicio de dosimetría externa autorizado por el Consejo de Seguridad Nuclear, cuyo sistema de dosimetría esté basado en luminiscencia ópticamente estimulada (OSLD), la totalidad de los mismos se basan en sistemas de dosimetría por termoluminiscencia (TLD). En esta mesa tratamos de abrir debate constructivo entre ventajas e inconvenientes de ambos sistemas y para ello intentamos enfocar la cuestión desde diferentes puntos de vista que fueron aportados por los ponentes, provenientes del ámbito de los servicios de dosimetría externa, del ámbito hospitalario y del mundo de la universidad. La idea fue plantear un debate de sistemas basados en estimulación de termoluminiscencia por calor o por estimulación óptica y no de propiedades de los materiales más comúnmente usados en TLD y/o en OSLD.

DESARROLLO:

Durante la sesión debían presentarse seis ponencias, por lo que decidimos dar 10 minutos a cada ponente para exponer sus puntos de vista y dejar 30 minutos para debatir la cuestión con los asistentes a la sesión.

Jorge Vilar Palop hizo una presentación desde el punto de vista de un servicio de dosimetría externa, el CND, que lleva 40 años utilizando dosimetría basada en TL “Cuarenta años de dosimetría TLD en el CND”. Gracias a un algoritmo propio de determinación de dosis, basado en la determinación de la energía por la diferente respuesta de los cuatro detectores tras cuatro filtros distintos (ventana, plástico, aluminio y cobre) y posterior determinación de la dosis corrigiendo por la energía obtenida, la respuesta dosimétrica cumple con todos los requisitos y normas. Puso de manifiesto las bondades de este sistema. Resaltando incluso, que la necesidad del horneado para realizar el anneal, en un centro de dosimetría con gran volumen de lecturas

mensuales no supone un gran consumo de recursos, ya que se pueden llegar a hornear del orden de 3000 dosímetros a la vez.

Cristian Candela Juan, "Comparación de dosímetros personales pasivos basados en tecnología BeOSLD y TLD-100", durante esta presentación, mostró los resultados de un estudio comparativo experimental en el que se evaluó, de acuerdo con la norma IEC 62387, la respuesta dosimétrica a fotones de dos sistemas: el del CND con los dosímetros de solapa de Harshaw, basados en cuatro detectores TL de LiF:Mg,Ti y el de la casa comercial Dosimetrics, basados en 4 detectores OSL de BeO. En el primer caso, el algoritmo inicialmente calcula la energía de la radiación incidente, y en base a ella determina la dosis, mientras que en el segundo caso el algoritmo determina directamente la dosis, evaluando el rango de energía de la radiación incidente como dato independiente de la evaluación de la dosis. Los resultados de los dos sistemas fueron comparados, y las ventajas y desventajas de cada uno fueron destacadas, resaltando que en ambos casos se cumplían satisfactoriamente los requisitos de la norma antes mencionada.

Juan Diego Palma Copete, en esta ponencia "Evaluación de la respuesta dosimétrica de dosímetros pasivos personales basados en tecnología OSL", presentó los resultados de la respuesta dosimétrica de los dosímetros personales InLight (Landauer) basados en tecnología OSL de cuatro detectores de óxido de aluminio dopados con carbono (Al_2O_3:C) siguiendo la guía IEC 62387. La guía establece los requisitos que ha de satisfacer todo sistema de dosimetría personal y ambiental de integración pasiva. En este sistema, se estima la energía de la radiación incidente y la tiene en cuenta a la hora de dar el resultado. En este trabajo se presentaron los resultados de las pruebas: coeficiente de variación, linealidad de la respuesta con la dosis, dependencia con el ángulo de incidencia de la radiación, dependencia energética y posibilidad de reutilización de los detectores. La conclusión es que el sistema evaluado cumple con los requisitos de la guía IEC 62387 para poder ser utilizado en dosimetría personal para irradiaciones con fotones.

Luis Alejo Luque en su ponencia "OSL nanoDots: Experiencia clínica de un servicio de Física Médica" expuso, como con la ayuda concedida por el CSN en 2012, el servicio de Radiofísica y Radioprotección del Hospital la Paz adquirió un sistema de dosimetría OSL de la casa comercial Landauer con dosímetros nanoDot. En su presentación hizo hincapié en que el factor que decidió la compra de este sistema, fue el económico, ya que a iguales prestaciones que otras marcas y sistemas el precio era considerablemente más bajo. Se presentaron las características de estos dosímetros así como la respuesta de los mismos a diferentes energías respecto a la respuesta a Cs-137, su sensibilidad en función de la dosis acumulada, la pérdida de señal en el tiempo (fading), posibilidad de relectura de los mismos y pérdida de señal por lecturas sucesivas, linealidad de respuesta en el rango de radioterapia, etc. En su exposición concluyó que una vez superada la fase de puesta a punto del sistema, disponer de los dosímetros les ha permitido hacer una evaluación, in situ, de las dosis recibidas por los profesionales más expuestos y por ende, ello les ha permitido llevar a cabo una optimización de procedimientos para bajar las dosis recibidas.

Facundo Ballester Pallarés presentó la ponencia “Estudio Monte Carlo de la respuesta de OSL y TLD para dosimetría personal”, en este trabajo el objetivo era analizar con Monte Carlo la respuesta de TLD y OSL a espectros de rayos x y comparar con los valores medidos en el CND. Los dosímetros utilizados: InLight Modelo 2 de 4 detectores y nanodot, ambos de la casa comercial Landauer y los dosímetros de cuatro detectores TLD de Harshaw utilizados en el CND. Como conclusión de la ponencia podemos decir que se han caracterizado mediante Penelope los dosímetros para dosimetría personal OSL Inlight modelo 2 (Landauer) y TLD del CND (Harshaw), la comparación de los resultados Monte Carlo con las medidas del CND son compatibles con las incertidumbres. Actualmente hay un trabajo en curso para caracterizar los dosímetros a las energías bajas de 10 keV y 20 keV.

Nieves Llorca Domaica en su ponencia “TLD Vs. OSLD: Fortalezas y debilidades” expuso el debate, bajo el punto de vista de un Servicio de Dosimetría Personal Externa, sin incluir dosimetría de neutrones y dando por supuesto, que actualmente existen sistemas tanto TLD como OSLD que cumplen con la norma IEC 623873. Resaltó la importancia y a la vez la principal cuestión que estriba en la forma de estimular la luminiscencia: OSLD libera los electrones por estimulación con luz y TLD por estimulación con calor. La inducción de la luminiscencia a través del calor puede producir posibles reacciones en el detector que pueden variar la sensibilidad, necesita una gran precisión en el calentamiento ya que es el factor determinante en la emisión de las curvas de luz, determina la necesidad de realizar, con posterioridad a la lectura, un tratamiento térmico en horno para dejar el detector en las condiciones óptimas de reutilización. Como conclusión, se desprende que el hecho de elegir un sistema u otro, va más allá de los factores técnicos o científicos, que ambos los pueden cumplir, para entrar en juego otros factores como: métodos admitidos por el organismo nacional regulador (CSN en España), número de lecturas mensuales por la capacidad para automatizar, económicos, culturales y políticos.

En el debate que se entabló seguidamente a la presentación de las ponencias, aparecieron preguntas relativas al problema de la sensibilidad a la luz de la dosimetría OSL, que queda solucionada al no tener que abrir los dosímetros para su lectura, ya que se introducen en el lector sin abrir, para que no afecte la luz. Preguntas al CSN sobre la admisión de sistemas OSL, a lo que la representante que estaba en la sala, respondió, que el CSN lo que pide es que se cumplan los criterios técnicos que demandan, independientemente del sistema. Se comentó la no comercialización en la actualidad de dosímetros de extremidades basados en OSL. También se hizo referencia reiteradamente al precio mucho más económico de los OSLD. El debate concluyó a las 16:00 para continuar con las sesiones del congreso.

CONCLUSIONES

Parece claro que tanto TLD como OSLD son sistemas apropiados para dosimetría personal, en España ya se utiliza en algunos hospitales y es cuestión de tiempo que se introduzca en los servicios de dosimetría personal. Cabe destacar el factor económico que ha sido uno de los principales motivos por lo que se ha implantado ya, en algunos hospitales, para realizar estudios dosimétricos.



Comunicaciones

Orales

ID: 01022
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en situaciones de exposición planificada

Protección Radiológica y Gestión de Residuos NORM en la Industria del Petróleo y el Gas

Ramon Casanovas[1] , Tomas Recio[1] , Beatriz Gomez-Argüello[1]

1) TECNATOM S.A.

1) OBJETIVO DEL TRABAJO Y APORTACIÓN ORIGINAL

Los yacimientos de petróleo y gas contienen radionucleidos de origen natural que, como consecuencia de los procesos de extracción, forman depósitos de NORM en las instalaciones de Exploración y Producción (E&P). Algunos ejemplos de NORM provenientes del sector incluyen el agua de producción, las incrustaciones (*scales*), los lodos (*sludge*) y los escombros del raspado de tubos (*pigging*).

Recientemente se están desarrollando a nivel internacional plantas industriales para gestionar, procesar y desechar este tipo de residuos.

Las exposiciones a las radiaciones ionizantes de los NORM durante los procesos de E&P de petróleo y gas se consideran, según la clasificación de la ICRP, como exposiciones existentes. Sin embargo, las exposiciones en estas nuevas plantas de tratamiento de NORM se deben consideran como exposiciones planificadas. Esto conlleva a que dichas instalaciones deben cumplir ciertos requisitos regulatorios y cumplir con los principios básicos en materia de Protección Radiológica (PR) de justificación, optimización y limitación de las exposiciones.

En este sentido, Tecnatom ha participado en el diseño de una planta de tratamiento de residuos NORM provenientes del sector del petróleo y gas que está en construcción en Oriente Medio, proporcionado asesoramiento específico en temas de PR que afectan a múltiples áreas y fases del diseño de la instalación.

En este trabajo se describen los aspectos principales relacionados con la PR de este nuevo tipo de plantas de procesado de residuos NORM del petróleo.

(2) MATERIALES Y MÉTODOS

El análisis de los puntos clave relacionados con la PR, está basado en la experiencia adquirida por los consultores e ingenieros de Tecnatom durante la fase de ingeniería conceptual y de detalle de la nueva planta de gestión, procesamiento y eliminación de residuos NORM en Oriente Medio.

En la Figura 1 se puede observar un esquema del diseño conceptual de la planta NORM que incluye las distintas zonas e instalaciones consideradas.

(3) RESULTADOS

Los siguientes puntos se han identificado como críticos para el correcto diseño de una nueva planta de tratamiento de residuos NORM de la industria del petróleo:

- Análisis detallado de las diferentes corrientes de residuos NORM a procesar. Caracterización físico-química previa, determinación isotópica, rangos esperados de cada corriente. Es necesaria la realización previa de una campaña de muestreo y análisis (ver figura 2).
- Análisis realista de los riesgos e impactos radiológicos asociados con especial atención al radón y al riego de contaminación interna en aquellas zonas con corrientes concentradas de residuo (p.ej. cenizas). Diseño de blindajes estructurales, sistemas de ventilación, etc. acorde a las necesidades de protección.
- Diseño de un Programa de Protección Radiológica correctamente dimensionado al riesgo existente y al objetivo de dosis ALARA, evitando sobredimensionar el sistema de PR.
- Consideración de otros aspectos asociados a la PR que deben considerarse desde la fase de ingeniería, por ejemplo:
    - Sistema de control del inventario. Desarrollo de un software WIRKS (*Waste Inventory Record Keeping System*).
    - Diseño de un plan de emergencia interior con las consideraciones radiológicas necesarias.
    - Desarrollo del programa inicial de desmantelamiento de la instalación.

(4) CONCLUSIONES

La gestión de los residuos NORM provenientes de la industria del petróleo y el gas debe realizarse de forma segura en plantas diseñadas específicamente para ello.

En estas plantas, las exposiciones a las radiaciones ionizantes se consideran planificadas, y por tanto, se deben considerar los principios básicos de la PR durante todo su ciclo de vida.

Es necesario realizar una caracterización previa de los distintos tipos de residuos NORM a gestionar en la planta para optimizar el diseño y operación de la misma, dar cumplimiento al principio ALARA y elaborar un programa de PR conmensurado a los riesgos de la planta.


(i) Área de servicios e instalaciones comunes
(ii) Área de tratamiento y procesado
Control de acceso a zona controlada y laboratorio
Desclasificación de materiales
Limpieza y preacondiciona-miento
Incinerador
Solidificación
(iii) *Landfill* (celdas almacenamiento de residuos)



ID: 01117
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en situaciones de exposición planificada

DETECCION POSITIVA DE KR-85 EN LA ATMOSFERA DE UNA MPC CARGADA Y SECA

JORDI ESTRAMPES BLANCH[1] , LUIS VEGA COSIO[1]

1) ANAV

Desde 2014, la central nuclear Ascó lleva a cabo campañas de carga de combustible irradiado en contenedores HiSTORM-100 de la firma HOLTEC.

Cada contenedor incorpora una cápsula metálica soldada (MPC) de 32 posiciones para ser ocupadas por elementos combustibles con distintas combinaciones de quemado y tiempo de enfriamiento.

Una vez cargada, la MPC se somete a un proceso de secado –drenaje del agua y secado por recirculación de gas Helio con ayuda de un equipo deshumidificador y enfriador (FHD)- para finalmente quedar llena con una atmósfera inerte de Helio a una presión de unos 3-4 Kg/cm2.

El servicio de PR de CN Ascó decidió llevar a cabo un análisis de una muestra del gas Helio que queda en el FHD una vez finalizado el proceso de secado de la MPC, antes de ventearlo hacia el sistema de extracción de las unidades de ventilación del edificio de combustible. Esta iniciativa –pionera en la industria para este sistema de contenedores- se enmarca dentro de las “buenas prácticas” en materia de protección radiológica.

A lo largo de las 5 campañas de carga de contenedores llevadas a cabo hasta el momento –un total de 11 contenedores con combustible de las dos unidades de CN Ascó- se han obtenido resultados positivos en Kr-85 en cuatro MPC.

Puesto que en la fase de caracterización previa del combustible a ser cargado en los contenedores una de las propiedades que se verifican es la estanqueidad, de acuerdo con lo establecido en la ISG-1.11, y teniendo en cuenta que todos los elementos habían sido clasificados como “estancos”, la presencia de Kr-85 puede atribuirse a la aparición o reapertura de un defecto tipo “pinhole” durante la fase de secado de la MPC, debido a las exigentes condiciones termodinámicas a las que ese proceso somete a las vainas de los elementos combustibles.

ID: 01196
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en situaciones de exposición planificada

Resolución del nuevo modelo del Cesio basado en la ICRP 130. Aplicación a la evaluación de bioensayos

Guillermo Sánchez León[2] , M. Antonia López[1] , Montserrat Moraleda[1]

1) CIEMAT 2) USAL_ENUSA

I. Objetivos

Se ha establecido una colaboración entre CIEMAT y la Universidad de Salamanca en relación a la aplicación del programa BIOKMOD (http://diarium.usal.es/guillermo/biokmod/) para la implementación de los nuevos modelos biocinéticos OIR de ICRP. Este estudio conjunto se desarrolla en el marco de las actividades de dosimetría interna de EURADOS y del proyecto DOSIS (Plan I+D MINECO–RETOS 2017-2020). El Cesio es el primer elemento seleccionado debido a la relevancia de sus isótopos radiactivos ^{137}Cs y ^{134}Cs en la exposición interna ocupacional en la industria nuclear. Aunque se ha implementado al modelo del Cs uno de los objetivos es desarrollar una metodología que permita ir implementando otros isótopos de otros elementos que revisados por la ICRP 130, y futuras ICRP aún no publicadas, a las se tiene acceso a través de EURADOS. Una de las novedades que se aporta es que para la resolución se utiliza programación simbólica, lo que permite en muchos casos tener una solución analítica de los modelos.

II. Material y Métodos

BIOKMOD es un software desarrollado por Guillermo Sánchez (ENUSA&Universidad Salamanca), programado utilizando el Wolfram Language (Mathematica), que permite resolver modelos compartimentales, de aplicación en dosimetría interna y en farmacocinética. Se ha aplicado a la resolución del nuevo modelo biocinético del Cesio, que se presentará en la nueva publicación de ICRP OIR-Part III en 2017. De especial interés son los radionucleidos ^{137}Cs y ^{134}Cs, emisores gamma en el rango 570-800 keV, por lo que se detectan fácil y rápidamente en trabajadores expuestos mediante medida directa en Contador de Radiactividad Corporal.

III. Resultados

El nuevo modelo OIR de ICRP del Cesio se ha implementado utilizando el programa BIOKMOD (el desarrollador del programa ha realizado algunos cambios a la versión actual del programa, que será incluidas en una próxima revisión del mismo). Se ha tenido en cuenta el nuevo modelo sistémico (Figura 1), que es muy distinto al anterior (ICRP 30 e ICRP56), conjuntamente con el complejo modelo del tracto alimentario (HATM) de ICRP100; en el caso de inhalación se utiliza el modelo del Tracto Respiratorio (HRTM) de ICRP66 (revisado en la ICRP130). Se han estudiado los casos de Inhalación, Ingestión e inyección para Cesio Tipo F, M y S. Los factores de retención (IRF) para todo el cuerpo en el caso del ^{137}Cs, tipo F, que se representan numéricamente en la Tabla 1 (incorporación por inyección, ingestión e inhalación). Es importante destacar que las soluciones obtenidas son analíticas y que tablas y gráficos se han elaborado a partir de la solución analítica, esto tiene una importante ventaja respecto a las soluciones numéricas, que son las que habitualmente dan otros autores. Por ejemplo: Dada una solución q(t) para un determinado elemento y vía de incorporación, esta puede aplicarse a cualquier isótopo, de constante de desintegración ?, haciendo q(t) Exp(-? t); asimismo puede calculase la retención para incorporaciones crónicas por integración directa de q(t) o puede utilizarse para casos de incorporaciones aleatorias. Los resultados se han incluido en la tabla 1. Se han comparado con los datos disponibles por el coordinador de la tarea de implementación de modelos OIR en el grupo WG7 de EURADOS (BfS, Alemania) para un escenario de exposición interna ocupacional (tamaño de partículas de AMAD= 5 µm) por inhalacion llegándose a un acuerdo total en los resultados obtenidos.

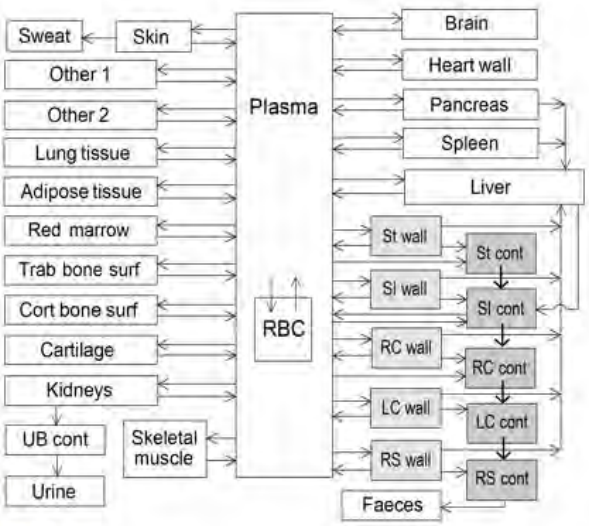
IV. Conclusión

Se ha implementado utilizando BIOKMOD los nuevos modelos OIR de ICRP para el Cs.

La metodología desarrollada permitirá seguir implementando en BIOKMOD otros isótopos de acuerdo a los nuevos modelos. El método de implementación es modular dividendo el modelo general en tres sistemas (Sistémico, HATM, HRTM). Podrá utilizarse en futuros elementos. Una de las grandes ventajas de la metodología utilizada es que permite en la mayoría de los casos obtener soluciones analíticas.

Tabla 1.- Factores de retención obtenidos ^{137}Cs (Nuevo modelo)

Days after start intake	Injection	Ingestion	Inhalation (F)
1	9.48E-01	9.47E-01	6.69E-01
2	9.28E-01	9.22E-01	6.37E-01
3	9.13E-01	9.06E-01	6.24E-01
4	9.02E-01	8.94E-01	6.15E-01
5	8.93E-01	8.84E-01	6.08E-01
6	8.84E-01	8.76E-01	6.02E-01
7	8.76E-01	8.68E-01	5.97E-01
8	8.69E-01	8.61E-01	5.92E-01
9	8.62E-01	8.53E-01	5.87E-01
10	8.55E-01	8.47E-01	5.82E-01
20	7.93E-01	7.85E-01	5.40E-01
30	7.36E-01	7.29E-01	5.01E-01
40	6.84E-01	6.78E-01	4.66E-01
50	6.36E-01	6.30E-01	4.33E-01
60	5.91E-01	5.85E-01	4.02E-01
70	5.49E-01	5.44E-01	3.74E-01
80	5.10E-01	5.05E-01	3.47E-01
90	4.74E-01	4.69E-01	3.23E-01
100	4.40E-01	4.36E-01	3.00E-01
200	2.12E-01	2.10E-01	1.44E-01
300	1.02E-01	1.01E-01	6.93E-02
400	4.91E-02	4.86E-02	3.34E-02
500	2.38E-02	2.36E-02	1.62E-02
600	1.17E-02	1.16E-02	7.94E-03
700	5.80E-03	5.75E-03	3.95E-03
800	2.97E-03	2.94E-03	2.02E-03
900	1.58E-03	1.56E-03	1.08E-03
1000	8.93E-04	8.85E-04	6.08E-04



$$\begin{aligned}\text{CsInyectionWBRetention}[t] = {} & 0.00862\, e^{-6.12\,t} + 0.00324\, e^{-4.98\,t} + 0.00533\, e^{-4.30\,t} - 157.\, e^{-2.00\,t} + 157.\, e^{-1.98\,t} - 6.23\times 10^{-6}\, e^{-1.77\,t} + 0.0193\, e^{-1.56\,t} + \\ & 0.0255\, e^{-1.25\,t} + 0.00173\, e^{-0.854\,t} + 0.000509\, e^{-0.726\,t} + 0.0338\, e^{-0.489\,t} + 0.00177\, e^{-0.250\,t} + 0.000551\, e^{-0.207\,t} + \\ & 0.0102\, e^{-0.179\,t} + 0.0000250\, e^{-0.0847\,t} + 0.916\, e^{-0.00729\,t} + 0.00133\, e^{-0.00141\,t} - 3.26\, e^{-2.00\,t}\, t - 0.0331\, e^{-2.00\,t}\, t^{2.00}\end{aligned}$$

Figura 1. *Nuevo modelo sistémico de ICRP para el Cesio (OIR-III, en prensa)* . Se muestra la solución obtenida para la retención a todo el cuerpo para el caso de una inyección puntual unidad (se han eliminado términos de contribución insignificante).

ID: 01005
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en situaciones de exposición existente

CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DE SUBPRODUCTOS DE LA INDUSTRIA DEL PETRÓLEO

R. Idoeta[1] , M. Herranz[1] , M.T. Rodríguez[1] , F. Legarda[1]

1) Universidad del País Vasco UPV/EHU

Objetivos

La industria petrolífera es potencialmente una industria TE-NORM. Dado el creciente interés por los aspectos de Protección Radiológica asociado con estas industrias, que pueden tener un impacto no despreciable en la dosis recibida por los trabajadores, la caracterización de los subproductos de la industria del petróleo desde el punto de vista de su contenido en radionúclidos naturales cobra una especial relevancia.

Estos subproductos son matrices complejas, algunas de ellas inflamables, que presentan diferentes densidades y composiciones químicas y en las cuales la aparición de tierras raras y otros elementos químicos hacen que se deban de considerar como matrices altamente complejas. Por otra parte el contenido en ellas de sustancias radiactivas naturales puede ser extraordinariamente variable, no sólo entre los diferentes subproductos, sino en una misma matriz procedente de pozos distintos o de procesos de producción distintos.

El objetivo de esta ponencia es presentar la caracterización preliminar realizada de un conjunto de subproductos (petróleo, escoria, costra y aguas de perforación) por espectrometría gamma, recuento alfa/beta total y, en algunos casos, espectrometría alfa.

Materiales y métodos

Se ha trabajado con muestras de petróleo, escoria, costra y aguas de perforación procedentes todas ellas de una misma explotación petrolífera.

El pretratamiento realizado a las muestras ha consistido en una homogeneización, mediante un sonicador, cuando éstas son liquidas y un filtrado de las muestras de agua, con objeto de medir tanto en la fracción líquida como en la disuelta de éstas.

Se han analizado las emisiones gamma utilizando un espectrómetro HPGe convencional del 40% de eficiencia relativa. El tiempo de recuento ha sido de 1 día y los patrones de calibración han sido preparados adaptados a las

geometrías y densidades de las muestras.

Las medidas alfa/beta han sido realizadas con un contador proporcional de flujo de gas. Los tiempos de recuento han sido de 1000 minutos.

Para la realización de las determinaciones alfa, las muestras se han disuelto con ayuda de un digestor HPA. A continuación los métodos seguidos para las determinaciones de U y Th isotópicos han sido los convencionales de intercambio iónicos. El espectrómetro alfa utilizado ha sido un CANBERRA dotado de detectores PIPs y los tiempos de recuento de 300000 segundos.

Resultados

Los resultados obtenidos muestran que tanto el petróleo como el agua filtrada presentan unos contenidos en radionucleidos naturales emisores gamma indetectables por espectrometría gamma (con límites de detección del orden de 600 Bq/m^3 para el ^{214}Pb, 300 Bq/m^3 para el ^{212}Pb y 200 Bq/m^3 para el ^{235}U, en ambos casos).

La costra presenta contenidos en ^{226}Ra y sus descendientes claramente detectables en el entorno de los 300 Bq/kg, con una actividad de ^{228}Ra y sus descendientes unas 5 veces menor.

Los lodos, presentan contenidos del orden de 1.5E+04 Bq/m^3 de ^{226}Ra y sus descendientes, con una actividad de ^{228}Ra y sus descendientes unas 10 veces menor. También en esta muestra se observa la presencia de ^{40}K.

Hay que señalar que en el caso de las aguas, no se detecta por espectrometría gamma ninguno de los radionucleidos naturales, ni en la fase líquida ni en la particulada. Sin embargo, el recuento alfa-beta realizado sobre la fase particulada muestra un ligero contenido en alfa total, del orden de 200 Bq/m^3.

Los datos de las espectrometrías alfa están en fase de proceso y se encontrarán disponibles en las próximas semanas.

Conclusiones

Desde el punto de vista del análisis de la industria de extracción de petróleo como una industria NORM, no parece que deban de ser tomados en consideración como agentes de impacto radiológico ni el propio petróleo ni las aguas de perforación, sin embargo los fangos así como las costras sí que podrían ser objeto de un análisis detallado en el contexto de la protección radiológica a los trabajadores.

ID: 01044
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en situaciones de exposición existente

Evaluación Radiológica del`proceso de extracción de monazita en el proyecto Matamulas (Ciudad Real)

Rafael Garcia-Tenorio[1] , Enrique Sanz[2] , Guillermo Manjón[1] , Inmaculada Diaz-Francés[1] , Enrique Burkhlater[3]

1) Departamento Fisica Aplicada II, Universidad de Sevilla 2) Geomnia Natural Resources, Madrid 3) Quantum Minería, Madrid

Objetivo

Se ha realizado una evaluación radiológica detallada asociada al proyecto minero de extracción a cielo abierto de monacita gris (mineral enriquecido en tierras raras) conocido como proyecto Matamulas y localizado en las cercanías de la población de Torrenueva (Ciudad Real).

Aunque el proceso de extracción minera de tierras raras es una de las actividades reconocidas en la lista positiva de actividades NORM que se encuentran recogidas explicitamente en la legislación vigente, los resultados de la evaluación realizada permiten concluir que la actividad de extracción prevista en el proyecto Matamulas será una actividad que podrá ser considerada como exenta, no siendo necesaria la adopción de medidas de protección radiológicas.

Materiales y métodos

La evaluación radiológica se ha basado en los siguientes estudios: a) determinación de las concentraciones de actividad de diversos radionucleidos de la serie del U y el Th en muestras representativas del material a ser extraido, b) construcción de un mapa detallado de las tasas de dosis por irradiación externa en la zona minera, c) estudio de la distribución de la radiactividad natural en el material extraido en función de su tamaño de grano, y d) experimentos de lixiviación en laboratorio.

Resultados

En el material representativo del que será extraido en Matamulas se han determinado concentraciones de actividad en el rango 70-100 Bq/kg, 40-60 Bq/kg and 600-850 Bq/kg para los elementos de la serie del Th, de la serie del U y el ^{40}K, respectivamente, siendo las concentraciones de actividad de ^{232}Th y ^{238}U claramente inferiores al valor de referencia de 1 Bq/g. Adicionalmente, los valores de las tasas de dosis por irradiación externa son solo un factor 2 susperiores a los valores de fondo medio determinados en nuestro país, lo que no es sorprendente porque aunque la monazita se encuentra enriquecida en Th y U, ésta se encuentra presente en forma de nodulos diluida en el material bruto extraido en concentraciones de 2.5-3 Kg/m^3 de suelo. El hipotético incremento de las dosis recibidas por los trabajadores en esta actividad minera via irradiación externa sería como máximo de 0.10-0.15 mSv/h , lo que conduciría a una dosis efectiva ocupacional de 0.2-0.3 mSv/y.

La gran mayoría del Th u U presente en el material a extraer se encuentra asociado a la fracción de monazita, la cual cubre el rango 0.5 mm – 1.5 mm de tamaño de grano. Este tamaño elimina la posibilidad de resuspensión de la monazita durante las operaciones mineras previstas, haciendo despreciable el impacto radiológico de la

actividad prevista via inhalación. Estas labores de minerías se realizarán además a cielo abierto evitandose de esta forma incrementos apreciables en dosis debido a radón.

Indicaremos finalmente que el posible impacto radiológico de esta actividad en el público es practicamente nula pues además de ser depreciable la via de impacto via inhalación por los motivos anteriormente indicados, debido al carácter refractario de la monazita (disolución nula en agua de lluvia y soluciones ligeramente ácidas) no existe posible impacto vía contaminación radioactiva de masas acuosas, y consecuentemente de la cadena trófica. Medidas preopercionales realizadas en vegetales, hortalizas y frutas de la zona indican la no existencia de anomalías en su contenido radiactivo.

Conclusiones

Las labores previstas de extracción de tierras raras en Torrenueva (Ciudad Real) provocarán un incremento de las dosis ocupacionales muy por debajo de los valores de referencia a partir de los cuales es necesario tomar medidas de protección radiológica, mientras que el impacto radiológico de dicha actividad en el público se puede considerar prácticamente nulo

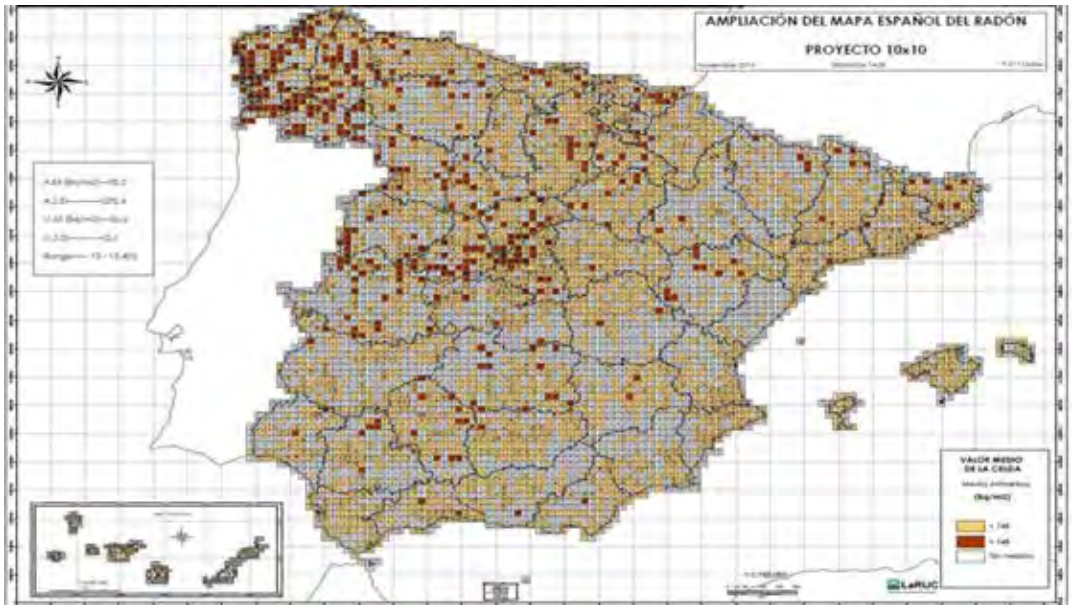
ID: 01062
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en situaciones de exposición existente

Radon: Un problema de salud publica pendiente

luis santiago quindos poncela[1] , carlos sainz fernandez[1] , ismael fuente merino[1] , alicia fernandez villar[1] , jose luis gutierrez villanueva[1] , santiago celaya gonzalez[1] , luis quindos lopez[1] , daniel rabago gomez[1]

1) univerrsidad de cantabria

Objetivo:Actualizar la informacion existente con relacion a la presencia de radon a lo largo de la geografia nacional actualizando los existentes a la espera de la entrada en vigor de la nueva Directiva Europea en febrero de 2018.
Material/Metodos: Mostrar la necesidad de establecer un control estricto de calidad de las medidas de gas radon en viviendas y puestos de trabajo que garantize la correcta evaluacion de dosis y por tanto de la toma de decisiones para proteccion del publico y trabajadores. Se presentan ejemplos de medidas llevadas a cabo con un alto grado de incertidumbre.
Resultados: Se presentan los diferentes mapas existentes de concentraciones de radon en viviendas realizando un analisis de los mismos con relacion a los efectos sobre la salud, especialmente con relacion a la incidencia de cancer de pulmon. Se analiza la propuesta de la ICRP con relacion al facttor de conversion a dosis a partir de la concentracion de gas radon medida y se analiza su impaco desde el punto de vista de proteccion radiologica de los trabajadores al amparo de la legistlacion existente IS33 publicada en el BOE en 2012.Se describen las principales acciones a desarrollar al objeto de cumplir con la Directiva Europea.
Conclusion: Se muestran los problemas relacionados con la medida del gas radon y la dificultad en la consideracion del mismo como problema de salud publica derivado de su condicion de elemento radiactivo de origen natural.



ID: 00973
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

GILDA: GESTION INFORMÁTICA DEL LABORATORIO DE DOSIMETRÍA AMBIENTAL

José Francisco Benavente Cuevas[1] , Rafael Rodriguez Jimenez[1] , Jose Luis López Moyano[1] , Ana María Romero Gutierrez[1] , José María Gomez Ros[1]

1) CIEMAT

Objetivo.

Esta contribución tiene como objetivo presentar la aplicación GILDA, acrónimo de *"Gestión Informática del Laboratorio de Dosimetría Ambiental"*. Se trata de un software desarrollado por el Laboratorio de Dosimetría Ambiental (LDA) del Ciemat para optimizar su trabajo en rutina. El LDA es un laboratorio acreditado por ENAC, según la norma ISO17025, y GILDA es el resultado final de sucesivas acciones de mejora planteadas dentro del marco del sistema de calidad implantado en el laboratorio.

Esta aplicación está compuesta por dos módulos: GILDA - GESTION y GILDA – SGCA (Simplify Glow Curve Analysis). Ambos componen un sistema automatizado para la generación de informes de dosis equivalente ambiental $H^*(10)$ a partir de los ficheros de lectura del lector de dosímetros termoluminiscentes (TLD).

Materiales/Métodos.

Para la determinación $H^*(10)$, el LDA usa como dosímetro un conjunto formado por un chasis de PMMA, diseñado en el propio servicio, que contiene en su interior dos tipos de materiales termoluminiscentes:

- Tipo A: Seis dosímetros LiF:Mg,Ti (TLD-100, de Thermo).
- Tipo B: Cuatro dosímetros LiF:Mg,Cu,P (GR-200, de Conqueror Electronics)

Las medidas han sido realizadas usando un lector Thermo 5500, el cual permite exportar los datos de la curva de luz de cada TLD, registrados en 200 canales, a un archivo de texto.

El software GILDA, basado en una arquitectura de dos capas, ha sido desarrollado usando las últimas versiones de Visual Studio, Visual Basic for Applications (VBA), así como distintas herramientas del paquete Office como son las hojas de cálculo Excel y bases de datos (BBDD) Access, para garantizar la compatibilidad con los últimas versiones del sistema operativo Windows (7, 8, 10).

La aplicación está compuesta por dos módulos:

a) GILDA – SGCA: Conjunto de algoritmos matemáticos usados para el ajuste de curvas TL experimentales, que permiten obtener la señal neta de cada TLD, siguiendo los siguientes pasos:

1) Suavizado inicial de la curva de luz experimental.

2) Detección automática de los límites de integración para evaluar el área del pico dosimétrico.

3) Determinación del fondo intrínseco de cada detector, mediante un método específico para cada tipo de material (TLD-100 y GR-200).

4) Obtención del Área Neta, mediante la integración del resultado entre los limites encontrados en el punto 2 y la substracción del fondo intrínseco.

5) Exportación a una hoja de cálculo, que contiene unas macros (VBA) diseñadas con procedimientos específicos para la estimación de $H^*(10)$, mediante operaciones basadas en los datos exportados y en lo datos técnicos y

administrativos almacenados en las tablas de la BBDD del módulo GILDA-Administración.

b) GILDA – ADMINISTRACIÓN: Este módulo permite la gestión de los datos, tanto técnicos como administrativos, almacenados en una BBDD, con una compleja estructura de tablas relacionales, lo que permite un rápido intercambio de información durante todo el proceso.

Resultados.

Esta aplicación ha sido validada en base al estudio de la respuesta comparativa entre GILDA-SGCA y el método previamente usado por el LDA. La validación ha consistido en un estudio comparativo de la linealidad y la respuesta angular obtenidas por ambos métodos. Todas las irradiaciones se realizaron en los Laboratorios de Calibración del Ciemat. En la tabla 1 se muestra el resultado del test de linealidad realizado irradiando los dosímetros con una fuente de ^{137}Cs en el rango 0,1 mSv < $H^*(10)$ < 1 Sv. La tabla 2 muestra el resultado de la respuesta angular obtenida mediante irradiaciones al mismo valor $H^*(10)$=3mSv, pero con fuentes de ^{137}Cs, ^{60}Co y cuatro calidades de rayos X.

Conclusión.

GILDA es una herramienta informática de gestión dosimétrica, que consigue integrar un software simplificado de análisis de curvas de luz TL dentro de una herramienta de gestión administrativa, con el objetivo de proporcionar, de forma automatizada, informes de dosimetría ambiental en términos de $H^*(10)$, aumentando la eficiencia de los procesos.

Tabla 1. Respuesta Lineal: Comparacion de la Señal Neta (S) y el Coeficiente de Varaición (CV) usando la aplicacion GILDA (Subindice "Gilda") con aquellos obtenidos con un software previo (Subindice "old") para irradiciones con una fuente de ^{137}Cs a diferentes valores de $H^*(10)$.

$H^*(10)$ (mSv)	S_{old} (a.u.)	CV_{old}	S_{Gilda} (a.u.)	CV_{Gilda}	S_{old}/S_{Gilda}
0.1	6468	15%	7599	11%	0.851 (1)
	236944	6%	236970	6%	1.000 (2)
0.3	21595	8%	22588	6%	0.956 (1)
	663134	5%	662910	5%	1.000 (2)
3	217785	5%	224374	4%	0.971 (1)
	6320014	4%	6322233	4%	1.000 (2)
1000	77281996	7%	79633518	7%	0.970 (1)
	2510715435	7%	2513115290	7%	0.999 (2)

(1) LiF:Mg,Ti, (2) LiF:Mg,Cu,P

Tabla 2. Respuesta Energetica: Comparacion de la Señal Neta (S) y el Coeficiente de Variación (CV) usando la aplicacion GILDA (Subindice "Gilda") con aquellos obtenidos con un software previo (Subindice "old") para irradiciones con diferentes fuentes de ^{137}Cs, ^{60}Co y cuatro calidades de Rayos – X al mismo valor de $H^*(10)$= 3mSv

radiation quality	S_{old} |u.a.|	CV_{old}	S_{Gilda} (a.u.)	CV_{Gilda}	S_{old}/S_{Gilda}
^{137}Cs	217785	5%	224374	4%	0.971 (1)
	6320014	4%	6322233	4%	1.000 (2)
^{60}Co	212240	3%	216302	3%	0.981 (1)
	6482830	7%	6508170	7%	0.996 (2)
N - 100	190573	6%	199873	5%	0.953 (1)
	3833604	5%	3822560	4%	1.003 (2)
N - 150	191754	10%	202317	11%	0.948 (1)
	3813439	3%	3820674	3%	0.998 (2)
N - 200	196454	5%	202533	6%	0.970 (1)
	4543360	5%	4544984	5%	1.000 (2)
N - 300	196566	8%	202345	7%	0.971 (1)
	4892891	8%	4894166	8%	1.000 (2)

(1) LiF:Mg,Ti, (2) LiF:Mg,Cu,P

ID: 00977
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

Análisis de Procedimientos para la Determinación de Isótopos de Torio en Muestras Ambientales e Industriales

M. Herranz[1] , F. Legarda[1] , R. Idoeta[1] , A. Parraga[1] , J.C. Lozano[2] , B. Quintana[2] , C. Garcia[2] , T. Marcos[2] , J.P. Bolivar[3] , F. Mosqueda[3] , S. Pérez[3] , M. Gázquez[3] , R. García-Tenorio[4] , J. Galván[4] , G. Manjón[4] , J. Mantero[4]

1) Dpt. de Ing. Nuclear y Mec. de Fluidos, Universidad del País Vasco (UPV/EHU), Bilbao 2) Lab. de Radiaciones Ionizantes, Universidad de Salamanca (US), Salamanca 3) Dpt. de Física Aplicada, Universidad de Huelva (UHU), Huelva 4) Dpt. de Física Aplicada II, Universidad de Sevilla (US), Sevilla

Se presentan los resultados y conclusiones obtenidos en el desarrollo del proyecto I+D “Optimización de un Procedimiento General para la Determinación de Isótopos de Torio en Muestras Ambientales e Industriales”, financiado por el CSN y recientemente finalizado.

Objetivos

El estudio ha sido enfocado a obtener las concentraciones de actividad isotópica de Th por espectrometría alfa con detectores PIPs al ser ésta la técnica más comúnmente utilizada por los laboratorios de medida de radiactividad. Al poderse dividir esta técnica en tres etapas: pre-tratamiento de la muestra, separación del torio y preparación de la muestra para su medida, se han analizado los factores que en cada una de ellas condicionan resultados poco satisfactorios cuando se aplican a diferentes tipos de muestras de origen ambiental e industrial. A partir del estudio realizado, se propone una solución integral a través de distintas opciones para cada una de las etapas que permitan su aplicación en un gran número de laboratorios en función de sus recursos materiales y de personal.

Material y métodos

El estudio ha sido realizado por 4 grupos de trabajo de otros tantos laboratorios universitarios, con objeto de poder realizar comparaciones concluyentes. Todos ellos han utilizado el mismo tipo de espectrómetro, los mismos trazadores y formulaciones unificadas para las evaluaciones de la concentración de actividad, incertidumbre y límite de detección. También las condiciones de medida (cantidad de muestra y trazador, tiempos de recuento y distancia fuente-detector) han sido unificadas.

Las matrices de trabajo han sido: tionite, ilmenita, fosfato roca, mineral de uranio, suelo, sedimentos, lodos de plantas depuradoras de agua, cenizas de origen vegetal, agua con alto contenido salino y disoluciones de referencia de ^{232}Th y ^{230}Th. Sobre ellas se han analizado los siguientes análisis:

- Se han evaluado cuatro alternativas para la etapa de obtención de la disolución total de la muestra: ataque ácido en abierto, ataque ácido en vaso cerrado, ataque ácido con microondas y fusión alcalina, conjuntamente con métodos estándar de lixiviación.

- Se han analizado cuatro posibilidades para la etapa de aislamiento de torio de sus interferencias: II-aniónica; TBP+II-aniónica, y las resinas cromatográficas tipo UTEVA y TEVA.

- Finalmente, se han estudiado dos opciones de preparación de la fuente de medida: electrodeposición y microprecipitación con fluoruro de lantánidos.

Resultados

Las opciones evaluadas para conseguir la disolución completa de la muestra han cumplido correctamente su objetivo. Existiendo diferencias en cuanto al tiempo requerido, preparación del operario y reactivos necesitados, la opción que se ha mostrado más exigente es la de ataque ácido en vaso abierto. El análisis estadístico de los resultados apunta, sin embargo, a que la falta de homogeneidad de ciertas muestras puede ser el origen de algunos resultados poco coherentes.

Por otra parte, todas las alternativas ensayadas para separar torio de sus interferencias han cumplido en general su cometido, produciendo disoluciones limpias de metales y de otros radionucleidos emisores alfa que pudieran solapar sus emisiones a las de los isótopos de torio. Ahora bien, el método TEVA ha proporcionado rendimientos bajos en muestras acuosas con alto contenido en sulfatos.

Finalmente, en la etapa de preparación de fuentes se ha observado que el rendimiento de electrodeposición es fuertemente dependiente de los parámetros físicos en que ésta se produce y no tanto de las muestras, proporcionando resultados más estables, aunque de peor calidad espectrométrica, el procedimiento de microprecipitación.

Conclusiones

A partir de los resultados obtenidos, se propone el método que consideramos más adecuado para la determinación isotópica de torio mediante espectrometría alfa, pero con diversas opciones que permitan una mejor implantación en los laboratorios nacionales atendiendo a sus recursos y experiencia.

NOTA: Los autores figuran ordenados por institución.

ID: 00978
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

Normalización internacional en la medida de la radiactividad

D. Calmet[1] , R. Ameon[2] , A. Bombard[3] , S. Brun[1] , F. Byrde[4] , J. Chen[5] , J. M. Duda[1] , M. Forte[6] , M. Fournier[7] , A. Fronka[8] , T. Haug[9] , M. Herranz[10] , A. Husain[11] , S. Jerome[12] , M. Jiranek[13] , S. Judge[12] , S. B. Kim[14] , P. Kwakman[15] , J. Loyen[7] , M. LLauradó[16] , R. Michel[17] , A. Ratsirahonana[18] , A. Richards[19] , K. Rovenska[8] , T. Sanada[19] , C. Schuler[20] , L. Thomas[21] , S. Tokonami[22] , A. Tsapalov[23] , T. Yamada[24]

1) CEA, France 2) ALGADE, France 3) TrisKem International, France 4) Bundesamt für Bevölkerungsschutz, Switzerland 5) Health Canada, Canada 6) ARPA Lombardia, Italy 7) ASN, France 8) NRPI, Czech Republic 9) University of Tuebingen, Germany 10) Universidad del País Vasco, España 11) Kinectrics Inc., Canada 12) NPL, UK 13) Czech Technical University, Czech Republic 14) Chalk River Laboratories, Canada 15) RIVM, The Netherlands 16) Universitat de Barcelona, España 17) Leibniz Universität, Germany 18) BSI, UK 19) Hokkaido University of Science, Japan 20) PSI, Switzerland 21) AFNOR, France 22) Hirosaki University, Japan 23) Russian Academy of Architecture and Building Science, Russia 24) Japan Radioisotope Association, Japan

Dado el impacto sobre la opinión pública de los temas relacionados con la protección de la salud, las autoridades nacionales son más propensas a poner su confianza en los resultados de radiactividad proporcionados por laboratorios acreditados (UNE EN ISO 17025) y, por lo tanto, trabajando con procedimientos validados y/o estandarizados y que, por consiguiente, puedan ser internacionalmente aceptados. La aceptación de los resultados es tanto más importante cuando se trata del transporte internacional de alimentos o productos, donde los resultados deben de ser necesariamente aceptados por diferentes países/instituciones.

La Organización Internacional para la Normalización (ISO) es una organización para la creación de normas internacionales compuesta por diversas organizaciones nacionales de normalización, que ha desarrollado a lo largo de los años un gran trabajo normativo metrológico, dentro del que se encuentra los métodos para la medida de la radiactividad. Muchas de estas normas han sido desarrolladas en colaboración con otras entidades internacionales, entre las que se encuentran: BIPM, IEC, IFCC, ILAC, IUPAC, ICRU y OIML; así como con otras entidades de ámbito nacional.

Las normas relacionadas con las determinaciones de radionúclidos constituyen documentos de referencia para hacer frente a las preocupaciones técnicas que surgen repetidamente en las relaciones entre los actores económicos, científicos, técnicos y sociales, tanto a nivel nacional como internacional. Tanto estemos hablando de programas de vigilancia radiológica ambiental como del análisis del impacto radiológico de una instalación o de medidas en caso de accidente/incidente nuclear, es esencial que las partes interesadas (stakeholders) exijan a los laboratorios el uso de métodos apropiados y globalmente aceptados para el muestreo, manipulación, transporte y almacenamiento de muestras, así como para su procesamiento, medida y cálculos de incertidumbre y límites de detección; de manera que los datos obtenidos puedan cumplir con su objetivo. En este contexto, la utilización de normativa internacional ayuda a garantizar que los resultados de las determinaciones radiactivas sean comparables entre diferentes laboratorios de medida.

Hoy en día, laboratorios involucrados en la medida de la radiactividad disponen de más de 150 normas internacionales ISO/IEC para ayudarles a realizar su tarea.

En la estructura de ISO, es el Subcomité 2 (SC 2), Protección Radiológica, del Comité Técnico 85 (TC 85), Energía Nuclear, Tecnología Nuclear y Protección Radiológica, el encargado de elaborar normas en el ámbito de la protección de las personas y el medio ambiente de todas las fuentes de radiaciones ionizantes, con la excepción del agua. Sus términos de referencia incluyen la metrología de la radiación y, por lo tanto, se han publicado diversas normas claves para laboratorios de ensayo. Por ejemplo, las dedicadas a la evaluación de la concentración de la actividad de radón (IEC 61577 con tres partes e ISO 11665 con once partes) en el medio ambiente y viviendas.

En cuanto a agua, es el Comité Técnico 147 (TC 147, Calidad del Agua) el específicamente encargado de la

normalización en el campo de la calidad del agua; sus términos de referencia incluyen el muestreo de aguas, su medida y el análisis de resultados que permita asegurar un control efectivo de los límites de aceptabilidad de la calidad del agua tal como se recomienda en las directrices internacionales. En el TC 147, es el Subcomité 3 (SC 3) el que lleva a cabo la elaboración de normas relacionadas con la determinación de radioactividad.

Esta presentación repasa las normas ISO más esenciales que proporcionan a los laboratorios de medida de radiactividad metodologías contrastadas para todas y cada una de las etapas que van desde la planificación del muestreo hasta la transmisión de los resultados a los clientes o autoridades.

ID: 00983
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

Radionúclidos biomédicos en estaciones depuradoras del Área Metropolitana de Barcelona

Dani Mulas[1] , Antonia Camacho[1] , Isabel Serrano[1] , Josep Mª Agulló[2] , Ricard Devesa[2] , Mª Amor Duch[1]

1) Instituto de Técnicas Energéticas (INTE) Universidad Politécnica de Cataluña (UPC) 2) Sociedad General de Aguas de Barcelona (AGBAR)

1. Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original

En las áreas metropolitanas suelen encontrarse centros sanitarios y laboratorios de investigación biológica que emplean radionúclidos en forma no encapsulada. En el caso de la medicina nuclear se utilizan ^{99m}Tc, ^{131}I, ^{123}I, ^{67}Ga, ^{111}In, y ^{18}F, que se administran a pacientes con fines diagnósticos, pero también terapéuticos y de investigación. El paciente elimina el radiofármaco administrado fundamentalmente a través de la orina, que se gestiona mediante evacuación convencional o sistemas de vertido controlado según la cantidad de isótopo administrado. En ambos casos dichos radionúclidos entran finalmente a través de las aguas residuales domésticas y hospitalarias en el ciclo del agua. Sin embargo, la información disponible sobre la presencia de radionúclidos biomédicos en sistemas metropolitanos de depuración es escasa.

Este trabajo se ha fijado como objetivo principal realizar un estudio de cribado sobre la presencia de dicho tipo de radionúclidos en aguas y fangos de las 7 estaciones depuradoras de agua residual urbana que dan servicio al Área Metropolitana de Barcelona (3.239.337 habitantes).

1. Material/Métodos

Se ha analizado el agua residual de entrada y los principales productos de la depuración: el efluente de salida y los fangos generados. Las aguas analizadas se han obtenido de forma integrada durante 24 h con equipos de muestreo automáticos. En el caso de los fangos, se han muestreado puntualmente los productos de las diversas fases del proceso; fango primario: partículas eliminadas y espesadas en tanques de decantación, 3-7% materia seca (m.s.); fango biológico: fangos activados decantados, purgados y espesados 2-8% m.s.; y finalmente, fango deshidratado: subproducto final mezcla de ambos tipos, sometido a una deshidratación centrífuga, 18-33% m.s.,

Se ha determinado la actividad específica de los isótopos emisores gamma mediante detectores coaxiales de germanio de alta pureza empleando geometrías tipo Marinelli (400 mL) o cilíndricas de polietileno (100 mL).

1. Resultados

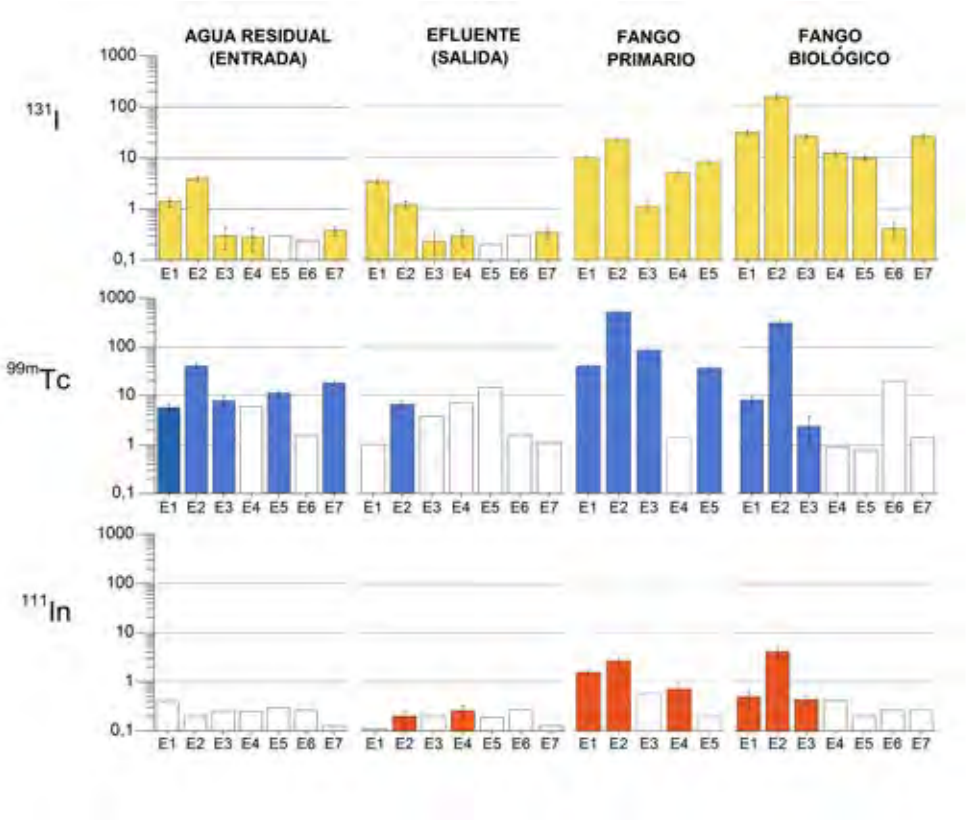
En el caso de las aguas de entrada (Figura 1), se ha detectado principalmente ^{131}I y ^{99m}Tc, mientras que el ^{123}I solo se ha determinado en una de ellas. En el caso del efluente de salida se ha detectado ^{131}I en 5 de las 7 plantas analizadas, con una concentración máxima de 3.4±0.4 Bq·L^{-1}, mientras que el ^{111}In tan sólo se ha detectado en dos estaciones. No se ha detectado la presencia de ^{67}Ga por encima de la actividad mínima detectable (AMD).

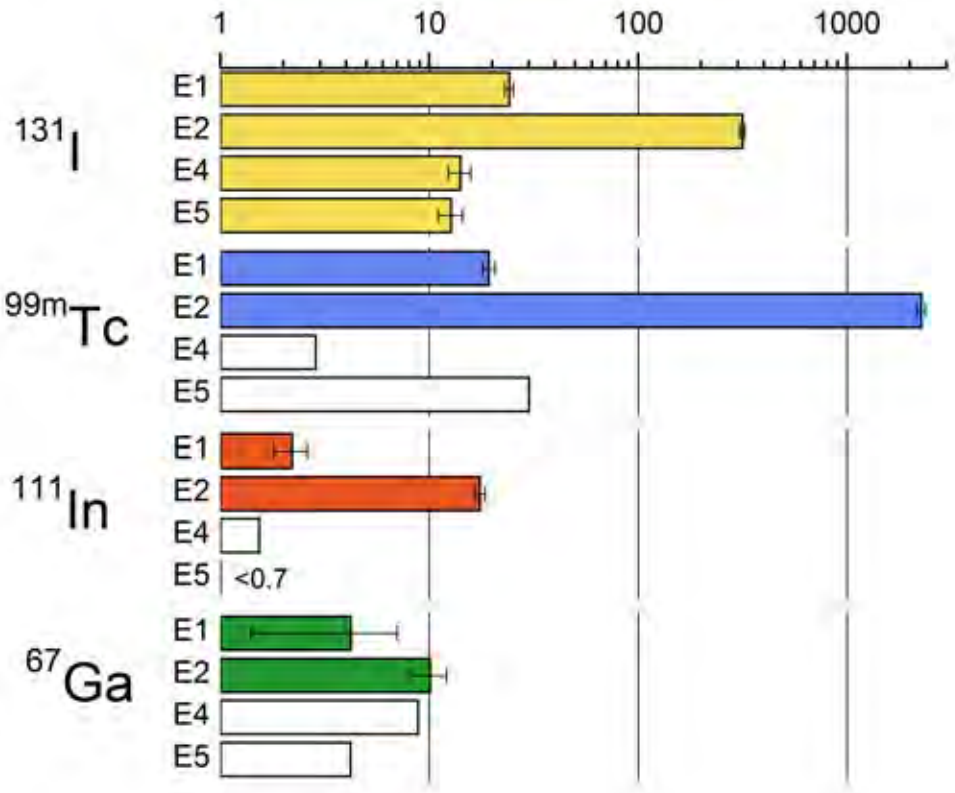
Por lo que respecta a los fangos (Figuras 1 y 2) se ha cuantificado ^{131}I en todas las muestras analizadas. En el caso del ^{99m}Tc y el ^{111}In se han detectado en el 56% y 50% del total de muestras analizadas respectivamente. El ^{67}Ga se ha cuantificado en los fangos primarios de tres estaciones (2-8 Bq·L^{-1}) y en los fangos deshidratados de dos (Figura 2), mientras que el ^{123}I no se encontrado por encima de la AMD. En concordancia con los resultados en agua de entrada, las concentraciones más elevadas para todos los radionúclidos analizados corresponden a los fangos de la estación 2. Realizando un análisis comparativo entre los resultados en fango primario y biológico, el ^{67}Ga y el ^{99m}Tc han mostrado concentraciones más elevadas en el primero, mientras que el ^{131}I en el segundo (Figura 1).

1. Conclusiones

Los fangos generados como subproducto de la depuración son un buen indicador de la presencia de los radionúclidos biomédicos en las aguas residuales debido a su capacidad de concentración de los mismos respecto a las aguas.

Considerando el escenario más conservador de un secado térmico inmediato del fango deshidratado, este se encontraría exento de consideraciones desde el punto de vista de la protección radiológica según los valores fijados en la nueva directiva 2013/59/ EURATOM.




1
10
100
1000
131I
99mTc
111In
67Ga
E1
E2
E4
E5
<0.7

ID: 01092
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

INFLUENCIA DE LAS PRECIPITACIONES EN LA TASA DE DOSIS EQUIVALENTE AMBIENTAL ?*(10)

Jose Luis Márquez Fernandez[1] , Pablo Perez-Cejuela Rincon[1] , José Carlos Saez Vergara[1] , Alicia Alvarez Garcia[1] , Javier Quiñones Diez[1]

1) CIEMAT

Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original.

La tasa de dosis ambiental debida a la radiación gamma se ve por influida por la presencia de radón emanado por la corteza terrestre hacia la atmosfera.

Debido a que los descendientes del radón están cargados eléctricamente en su formación, tienen tendencia a adherirse a las partículas de polvo que están normalmente presentes en la atmósfera y, por lo tanto, su concentración también está fuertemente influenciada por las condiciones atmosféricas. En particular, las turbulencias atmosféricas pueden transportar a los descendientes del radón hasta altas capas de la atmósfera. Estos descendientes de radón de vida corta pueden ser atrapados durante la formación de gotas de lluvia en las nubes o permanecer adheridos a partículas de polvo en la atmósfera bajo las nubes. Cuando llueve, los descendientes del radón presentes en las nubes son transportados en forma de agua de lluvia hasta el suelo (fenómeno conocido como *washout* en su acepción inglesa) y los de las capas inferiores a las nubes son arrastrados por el agua de lluvia hasta la tierra (fenómeno denominado *rainout*). De esta forma, la lluvia depositada superficialmente en el suelo llega a alcanzar altas concentraciones de descendientes de Rn y provoca un incremento en la tasa de dosis gamma ambiental debida, principalmente, a las emisiones gamma del ^{214}Bi y, en menor medida, a las del ^{214}Pb.

Se presenta un estudio de la influencia de las precipitaciones sobre la tasa de dosis equivalente ambiental ?*(10) que fue monitorizada en la estación de referencia para la medida de la radiación ambiental del CIEMAT (ESMERALDA) durante los años 1998 a 2007.

Material/Métodos.

Los equipos instalados en la estación ESMERALDA miden tanto variables radiológicas (radón, descendientes de radón, tasa de dosis equivalente ambiental ?*(10) y concentración de actividad de radioisótopos en aerosoles) como variables meteorológicas (presión atmosférica, temperatura, irradiación solar, humedad relativa, precipitaciones, velocidad y dirección del viento).

El estudio de los incrementos de la tasa de dosis debido a las precipitaciones se ha realizado mediante la selección aleatoria de 20 episodios de lluvia, observando la relación existente entre los incrementos de tasa de dosis, descendientes de Rn y la cantidad de lluvia depositada.

Resultados.

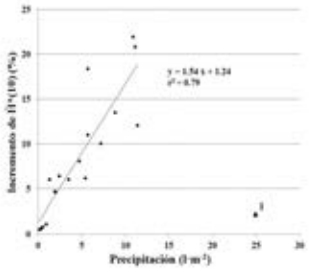
En la figura 1 se han representado los incrementos de la tasa de dosis frente a la cantidad de lluvia depositada en el suelo, observándose una relación lineal (r^2=0,79) entre ambas variables. Además, se observa un punto extremo fuera de la tendencia lineal que corresponde a un inusual episodio de fuerte precipitación (25 l·m^{-2}), el cual produjo un pequeño incremento de tasa de dosis debido a que los descendientes de Rn fueron diluidos en una gran cantidad de agua.

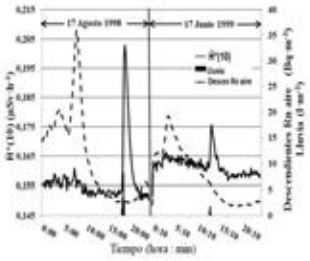
Según los episodios de lluvia estudiados, se observa que los incrementos de tasa de dosis no están influenciados por el número de días precedentes en ausencia de precipitación, otras variables como el techo de nube, deben de ser consideradas para una mejor evaluación de los incrementos en la tasa de dosis.
En la figura 2 se muestran las evoluciones de la tasa de dosis y los niveles de los descendientes de Rn en aire en dos episodios de lluvia. No se observan incrementos en los niveles de los descendientes de Rn en aire posterior a los episodios de lluvia, lo cual es consistente con el mecanismo de deposición de los descendientes sobre el suelo que produce el incremento en la tasa de dosis.

Conclusiones

Los incrementos de tasa de dosis están linealmente relacionados con la cantidad de lluvia depositada en el terreno. Sin embargo en episodios de fuertes precipitaciones el incremento de la tasa de dosis disminuye.

En los instantes posteriores a los episodios de precipitaciones, no se observan incrementos en los niveles de los descendientes de Rn en aire.




17 Agosto 1998
17 Junio 1999
Tiempo (hora : min)

ID: 01230
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

Determinación de 89Sr/90Sr en leche en situaciones de emergencia empleando resinas de centelleo plástico (PS Resin)

Marina Sáez Muñoz[1] , Héctor Bagán[2] , Alex Tarancón[2] , José F. García[2] , Josefina Ortiz[1] , Sebastián Martorell[1]

1) Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València 2) Departament de Química Analítica. Universitat de Barcelona

1. **Objetivo**

En situaciones de emergencia radiológica, debido a accidentes nucleares o radiológicos y ataques terroristas con el empleo de bombas sucias, se requiere una rápida identificación y cuantificación de los posibles radionucleidos dispersados por el medioambiente. En dichas situaciones, los radioestroncios son unos de los radionucleidos más importantes a determinar. El ^{89}Sr ($T_{1/2}$=50.56 días) y ^{90}Sr ($T_{1/2}$=28.79 años) pueden migrar a través de la cadena alimenticia y llegar hasta la leche. El consumo de dicha leche contaminada supone un riesgo muy importante, especialmente para los niños.

El análisis de emisores beta puros, como el ^{89}Sr y el ^{90}Sr, requieren una separación radioquímica previa a la medida. En la mayoría de casos se emplean columnas de extracción cromatográfica. Sin embargo, el uso de las *PS Resin* para estroncio permite la unificación de la etapa de separación química y la etapa de preparación para la medida de la muestra en el mismo cartucho. Dichas resinas están formadas por microesferas de un centelleador plástico recubiertas de un extractante selectivo para estroncio (*DtBuCH18C6*) y permiten realizar la medida en el propio cartucho, sin tener que eluir el estroncio de la resina. Las principales ventajas son la reducción en el tiempo de análisis y reactivos, y la mayor simplicidad del procedimiento.

1. **Material/Métodos**

Este trabajo describe un procedimiento rápido y nuevo para la determinación de $^{89}Sr/^{90}Sr$ en leche basado en el uso de PS Resins para la separación de estroncio. El pretratamiento de la muestra se lleva a cabo siguiendo las principales etapas propuestas por Kabai et al. (2011). Dicho pretratamiento consiste en el uso de ácido tricloroacético (TCA) como agente acidificante para la precipitación de las grasas y proteínas, y una posterior precipitación con oxalatos para la separación de los alcalinotérreos. La separación de los isótopos de estroncio del resto de elementos alcalinotérreos se lleva a cabo con el uso de PS Resins para estroncio en cartuchos de 2 mL. Después de la eliminación de los interferentes con diferentes etapas de elución en las PS Resins, el cartucho se mide directamente en un vial de centelleo líquido en el equipo de bajo fondo Quantulus 1220. En caso tener la presencia de ambos isótopos en la misma muestra, ^{89}Sr y ^{90}Sr, se ha de llevar a cabo la deconvolución del espectro o separación con ventanas para el cálculo de la actividad de dichos radionucleidos. Para el cálculo del rendimiento químico se añade portador de estroncio estable al inicio del ensayo. El rendimiento se calcula con la medida de estroncio estable antes y después del paso de la muestra por la resina.

1. **Resultados**

En primer lugar, se han optimizado las condiciones de las PS Resins (proporción resina/extractante, cantidad de resina en el cartucho, capacidad de la resina etc.) que permitan una óptima retención del portador de estroncio estable. Además, el equipo Quantulus 1220 se ha calibrado para la medida de radioestroncio en leche.

Una vez puesta a punto la resina y el equipo, se han analizado diferentes tipos de leche (diferente origen y contenido en grasa) para comprobar la robustez del procedimiento. Los resultados preliminares muestran rendimientos de separación aceptables, con un límite de detección para 100mL de leche por debajo de 1 Bq/L. Además, se consigue reducir el tiempo de análisis en más de dos horas.

1. **Conclusión**

En el trabajo se muestra el procedimiento de determinación de $^{89}Sr/^{90}Sr$ en leche mediante el uso de PS Resins. Los resultados preliminares muestran rendimientos de separación aceptables para diferentes tipos de leche y una reducción en el tiempo de determinación, que permite dar una respuesta con mayor rapidez en caso de emergencia radiológica.

ID: 01288
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

Evaluaciones integradas del riesgo radiológico en humanos y biota

Almudena Real Gallego[1] , Juan Carlos Mora Cañadas[1] , Danyl Pérez Sánchez[1]

1) Unidad de Protección Radiológica del Público y del Medio Ambiente. Departamento de Medio Ambiente. CIEMAT.

La integración de las aproximaciones utilizadas para la protección radiológica de las personas y del medioambiente es un objetivo principal para la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). Para poder realizar evaluaciones de impacto radiológico en humanos y biota de forma integrada es necesario contar con las herramientas adecuadas, como CROM8 desarrollada por el CIEMAT.

Objetivo

Determinar si la herramienta CROM8 es adecuada para estimar de forma integrada los riesgos en humanos y biota, una peculiaridad que no posee ninguna de las herramientas actualmente disponibles para evaluar impacto radiológico.

Materiales y métodos

Las evaluaciones de riesgo en las personas y la biota se realizaron utilizando la herramienta CROM8 (ftp://ftp.ciemat.es/CROM). Para biota también se utilizó la herramienta ERICA (http://www.erica-tool.eu).

El escenario utilizado ha sido el de las balsas de fosfoyesos de Huelva, donde los radionucleidos principales a considerar son el ^{226}Ra, ^{210}Po y ^{210}Pb. Se ha asumido que el vertido total se produce por una fuente puntual situada en el punto más cercano al punto receptor, el cual se encuentra a 3km de la balsa, distancia a la que se encuentra la ciudad de Huelva (concentración de actividad en suelo para ^{226}Ra, ^{210}Po y ^{210}Pb de 300 Bq kg^{-1}). Para la biota, también se consideró que ésta vivía encima de la balsa (concentración de actividad en suelo para ^{226}Ra de 700 Bq kg^{-1}).

Resultados

La evaluación de dosis en humanos realizada con CROM8, rindió un valor de más de 9 mSv a^{-1}, valor totalmente inaceptable, debido exclusivamente al conservadurismo de los modelos y de las hipótesis aplicadas en el cálculo. Si se considera que la fuente se encuentra en el centro del área de las balsas, el punto receptor estaría a 4954 m (en lugar de a 3000 m), el valor de dosis estimado es de más de 4 mSv a^{-1}, de nuevo demasiado conservador.

Los modelos contenidos en CROM8 no son aplicables en el caso de las balsas de fosfoyesos de Huelva en el que existe una cobertera, donde las dosis serían siempre nulas. Para estos escenarios a largo plazo, es más adecuado utilizar el modelo dinámico REDOX de transferencia suelo-planta desarrollado en el CIEMAT, que permite calcular la transferencia de un radionucleido desde la fuente bajo la cobertera hasta los vegetales que crecen sobre ella. Aplicando dicho modelo se calculó un valor de concentración en las plantas de 7E-05 Bqkg^{-1} transcurridos 5000 años desde la restauración. Si se considera que todos los vegetales consumidos por el individuo (410 kg a^{-1}) se producen sobre la zona restaurada alcanzando dicha concentración de ^{226}Ra, la dosis por ingestión sería de 8 nSv a^{-1}, es decir, despreciable.

Para la biota que vive sobre la balsa de fosfoyesos, se estimó que los líquenes y briofitas; matorrales; y pastos y hierbas eran los únicos organismos que recibían tasas de dosis superiores a las de cribado (125, 38.9 y 23.5 µGy h^{-1} respectivamente). En la biota que vive a 3 km de las balsas, las tasas de dosis recibidas por líquenes y briofitas y por matorrales eran de 53.6 y 16.7 µGy h^{-1}, respectivamente. El único efecto en líquenes se ha descrito a tasas de dosis muy altas (520.837 µGy h^{-1}), observándose una disminución del 86% en la diversidad de especies.

Conclusiones

La herramienta CROM8 es útil para valorar los riesgos en humanos y biota de manera integrada. Sin embargo, los modelos incluidos actualmente en CROM8 no son aplicables a situaciones donde se encuentran grandes acumulaciones de residuos NORM. Sin embargo, este escenario es uno de los casos NORM más extremos. Cuando CROM8 ha sido utilizado en otros escenarios NORM, se han obtenido valores de dosis muy inferiores a los límites para el público. Así pues, si bien CROM8 es aplicable en algunos escenarios NORM, en otros escenarios es necesario refinar los modelos utilizados, actividad que el CIEMAT tiene previsto realizar en el futuro.

Este trabajo se realizó dentro del proyecto ERIBIO financiado por ENRESA y CIEMAT.

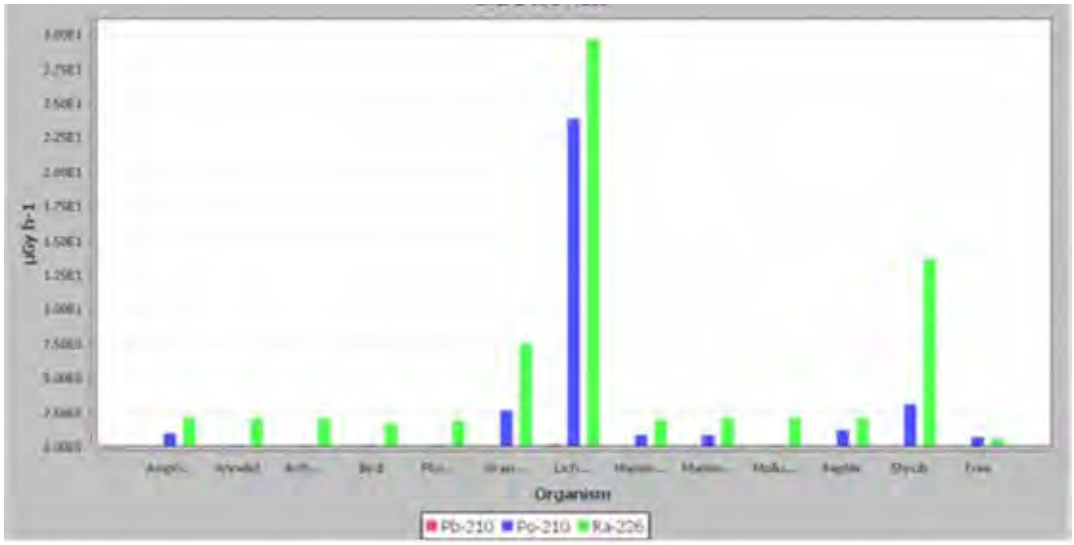


Figura 1. Evaluación de impacto en la biota, en el escenario de las balsas de fosfoyesos de Huelva. Tasa de dosis total debida a los radionucleidos ^{226}Ra, ^{210}Po y ^{210}Pb, recibida por cada uno de los organismos de referencia, a 3 km de las balsas.

ID: 01345
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

Métodos para la cuantificación neta de isótopos artificiales con espectrometría gamma LaBr3(Ce) en continuo

Elena Prieto Butillé[1] , Marçal Salvadó Artells[1]

1) Universitat Rovira i Virgili

Objetivo

Se presentan los resultados preliminares al aplicar dos métodos para la cuantificación neta de isótopos artificiales en espectros gamma de la Red de Vigilancia Radiológica Ambiental. Los métodos desarrollados eliminan las influencias de los siempre presentes emisores gamma naturales que producen solapamientos con fotopicos cercanos a los estudiados o aumentan en número de cuentas debido a la radiación dispersa. Se ha conseguido una cuantificación neta de los isótopos artificiales más precisa, a la vez que se han eliminado falsos positivos cuando la presencia de emisores naturales ha sido elevada. El presente trabajo se centra en el seguimiento del isótopo artificial ^{137}Cs y la influencia de los isótopos naturales ^{214}Bi y ^{208}Tl en su cuantificación.

Material y Métodos

Los datos espectrométricos se han obtenido en laboratorio con detectores de centelleo de 2”x2” de $LaBr_3$(Ce), midiendo en continuo y con tiempos de integración de 10 minutos.

Se han establecido ROIs (Regiones de Interés) asociadas a cada emisión gamma estudiada y una ROI cercana que no alberga emisiones (ROI de Control). El cálculo presentado determina la evolución de ^{137}Cs sustrayendo, al valor de su ROI centrada en 661 keV, la contribución de la emisión de 665 keV del ^{214}Bi (solapamiento) y, posteriormente, la contribución de la radiación dispersa.

Para eliminar la influencia de los posibles solapamientos, se han cuantificado los isótopos naturales (^{214}Bi y ^{280}Tl). Para cuantificar las cuentas de la emisión de 665 keV del ^{214}Bi dentro de la ROI del ^{137}Cs, se determina previamente la cantidad de ^{214}Bi a partir de la ROI centrada en la emisión de 609 keV teniendo en cuenta el solapamiento existente con la emisión de 583 keV del ^{280}Tl.

Por otro lado, la determinación de la contribución de la radiación dispersa se lleva a cabo por dos métodos distintos que se encuentran en fase de análisis. Por una parte, se asume que el aumento de cuentas en la ROI de Control se debe únicamente a la radiación dispersa, y se emplea este aumento como valor de referencia en ROIs cercanas. Por otra, se presenta un método basado en medidas experimentales para conocer el valor de la radiación dispersa en cualquier punto del espectro en función de la concentración de actividad del principal isótopo natural (^{214}Bi).

Resultados

A modo de ejemplo, en la Figura 1, se presentan las cuentas que corresponden a la radiación dispersa en la ROI del ^{137}Cs obtenidas por los dos métodos propuestos en función de la concentración de actividad del ^{214}Bi.

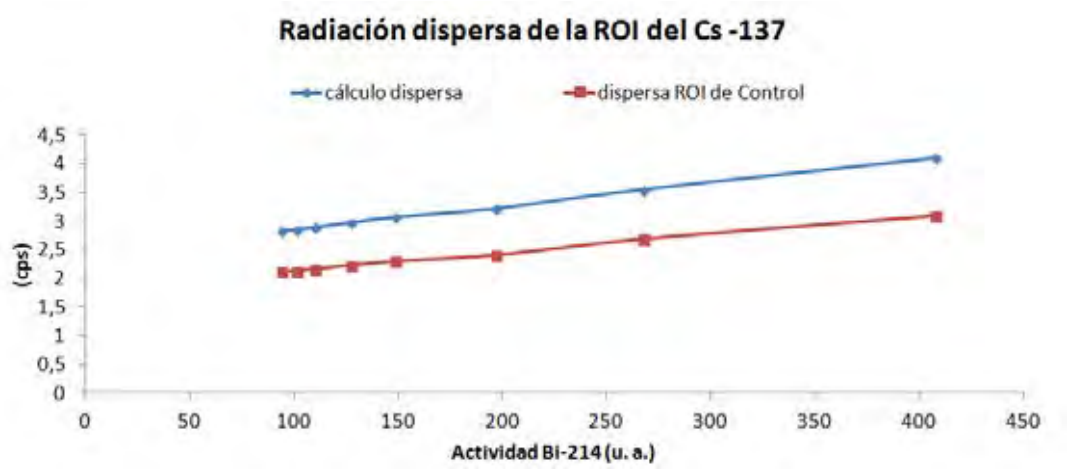
Figura 1. Cuentas de radiación dispersa en la ROI del ^{137}Cs obtenida por dos métodos distintos.

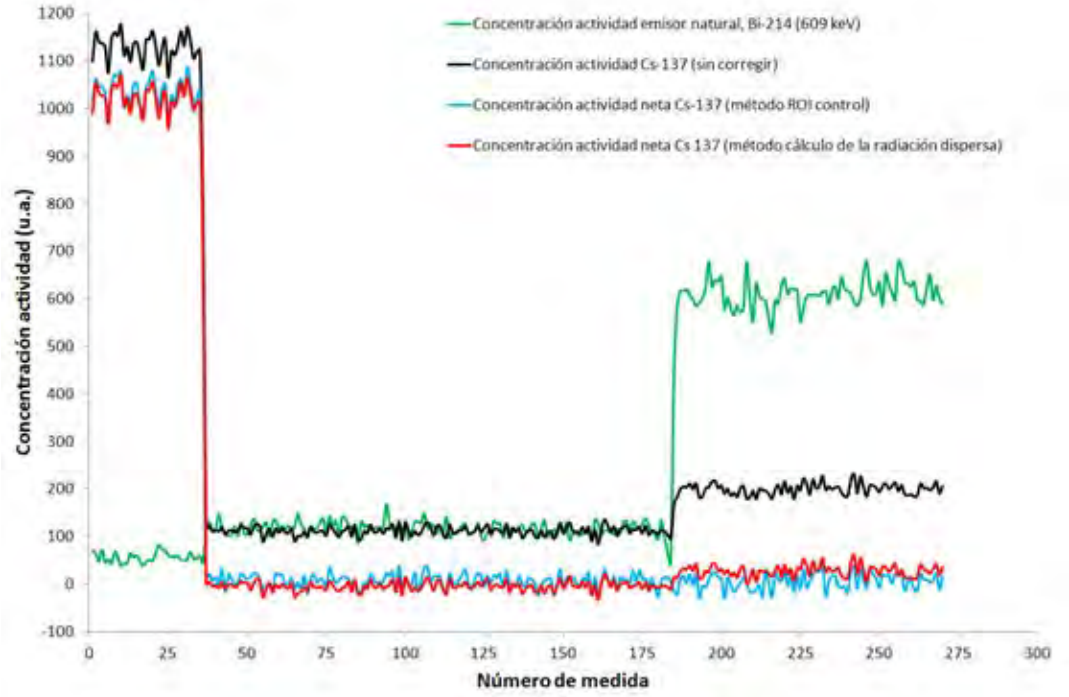
La Figura 2 muestra evolución temporal de los isótopos ^{137}Cs y ^{214}Bi calculada a partir de medidas con fuentes de test. Se muestra la evolución del ^{137}Cs sin corregir (en negro), la del ^{137}Cs obtenido con el método de la ROI de Control (en azul) y la del ^{137}Cs obtenido a partir de la radiación dispersa (en color rojo) en función de la concentración de actividad del ^{214}Bi (en color verde). Para ambos métodos se observa que la actividad del ^{137}Cs corregida es cero al retirar la fuente de ^{137}Cs, mientras que la actividad de ^{137}Cs sin corregir aumenta al exponer el detector a una fuente de ^{214}Bi (falso positivo).

Figura 2. Evolución temporal de la concentración de actividad para el isótopo natural (^{214}Bi) y artificial (^{137}Cs) aplicando los distintos métodos de cálculo presentados en el presente trabajo.

Conclusión

Los métodos presentados se han mostrado efectivos para el seguimiento de la concentración de actividad de isótopos artificiales, eliminando de forma eficiente las posibles influencias de otros isótopos de origen natural. En el futuro se mejoraran las estrategias de cálculo para refinar los resultados y se analizaran las virtudes de cada método para adaptarlos a la rutina del análisis de los datos obtenidos en la Red de Vigilancia Radiológica ambiental.




Concentración actividad emisor natural, Bi-214 (609 keV)
Concentración actividad Cs-137 (sin corregir)
Concentración actividad neta Cs-137 (método ROI control)
Concentración actividad neta Cs 137 (método cálculo de la radiación dispersa)
Concentración actividad (u.a.)
Número de medida
1200
1100
1000
900
800
700
600
500
400
300
200
100
0
-100
0
25
50
75
100
125
150
175
200
225
250
275
300

ID: 01353
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

SIMULACIÓN DE UN DETECTOR HPGE PARA MEDIDAS DE RADIACTIVIDAD AMBIENTAL MEDIANTE TÉCNICAS DE MONTE CARLO

José Ordóñez Ródenas[1] , Sergio Gallardo Bermell[2] , Josefina Ortiz Moragón[3] , Sebastián Martorell Alsina[1]

1) Grupo de Medioambiente y Seguridad Industrial. Universitat Politècnica de València. 2) Instituto Universitario de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental. Universitat Politècnica de València. 3) Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Universitat Politècnica de València.

1. Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original.

En el apoyo a la mejora de la calidad de medida en el Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la UPV, los códigos de Monte Carlo representan una potente herramienta para complementar las aplicaciones relacionadas con la radiactividad ambiental.

El objetivo principal de este trabajo es el modelado y simulación de un detector HPGe mediante el código de Monte Carlo MCNP6.1.0 y el toolkit GEANT4.10.02 y su posterior intercomparación. En este contexto, disponer de un modelo realista del detector puede permitir sustituir medidas experimentales por simulaciones con la consiguiente reducción de residuos y simplificación del trabajo en el laboratorio.

2. Material/Métodos.

Las medidas experimentales se realizaron mediante un detector de germanio ORTEC GMX serie HPGe con una eficiencia relativa (1.33 MeV) del 40% y resolución de 0.76 keV y 2 keV a 5.9 keV y a 1.33 MeV, respectivamente.

La adquisición de datos se realizó mediante un analizador multicanal de 8192 canales y el software GammaVision (ORTEC). Para el experimento se utilizó un patrón gamma que contenía los siguientes radionúclidos: ^{241}Am, ^{109}Cd, ^{57}Co, ^{139}Ce, ^{51}Cr, ^{113}Sn, ^{85}Sr, ^{137}Cs, ^{54}Mn, ^{88}Y, ^{65}Zn y ^{60}Co, homogéneamente distribuidos en un recipiente Petri de 100 ml con agua.

Generalmente, el fabricante facilita información sobre la geometría de los principales componentes del detector. No obstante, algunos parámetros geométricos del detector como la distancia entre el cristal y la ventana o el espesor de la capa inactiva de germanio, entre otros, no suelen ser exactos.

En el trabajo se utilizan dos modelos del detector, uno para MCNP6 y otro para GEANT4, geométricamente equivalentes y realistas, ajustándose los diferentes parámetros característicos, como son, espesores de la capa inactiva, cantos rodados del cristal o su volumen, entre otros.

El espectro obtenido en las simulaciones se ha importado al software GammaVision, utilizándose el mismo método que en las medidas experimentales para el cálculo de eficiencias.

Figura 1: Geometría del detector

La resolución del detector es uno de los parámetros más importantes a tener en cuenta en la simulación. Normalmente, se expresa en términos de FWHM (*Full Width at Half Maximum*) y en MCNP6 este parámetro se caracteriza mediante tres constantes que se determinan por ajuste a partir de la resolución experimental.

La resolución del detector en GEANT4 se simula mediante un post-procesado de los datos obtenidos en la simulación, aplicando una distribución gaussiana de las cuentas obtenidas en cada fotopico con la FWHM característica de cada uno.

Una de las características principales de GEANT4 y de la que carece MCNP6, es la posibilidad de simular el

efecto suma por coincidencia, gracias a un módulo llamado *Radioactive decay*, que simula la desintegración de los diferentes radionúclidos.

3. Resultados.

Los resultados preliminares muestran las eficiencias obtenidas experimentalmente (errores relativos inferiores al 2%) y con MCNP6 (errores estadísticos inferiores al 1%) para una Petri de 100 ml de agua (Tabla 1). La validación del modelo viene dada por comparación mediante la ratio de eficiencias en cada fotopico, estableciéndose un margen de aceptación del ± 5%.

En la ponencia se realiza un análisis de los resultados obtenidos mediante MCNP6 y GEANT4 y se justifican las discrepancias observadas.

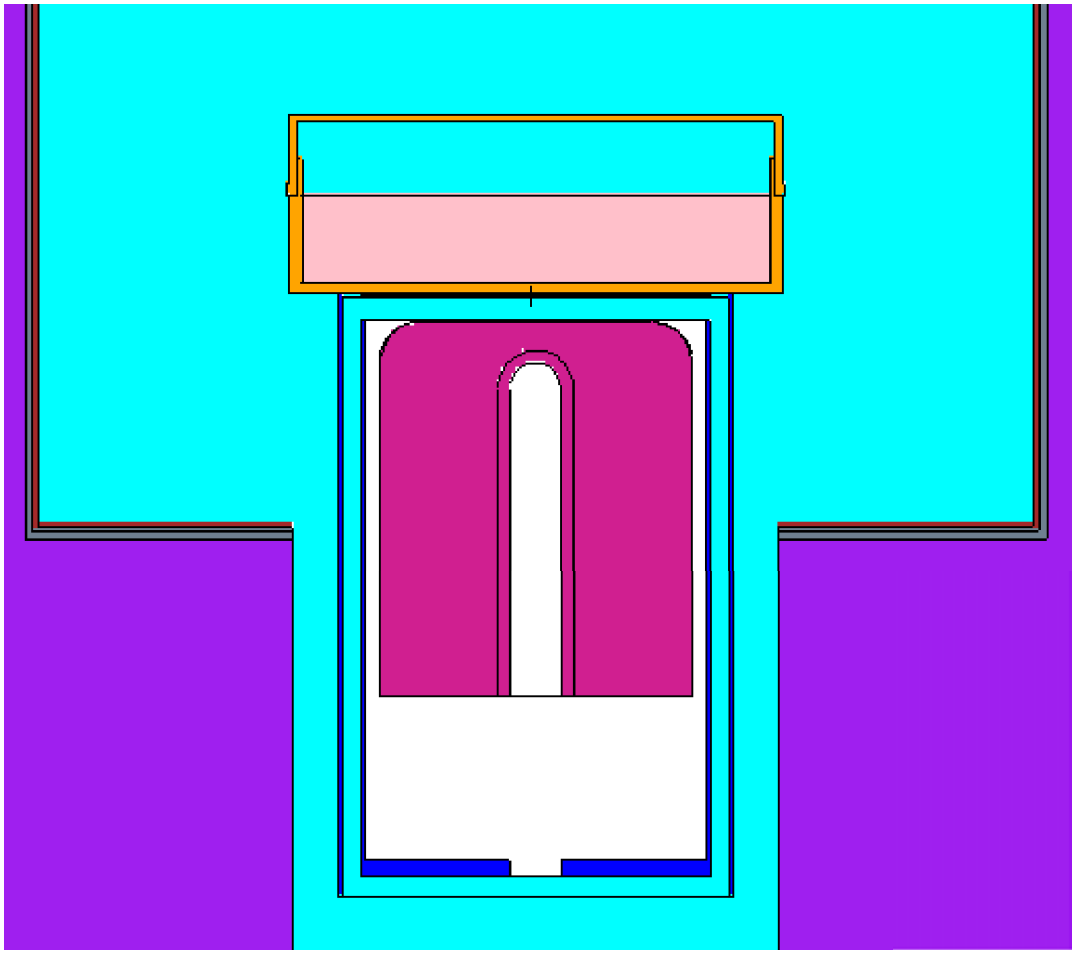
Tabla 1: Eficiencias y ratios Petri 100 ml de agua

4. Conclusión.

Los resultados preliminares obtenidos con MCNP6 muestran, en general, valores coherentes con los experimentales, con ratios inferiores al ±5%.

Las eficiencias obtenidas para Co-60 e Y-88 presentan ratios fuera del intervalo de aceptación, debido a que ambos radioisótopos presentan efecto de suma por coincidencia.

El software GammaVision permite calcular las eficiencias simuladas reproduciendo el proceso utilizado en las medidas experimentales, con la consiguiente reducción de incertidumbres al comparar resultados.



Isótopo	Energía (keV)	Eficiencia experimental	Eficiencia MCNP6	Ratio
Am-241	59.58	0.0915	0.0879	0.961
Cd-109	88.22	0.0972	0.0933	0.960
Co-57	122.34	0.0899	0.0894	0.995
Ce-139	165.93	0.0717	0.0790	1.101
Cr-51	320.09	0.0473	0.0471	0.997
Sn-113	391.81	0.0396	0.0397	1.004
Sr-85	514.09	0.0306	0.0315	1.031
Cs-137	661.78	0.0264	0.0257	0.972
Mn-54	834.12	0.0219	0.0216	0.985
Y-88	898.12	0.0185	0.0204	1.101
Zn-65	1115.00	0.0174	0.0174	0.998
Co-60	1173.10	0.0154	0.0167	1.086
Co-60	1333.20	0.0137	0.0149	1.086
Y-88	1836.00	0.0106	0.0117	1.106

ID: 01379
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

Preparación de un sistema para la medida de espectros gamma con un vehículo terrestre (mapa radiológico de Catalunya)

Marçal Salvadó Artells[1] , Elena Prieto Butillé[1] , Enric Batalla Colomer[2] , Ramon Casanovas Alegre[1]

1) Unitat de Física Mèdica, Facultat de Medicina i Ciències de la Salut, Universitat Rovira i Virgili 2) Servei de Coordinació d'Activitats Radioactives (SCAR) del Departament d'Empresa i Coneixement de la Generalitat de Catalunya

Objetivo

Con el fin de caracterizar radiológicamente el territorio catalán, la Generalitat de Catalunya inició un proyecto para obtener un mapa radiológico a partir de las medidas de espectrometría gamma móviles obtenidas cada 30 s. Todo y que las medidas sobre el terreno ya se han iniciado, previamente se ha realizado una extensa puesta a punto del sistema de medida, incluyendo el desarrollo e implementación de los procesos de estabilización, calibración, del sistema de cálculo en tiempo real de la tasa de dosis equivalente ambiental, H*(10), y procedimientos para ubicar y visualizar la enorme cantidades de espectros gamma que serán medidos durante el proyecto.

Material y Métodos

Los detectores utilizados en este estudio constan de dos cristales centelladores de 2"x2" de $LaBr_3$(Ce)(BrilLanCeTM380 de Saint-Gobain Crystals) dispuestos en un recipiente estanco en la parte superior de un vehículo todoterreno, un ordenador portátil para gestionar la adquisición de los datos espectrométricos y un módulo GPS para registrar el posicionamiento de cada medida.

Las medidas espectrométricas tienen un intervalo de integración de 30 s. Cada espectro adquirido es sometido a un proceso de estabilización mediante la identificación de 3 picos del espectro (corrección de los efectos de la temperatura), calibración en energía, calibración en resolución y calibración en eficiencia. Finalmente se ha aplicado un método de cálculo de desarrollo propio [1] para calcular en tiempo real el valor de H*(10) en cada espectro adquirido. Estos procedimientos, necesarios para obtener una adecuada información radiológica de las medidas adquiridas en continuo, han sido incorporados en el propio ordenador portátil y se aplican automáticamente a los espectros tras cada adquisición.

Se ha dividido el territorio catalán en 1425 celdas de 5x5 km^2. Durante el proceso de adquisición el conductor puede visualizar los valores de H*(10) medidos y la ubicación de la celda en curso. Una vez finalizada la jornada de medidas, los espectros y los valores de H*(10) se transfieren a un servidor centralizado donde se almacenan en una base de datos MySQL.

Resultados

A modo de ejemplo la figura 1 muestra el resultado del proceso de estabilización. En la parte izquierda de la figura se observa un waterfall (evolución temporal de los espectros que permite ver durante un intervalo de tiempo las variaciones de los espectros medidos cada 30 s) sin estabilizar, donde se distinguen claramente las fluctuaciones del pico intrínseco del ^{138}La a 1472 keV. En la figura derecha se observa la uniformidad en el posicionamiento del espectro, invariante a las condiciones meteorológicas externas a las que están sometidas las sondas de medida.

***Figura 1**. Waterfall de uno de los detectores de medida con los espectros sin estabilizar (izquierda) y después del*

proceso de estabilización (derecha)

En la figura 2 se puede apreciar el recorrido de vehículo desde el inicio de la adquisición de las medidas, así como la segmentación del territorio en celdas. La adquisición de las medidas se inició de forma rutinaria en septiembre de 2016 y hasta día de hoy se han medido unos 40000 espectros de 30 s. Como puede apreciarse, aún queda un gran número de datos por recoger.

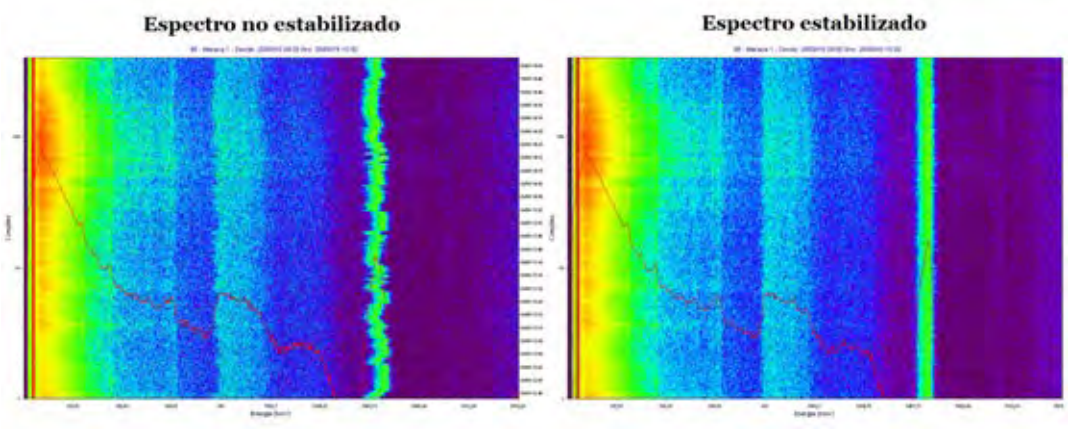
***Figura 2**. Recorrido del vehículo de adquisición por el territorio*

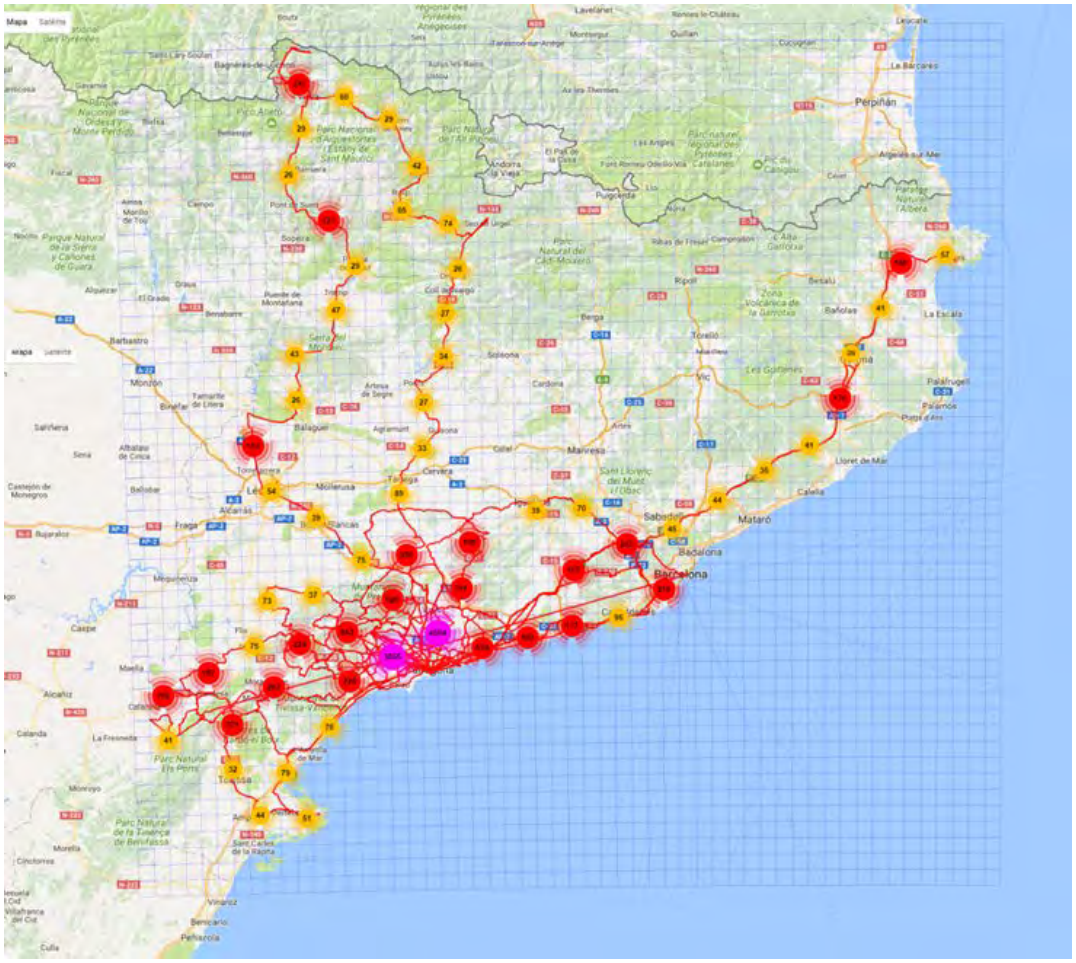
Conclusión

El sistema de adquisición se ha instalado, ajustado y calibrado satisfactoriamente para adquirir espectros gamma, y los datos radiológicos derivados, por todo el territorio de Catalunya. Aunque el número de dados recogidos hasta la fecha es importante, aún quedan muchos otros por recoger en una fase de adquisición que se prevé se prolongue durante 1 o 2 años más. En una etapa posterior se analizaran todos los datos obtenidos para poder realizar mapas dosimétricos o conocer las distribuciones de los distintos isótopos naturales o, si fuera el caso, artificiales.

Referencias:

1. R Casanovas, E Prieto, M Salvadó. Calculation of the ambient dose equivalent H*(10) from gamma-ray spectra obtained with scintillation detectors. Applied Radiation and Isotopes 118, 154-159. Disponible en: http://dx.doi.org/10.1016/j.apradiso.2016.09.001




Mapa
Satélite
Perpignan
Barcelona
Mataró
Badalona
Lloret de Mar
Sabadell
Manresa
Vic
Berga
Cardona
Solsona
Balaguer
Lleida
Tàrrega
Cervera
Tortosa
Amposta
Alcañiz
Caspe
Monzón
Barbastro
Benabarre
Graus
Puente de Montañana
Sopeira
Campo
Benasque
Puigcerdá
Andorra la Vella
Ax-les-Thermes
Font-Romeu-Odeillo-Via
Les Angles
Prades
Ripoll
Torelló
Olot
Banyoles
La Escala
Palafrugell
Platja d'Aro
Calella
Sant Llorenç del Munt i l'Obac
Montserrat
Igualada
Vilafranca del Cid
Morella
Culla
Benicarló
Peñíscola
Vinaròs
Sant Carles de la Ràpita
Parc Natural dels Ports
Parc Natural de la Tinença de Benifassà
Parc Nacional d'Aigüestortes i Estany de Sant Maurici
Parc Natural del Cadí-Moixeró
Parc Natural de la Zona Volcànica de la Garrotxa
Parc Natural de l'Alt Pirineu
Parc Natural del Cap de Creus
Parque Natural de la Sierra y Cañones de Guara
Parque Nacional de Ordesa y Monte Perdido
Parque Natural Posets-Maladeta
Parque Natural de Cabo de Gata-Níjar
Parque Natural de Sierra Nevada
Parque Natural de Sierra Mágina
Parque Natural de Sierra de Cazorla, Segura y Las Villas
Parque Natural de Sierra de Huétor
Parque Natural de Sierra de Castril
Parque Natural de Sierra de Baza
Parque Natural de Sierra de Huéscar
Parque Natural de Sierra de María-Los Vélez
Parque Natural de Sierra de Alhamilla
Parque Natural de Sierra de Cabrera-Bermeja
Parque Natural de Sierra de las Nieves
Parque Natural de Los Alcornocales
Parque Natural de la Breña y Marismas de Barbate
Parque Natural de Sierra de Grazalema
Parque Natural de Los Montes de Málaga
Parque Natural de Sierra Norte de Sevilla
Parque Natural de Sierra de Aracena y Picos de Aroche
Parque Natural de Sierra de Hornachuelos
Parque Natural de Sierra de Andújar
Parque Natural de Sierra de Cardeña y Montoro
Parque Natural de Sierra de Hornachos
Parque Natural de Sierra de Cardeña-Montoro
Parque Natural de Sierra de Hornachos
Parque Natural de Sierra de Cardeña y Montoro
Parque Natural de Sierra de Andújar
Parque Natural de Sierra de Hornachuelos
Parque Natural de Sierra de Aracena y Picos de Aroche
Parque Natural de Sierra Norte de Sevilla
Parque Natural de Los Montes de Málaga
Parque Natural de Sierra de Grazalema
Parque Natural de la Breña y Marismas de Barbate
Parque Natural de Los Alcornocales
Parque Natural de Sierra de las Nieves
Parque Natural de Sierra de Cabrera-Bermeja
Parque Natural de Sierra de Alhamilla
Parque Natural de Sierra de María-Los Vélez
Parque Natural de Sierra de Huéscar
Parque Natural de Sierra de Baza
Parque Natural de Sierra de Castril
Parque Natural de Sierra de Huétor
Parque Natural de Sierra de Cazorla, Segura y Las Villas
Parque Natural de Sierra Mágina
Parque Natural de Sierra Nevada
Parque Natural de Cabo de Gata-Níjar
Parque Natural Posets-Maladeta
Parque Nacional de Ordesa y Monte Perdido
Parque Natural de la Sierra y Cañones de Guara
Parque Natural del Cap de Creus
Parque Natural del Cadí-Moixeró
Parque Natural de l'Alt Pirineu
Parque Natural de la Zona Volcànica de la Garrotxa
Parque Natural de Sierra de Cardeña-Montoro
Parque Natural de Sierra de Hornachos
Parque Natural de Sierra de Cardeña y Montoro
Parque Natural de Sierra de Andújar
Parque Natural de Sierra de Hornachuelos
Parque Natural de Sierra de Aracena y Picos de Aroche
Parque Natural de Sierra Norte de Sevilla
Parque Natural de Los Montes de Málaga
Parque Natural de Sierra de Grazalema
Parque Natural de la Breña y Marismas de Barbate
Parque Natural de Los Alcornocales
Parque Natural de Sierra de las Nieves
Parque Natural de Sierra de Cabrera-Bermeja
Parque Natural de Sierra de Alhamilla
Parque Natural de Sierra de María-Los Vélez
Parque Natural de Sierra de Huéscar
Parque Natural de Sierra de Baza
Parque Natural de Sierra de Castril
Parque Natural de Sierra de Huétor
Parque Natural de Sierra de Cazorla, Segura y Las Villas
Parque Natural de Sierra Mágina
Parque Natural de Sierra Nevada
Parque Natural de Cabo de Gata-Níjar
Parque Natural Posets-Maladeta
Parque Nacional de Ordesa y Monte Perdido
Parque Natural de la Sierra y Cañones de Guara
Parque Natural del Cap de Creus
Parque Natural del Cadí-Moixeró
Parque Natural de l'Alt Pirineu
Parque Natural de la Zona Volcànica de la Garrotxa

ID: 00896
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en situaciones de emergencia y de seguridad física y radiológica de fuentes de radiación ionizante

PROYECTO EUROPEO “METROLOGÍA PARA LA DETECCIÓN MÓVIL DE RADIACIÓN TRAS UN INCIDENTE NUCLEAR”

Fernando Legarda[1] , Natalia Alegría[1] , Margarita Herranz[1] , Raquel Idoeta[1] , Arturo Vargas[2] , Maria Amor Duch[2]

1) Departamento de Ingeniería Nuclear y Mecánica de Fluidos, Escuela de Ingeniería de Bilbao (Escuela Superior), Universidad del País Vasco (UPV/EHU), 2) Institut de Técniques Energètiques (INTE), Universitat Politécnica de Catalunya (UPC)

1. Objetivos

De acuerdo con la Norma de Seguridad del OIEA Nº GSR Parte 7 \"Preparación y Respuesta para una Emergencia Nuclear o Radiológica\", las medidas de seguridad tienen en común el objetivo de proteger la vida y la salud humanas y proteger el medio ambiente. Una detección temprana es un requisito previo para proteger eficazmente a la población de eventos inesperados pero potencialmente peligrosos.

Por ello, en este proyecto se desarrollarán nuevas técnicas de medición y de calibración para la determinación de las concentraciones de actividad de la superficie terrestre utilizando datos recogidos por vehículos aéreos no tripulados, y para la radiactividad en aire utilizando sistemas de muestreo de aire transportables. Otro objetivo es la investigación de la validez de las redes no gubernamentales de vigilancia de la tasa de dosis que recopilan y difunden datos al público.

Como método complementario, los sistemas de dosimetría pasiva pueden utilizarse para el seguimiento a largo plazo de las áreas contaminadas.

2. Métodos

Para cumplir con los objetivos y sus actividades se ha formado un consorcio integrado por 18 instituciones de 11 países europeos, liderado por el Centro Metrológico Alemán (PTB).

En el proyecto, España participa con 2 instituciones: el Instituto de Técnicas Energéticas (INTE) de la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC) y el Departamento de Ingeniería Nuclear y Mecánica de Fluidos de la Universidad del País Vasco (UPV/EHU).

Los paquetes de trabajo definidos en el proyecto son los siguientes:

- Medidas radiológicas aéreas no tripuladas: desarrollando, probando y validando sistemas metrológicamente trazables y métodos para mediciones remotas de las tasas de dosis equivalente ambiental y las concentraciones radionúclidos en el suelo usando drones con sistemas espectrométricos montados sobre ellos

- Sistemas de muestreo de aire transportables: desarrollando y probando sistemas de muestreo de aire transportables para una rápida actuación durante una emergencia.

- Redes dosimétricas no gubernamentales: investigando la posibilidad de usar la tasa de dosis en tiempo (casi) real proporcionada por redes no gubernamentales de libre acceso

- Dosimetría pasiva: estableciendo procedimientos fiables y reproducibles para medir las tasas de dosis equivalente ambiental mediante dosimetría pasiva y armonizando la monitorización de dosimetría pasiva debida a radiación ambiental en toda Europa.

La duración del proyecto, para realizar todos estos paquetes de trabajo es de 3 años y tiene previsto su inicio a mediados de 2017, estando actualmente en proceso de firma.

3. Resultados

Los resultados del proyecto serán los siguientes:

- Estado del arte sobre la aplicación de vehículos aéreos no tripulados basados en sistemas de espectrometría para eventos radiológicos

- Recomendaciones sobre las medidas de tasa de dosis y de radiactividad sobre el suelo usando drones

- Procedimientos para emplear sistemas de muestreo de aire con espectrometría gamma para situaciones de emergencia

- Nuevos muestreadores de aire para eventos nucleares

- Fiabilidad del posible uso de redes no gubernamentales

- Desarrollo y comprobación de nuevos prototipos de detectores

- Estado del arte sobre dosimetría pasiva

- Recomendaciones sobre la armonización de los sistemas de dosimetría pasiva

4. Conclusión

Se puede concluir que los avances en las tecnologías de medición previstos mejorarán la detección temprana y la determinación de las zonas afectadas, incluyendo la identificación de los radionucleidos y los niveles de contaminación. Esta instrumentación novedosa es esencial para una respuesta rápida y adecuada por parte de los organismos reguladores durante y después de un accidente nuclear o radiológico. El desarrollo y la prueba de los sistemas de detección de radiación, junto con la guía de buenas prácticas serán útiles, tanto para los usuarios finales como para los fabricantes.

ID: 01050
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en situaciones de emergencia y de seguridad física y radiológica de fuentes de radiación ionizante

USO DE DRONES COMO HERRAMIENTA EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y EN LA GESTIÓN DE EMERGENCIAS

Antonio Baeza Espasa[1] , Juan Antonio Baeza Miralles[1] , David Valencia Corrales[1]

1) LARUEX, Facultad de Veterinaria, Universidad de Extremadura

Objetivo.

Describir la puesta a punto en el LARUEX de un monitor de radiaciones ionizantes sobre un vehículo aéreo gestionado remotamente, que identifica en tiempo cuasi real las actividades de los radionúclidos que está analizando, sin riesgo para sus operadores.

Material y métodos.

Los monitores de radiaciones ionizantes en vehículos que se desplazan en condiciones seguras a zonas de interés radiológico, guiados por operadores situados a distancias que se encuentran radiológicamente protegidos, favorecen la realización de muchas tareas en protección radiológica y en la gestión de emergencia, como:

- En el desmantelamiento de instalaciones, permiten optimizar los métodos de caracterización radiológica
- En exposiciones preexistentes, facilitan la caracterización de terrenos contaminados
- En la gestión de emergencias, realizan el monitoraje de la situación, aportándola a los centros de gestión
- En la seguridad física, detectan materiales nucleares y/o radiactivos en distintos ambientes, abiertos o cerrados, con o sin la presencia de público.

Recientemente, se han realizado varios trabajos en la detección de niveles radioactivos generados por incidentes nucleares y/o fuentes huérfanas, utilizando aviones, helicópteros, UAVs y satélites. Muchos se han centrado en la utilización de vehículos aéreos autónomos sin control humano o UAVs, ver tabla 1.

Tabla 1: Resumen de las propuestas realizadas

Para seleccionar el tipo de vehículo que poner en funcionamiento en el LARUEX, se ha valorado fundamentalmente tres aspectos: la velocidad mínima de vuelo precisa para su estabilidad, su coste y su manejabilidad en zonas de reducidas dimensiones.

Resultados.

El vehículo a usar se decidió sería un DRONE, al ser de relativamente pequeño tamaño y coste, muy estable y con las siguientes características (figura 1): 20 minutos de autonomía; despegue, aterrizaje y mantenimiento de posición, automáticos; vuelta al punto de partida en caso de pérdida de señal; programación automática por GPS; cámara integrada y señal de vídeo en tiempo real; hasta 5 kg de carga.

Figura 1.- Imagen del DRONE del LARUEX con un detector de CsI(Tl)

Posee un detector de CsI(Tl) de 35x35x130 mm y un peso de 300 gr, con un multicanal de 4096 canales, que registra espectros en el rango de 50 keV-2 MeV. Este detector es óptimo para el DRONE dado su bajo peso y poco consumo eléctrico, 5V. Se ha incorporado también un captador de aerosoles, que permite su colección

durante el vuelo.

Conclusiones.

La capacidad de monitoraje in situ y en tiempo cuasi-real, inclusive en zonas de difícil acceso de la Unidad Móvil de la Red de Alerta Radiológica de Extremadura, se ha incrementado notablemente al dotarla de un DRONE que puede adquirir y remitir a puestos remotos, informaciones georreferenciadas, como imágenes, niveles de actividad y dosis.

Agradecimientos.

Al Consejo de Seguridad Nuclear y a la Consejería de Medio Ambiente de la Junta de Extremadura por la financiación por la financiación parcial del estudio

Referencias.

Csurgai, J. Z. (2009). Analysis of the applicability of the airborne radiological reconnaissance in case of searching lost or stolen radioactive sources. *Hadmérnök*.

I., W. C. (2004). Aerial measurements of artificial radionucleides in Germany in case of a nuclear accident. *J. of Env Radioactivity*, 225-231.

K. Kurvinen, P. S. (2005). Design of a radiation surveillance unit for an unmanned aerial vehicle. *J. of Env Radioactivity*, 1-10.

L., G. S. (2006). Application of airborne gamma spectrometry to the detection of nuclear materials. Example of the French Helinuc system. *Proc Int Safeguards Symposium*, 315-323.

Roy Pölänen, H. T. (2009). Radiation surveillance using an unmanned aerial vehicle. *Appl Rad and isotopes*, 340-344.



Nombre	Pais	Sensores en el sistema	Modo de operación	Capacidad de detección
LABV airborne nuclear reconnaissance system (Gamma Zrt) (Csurgai, 2009)	Hungría	*BNS-98 detector de tasa de dosis GM *NaI(Tl) Centelleador NDI-65/SK en colimador	• Helicóptero MI-24D • Contaminación uniforme ○ Velocidad: 150-180 km/h ○ Altitud: 80-100 m ○ Cobertura: 300 km2/h • Fuente puntual: ○ Velocidad: 100-120 km/h ○ Altitud: 50-60 m ○ Cobertura: 18-20 km2/h	*Fuentes puntuales: 1.5-2 veces el valor de fondo natural *Actividades uniformes: Por encima de 2-5 mGy/h de tasa de dosis Por encima de 10-20 uGy/h en tasa de recuento
Helinuc (CEA) (L., 2006)	Francia	* Pack de cristales de NaI y Espectrómetro GR-280 Exploranium * 2 detectores de Ge	• Helicóptero ○ Velocidad: 70 km/h ○ Altitud: 40 m ○ Espaciado lineal: 50-500 m ○ Cobertura: 5-10 km2/h	*Detección de actividades uniformes y fuentes puntuales. *Límite de detección de 10 a 120 kBq para actividad uniforme y 60 MBq a 550 GBq para fuentes puntuales.
(I., 2004)	Alemania	*NaI(Tl) para tasa de dosis gamma. *HPGe para identificación de radionucléidos.	• Helicóptero ○ Altitud: 100 m ○ Espaciado lineal: 500 m	*Límite de detección para el Cs137 del HPGe a una altitud de 100 m en torno a 2kBq/m2
Airborne Radiation Reconnaissance System (ARRS) (Canberra Dover)	EE.UU.	* NaI y AN/PDR 77 multifunción.	• Helicóptero	*Detectar, identificar y localizar radiación gamma en terreno contaminado y nubes procedente de un accidente o ataque nuclear.
(Roy Pölänen, 2009)	Finlandia	*CsI de 5cm3	• Mini UAV ○ Capacidad de carga: 0.5 kg ○ Operatividad: 1h ○ Rango: 10-20 km ○ Altitud: 50 m ○ Velocidad: 60-70 km	*Tasa de dosis. * Toma de muestras de aire. *Detección de fuentes de alta actividad (Probado en áreas con 23-45 kB/m2 de Cs) *Fuente puntual de Ir192 de 1GBq detectada. *Fuente puntual de Cs137 de 3GBq detectada. *Concentraciones mínimas detectables para algunos radionucléidos importantes (p.e. I-131) estimadas a partir de incrementos de 1 mSv/h.
(K. Kurvinen, 2005)	Finlandia	*GM, NaI(Tl) y unidad CZT de captura de muestras de aire	• UAV Ranger	*Toma de muestras *Transmisión en tiempo real.

ID: 01054
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en situaciones de emergencia y de seguridad física y radiológica de fuentes de radiación ionizante

NUEVA METODOLOGÍA DE MEDIDA DE I-131 EN TIROIDES CON GAMMACÁMARA PARA POBLACIÓN EXPUESTA EN EMERGENCIAS

Juan Francisco Navarro Amaro[1] , Begoña Pérez López[1] , Rodrigo Plaza-Núñez[2] , Zulima Aza Villarubia[2] , Rafael Plaza[2] , María Antonia López Ponte[1] , Teresa Navarro Bravo[1]

1) Unidad de Dosimetría de Radiaciones. Departamento de Medio Ambiente. CIEMAT. 2) Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz.

OBJETIVO.

En una emergencia radiológica o nuclear, el ^{131}I es uno de los isótopos a considerar desde el punto de vista dosimétrico, por el riesgo de incorporación tanto por individuos del público como por trabajadores. En estos casos es muy importante identificar de manera rápida el número de personas expuestas y el nivel de exposición interna recibida. Para ello se requiere realizar medidas de actividad de ^{131}I en tiroides con el fin de evaluar la dosis efectiva comprometida recibida y establecer protocolos de actuación. Los CRC son los equipos autorizados por el CSN para realizar este tipo de medidas, pero en accidentes severos no son suficientes para medir a miles de individuos. Para mejorar la respuesta en estos casos, se pueden utilizar las gammacámaras (GC) de los servicios de medicina nuclear de hospitales, debidamente calibradas con fuentes radiactivas en maniquíes antropomórficos que simulen el cuello y la glándula tiroidea tanto de adultos como de niños. Este trabajo presenta como novedad a nivel nacional el desarrollo de un nuevo método de calibración de GC para la determinación de ^{131}I en tiroides para población adulta e infantil expuesta en emergencias. Para ello CIEMAT ha fabricado un conjunto de maniquíes a escala que simulan el cuello y el tiroides del hombre, mujer y niños de 1, 5, 10 y 15 años (ICRP 89).

MATERIALES

Maniquíes tiroideos y GC.

Se han fabricado un conjunto de 4 maniquíes tiroideos a escala para niños de 1, 5, 10 y 15 años. Sus proporciones se han obtenido a partir de medidas anatómicas reales de niños de dichos grupos de edad. Para el hombre y la mujer adultos se dispone de un maniquí fabricado según la norma ANSI 44.3. Debido al corto periodo del ^{131}I ($T_{1/2}$ = 8.02 d) para calibrar los equipos de medida se suele utilizar una fuente con radionucleidos de vida larga (^{133}Ba y ^{137}Cs) cuyas emisiones energéticas simulan las del ^{131}I. Se han preparado viales que simulan las glándulas tiroideas añadiendo ^{133}Ba (?90%) y ^{137}Cs (?10%) en el Laboratorio Nacional de Metrología del CIEMAT. Para la calibración se ha utilizado una GC INFINIA HAWKEYE del servicio de MN del Hospital U. La Paz. (Figura1)

RESULTADOS

Calibración de la GC. Medida de ^{131}I en tiroides.

Para el cálculo de los Factores de calibración Fcal (cps/Bq) de la GC se tuvo que definir previamente el tiempo de contaje y la distancia detector-tiroides teniendo en cuenta que la sensibilidad de detección fuera suficiente para dar una respuesta rápida y eficiente en emergencias. Se realizaron medidas de 5 minutos a una distancia de 10 cm sin colimador y utilizando una ventana centrada en la línea principal del ^{133}Ba (356 keV) (Tabla1).

Estimación de la sensibilidad de medida (AMD)

Para cada una de las geometrías se realizaron medidas de fondo en la GC con cada maniquí y simulador de tiroides blanco para estimar la actividad mínima detectable (AMD) en función del Fcal (Tabla1).

Verificación de la calibración. Validación del método.

La verificación de la calibración se realizó conforme a los parámetros “Exactitud” y “Precisión” definidos en la norma ISO28218. Los resultados obtenidos cumplieron los criterios de aceptación de dichos parámetros. Además CIEMAT está participando en una intercomparación internacional para la medida de ^{131}I en tiroides a miembros del público con equipos no especializados (Proyecto CATHYMARA, CE-OPERRA 2016-2017) con el fin de validar este método aplicable en situaciones de emergencia.

CONCLUSIONES

CIEMAT ha desarrollado un nuevo método de medida de ^{131}I en tiroides con GC para población expuesta a incorporación de radioiodo en emergencias. La utilización de maniquíes de calibración para adultos y niños permite una mayor fiabilidad en el cálculo de la actividad de ^{131}I. La sensibilidad de detección permite estimar valores de dosis efectiva mínima detectable por debajo de 1 mSv, lo que permitiría utilizar esta técnica no solo en emergencias sino también en programas de vigilancia de trabajadores (TRIAGE. ISO 16637:2015) en servicios de medicina nuclear.





Ref.Geometria	Volumen vial (ml)
1 año	1,8
5 años	3,4
10 años	7,7
15 años	12
Mujer std	17
Hombre std	20

Figura 1. Gammacámara y maniquíes tiroideos CIEMAT. Volúmenes tiroides según ICRP 89.

Tabla 1. Factores de calibración y AMD (^{131}I) GC Infinia Hawkeye

Ref.Geometría (Maniquí tiroideo)	Dist. Det-Tir (cm)	Tmedida (s)	F_{cal} (cps Bq^{-1})	AMD (^{131}I)(*) Bq
1 año	10	300	0,0541	67
5 años	10	300	0,0527	69
10 años	10	300	0,0478	76
15 años	10	300	0,0462	78
Mujer	10	300	0,0472	77
Hombre	10	300	0,0459	79

(*)Fórmula AMD según norma ANSI 13.30

$$AMD(Bq) = \frac{3 + 4,65 * \sqrt{fondo}}{Ef * Tmedida(s)}$$

ID: 01087
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en situaciones de emergencia y de seguridad física y radiológica de fuentes de radiación ionizante

Estudio y validación de curvas de calibración para público en equipos CRC para situaciones de emergencia

Borja Bravo Pérez-Tinao[1] , Estela García Elena[1] , Javier Tenajas Polo[1]

1) Tecnatom

OBJETIVO DEL TRABAJO

El objetivo del estudio realizado por el el Servico de Dosimetría Personal Interna (SDPI) de Tecnatom es disponer de curvas de calibración adecuadas para un espectro más amplio de población del que dispone actualmente el sector nuclear español (el hombre estándar), para situaciones de emergencia en las que sea necesario medir a miembros del público. De esta forma, el sector implementaria una mejora en la operativa de sus actividades en simulacros, intercomparaciones y emergencias.

Material y métodos

Para el desarrollo del estudio, el SDPI de Tecnatom empleó un maniquí conforme a la norma ANSI representativo de un hombre estándar, que es el utilizado en las actividades rutinarias de calibración y verificación de contadores de radiactividad corporal (CRC) para las Centrales Nucleares Españolas (CCNN), al que se le realizaron cambios de configuraciones para adaptarlo a las dimensiones de los diferentes miembros del público establecidos en la norma ANSI.

Las medidas realizadas se validaron a través de las medidas realizadas un maniquí similar a los UP-02T St. Petersburg “IGOR”.

Resultados

Una vez realizados y analizados los contajes de calibración para el maniquí en cada una de las geometrías seleccionadas se procedió a generar las curvas de calibración (energía, resolución y eficiencias) para los diferentes tamaños objeto de estudio, llegando a las siguientes resultados generales:

- Curvas en energías: se obtiene una nula variación en la curva en función de la configuración del maniquí analizado

- Curva en resolución: en general las curvas de resolución obtenidas no muestran una gran dependencia con el tamaño del sujeto, sin embargo si se observa una pequeña variación a energías mayores a los 300 keV.

- Curva de eficiciencias: se observa una variación significativa con la disminución del tamaño del maniquí, se obtiene mayor eficiencia para grupos de edad menores.

Para la validación de estas curvas de calibración se compararon los resultados de las medidas de un maniquí IGOR de calibración con un patrón de trazabilidad garantizada analizadas con las curvas en vigor del SDPI, analizadas con las nuevas curvas comparadas a su vez ambas medidas con los valores del patrón de calibración

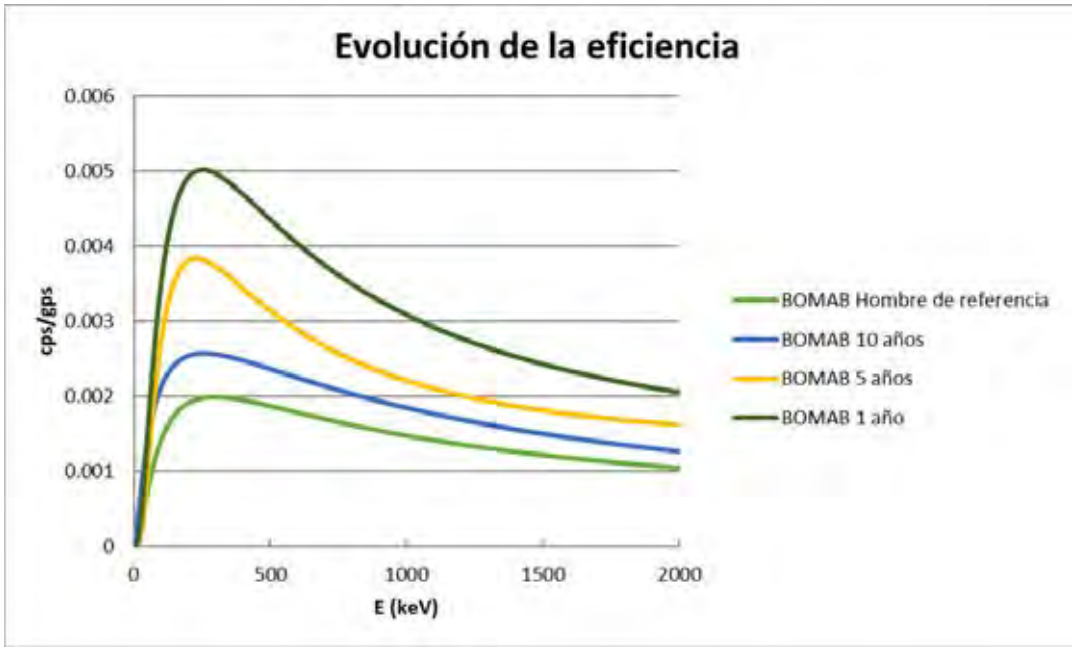
del maniquí para validar los resultados

Conclusiones

Se concluye que las capacidades de los equipos CRC con los que se ha realizado el estudio así como las curvas de calibración generadas son suficientemente buenas para su utilización en situaciones de emergencia en las que se haga necesario medir a miembros del público, ya que entre otros resultados, pueden corregir la sobreestimación de actividad generada por la aplicación de las curvas por defecto de trabajadores expuestos en personas de otras geometrías, lo que redundará en una etapa de cribado de personas del público en situaciones de emergencia mucho más eficiente.

No obstante, Las curvas de calibración del hombre adulto siguen siendo adecuadas debido a que el desfase que generan en la estimación de actividad sobreestima la contaminación de las personas afectadas.




Evolución de la eficiencia
0.006
0.005
0.004
0.003
0.002
0.001
0
cps/gps
0
500
1000
1500
2000
E (keV)
BOMAB Hombre de referencia
BOMAB 10 años
BOMAB 5 años
BOMAB 1 año

ID: 01127
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en situaciones de emergencia y de seguridad física y radiológica de fuentes de radiación ionizante

ACTUACIÓN FRENTE INCIDENTE RADIOLOGICO EN EL PARKING HOSPITALARIO

PABLO GOMEZ HERRERO[1] , LORENA DE LA FUENTE FERNANDEZ[2] , BEATRIZ GONZALEZ GARCIA[1] , ANTONIO GIL AGUDO[1]

1) HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO DE CIUDAD REAL 2) HOSPITAL UNIVERSITARIO 12 DE OCTUBRE

OBJETIVOS:

Describir el procedimiento de actuación ante un accidente radiológico.

Los incidentes radiológicos son frecuentes en ámbitos controlados, siendo interesante explicar nuestra experiencia, puesto que se desencadena en un medio no controlado.

MATERIAL/METODOS:

Paciente que acude al Servicio de Medicina Nuclear, donde recibe 10 mCi de I-131 por vía oral como tratamiento de su patología (hipertiroidismo). Tras 15 minutos de la ingesta, habiendo abandonado la instalación, la paciente vomitó en el parking. Ante esto, se activó el protocolo frente a incidentes radiológicos.

Material:

-Contador Geiger-Müller.

-Guantes desechables.

-Calzas desechables.

-Blindaje personal (delantal plomado y protector tiroideo).

-Solución descontaminante.

-Papel de filtro secante.

-Cubo y fregona.

-Bolsa para la gestión de residuos sólidos.

-Material para señalizar el área.

-Gammacámara.

Metodo:

El operador con la vestimenta adecuada (guantes, calzas, delantal plomado y protector tiroideo), portando un contador Geiger-Müller con plancha, localizó el área del incidente, descartó la presencia de la cápsula de I-131 entre el vómito y confinó a la paciente a un medio controlado (sala específica en Medicina Nuclear). La máxima actividad fue 1248 Bq/cm^2, acotándose la zona con márgenes de 2 metros.

A continuación se dispusieron papeles secantes durante 2 minutos y se retiraron como residuo radiactivo. Se realizaron nuevas medidas, constatando actividad alta (1000 Bq/cm^2). Se limpió la superficie con una fregona y

solución descontaminante, se superpuso papel secante y se retiró en bolsa específica, con lecturas máximas en el área con el Geiger-Müller de 450 Bq/cm^2 y mínimas de 50-100 Bq/cm^2 (a 1 y 0,5 m del área). Tras descontaminaciones y mediciones sucesivas, se constató que la actividad no decaía mas (contaminación fija). Entonces se acordonó con vallas y señalizó con carteles de riesgo de contaminación radiológica a 2 metros de la máxima actividad.

Se procedió a la gestión de residuos: los líquidos se evacuaron en los baños de las habitaciones de terapia metabólica; los sólidos (vómito, papel secante, cubo, fregona, calzas y guantes) en los pozos del almacén de residuos radiactivos, tas la adecuada medición y etiquetado.

Por último se comunicó el incidente al CSN.

Mientras tanto, se realizó una gammagrafía a la paciente (en Medicina Nuclear) evidenciándose importante actividad tiroidea, así como en tracto gastrointestinal, por lo que la paciente fue dada de alta con recomendaciones de radioprotección adecuadas a la dosis administrada.

RESULTADOS:

Se delimitó, contuvo la contaminación y redujo el área de exposición evitando futuras contaminaciones.

Se consiguió reducir la actividad fuera del área vallada a la del fondo radiactivo. Se realizaron medidas de dosis ambientales obteniendo sobre el cordón 0,608 µSv/h, a 1m de 2,4 µSv/h, a 0.5m 3,0 µSv/h y en el área 8 µSv/h. (Imagen 1).

Se establecieron dos opciones de mejora: equipar a los pacientes tratados con I-131 con una bolsa específica para residuos (para contener el material vomitado y así minimizar la contaminación) e incrementar la cantidad de material disponible para la gestión de incidentes de este tipo (disminuyendo el tiempo de actuación).

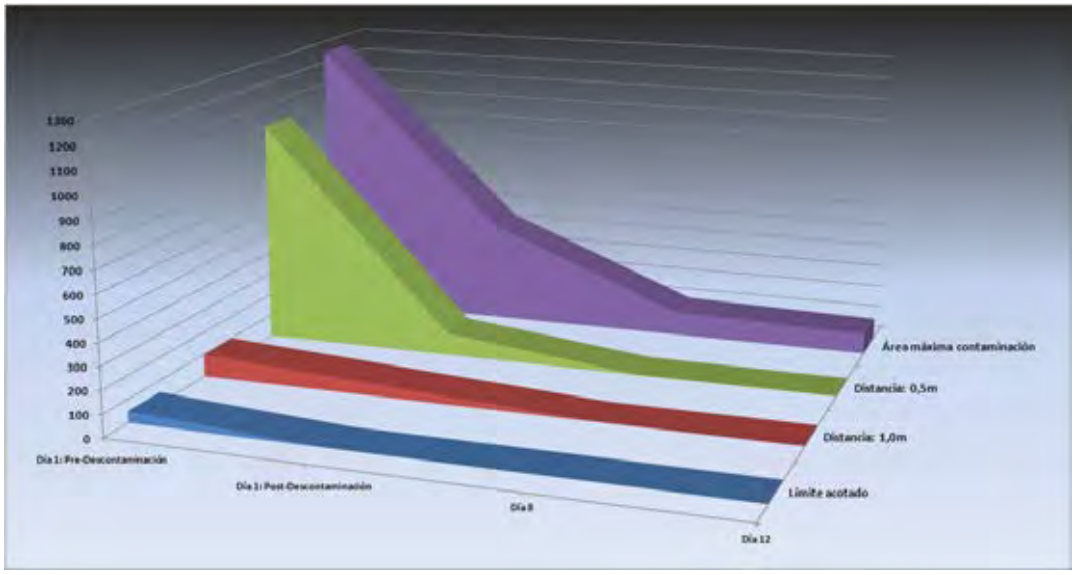
Se realizaron mediciones sucesivas en días posteriores. (Tabla1).

CONCLUSIONES:

La adecuada gestión de un incidente/accidente radiológico depende de la existencia de protocolos adecuados que conseguirán evitar irradiacción innecesaria tanto al público como al personal profesionalmente expuesto.

La experiencia no obstante, permite comprobar la eficacia del protocolo y determinar posibles acciones de mejora para futuras ocasiones.




1300
1200
1100
1000
900
800
700
600
500
400
300
200
100
0
Día 1: Pre-Descontaminación
Día 1: Post-Descontaminación
Día 8
Día 12
Área máxima contaminación
Distancia: 0,5m
Distancia: 1,0m
Límite acotado

ID: 01165
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en situaciones de emergencia y de seguridad física y radiológica de fuentes de radiación ionizante

PARTICIPACIÓN DEL CIEMAT EN LA INTERCOMPARACIÓN DE EMERGENCIAS REMPAN DE LABORATORIOS DE BIOENSAYO

Carolina Hernández González[1] , Inmaculada Sierra Bercedo[1]

1) Laboratorio Bioeliminación. Servicio Dosimetría Radiaciones. CIEMAT

OBJETIVO

En caso de incidente radiológico o nuclear es preciso dar una respuesta rápida y eficiente que permita conocer el alcance en la población afectada por una posible contaminación interna y, en determinadas circunstancias, incluso la identificación de los radionucleidos involucrados.

El principal problema con el que se encuentran los servicios de Dosimetría Interna es que las medidas de monitorización en rutina de actínidos y Sr-90 mediante técnicas *in vitro* necesitan procedimientos de separación radioquímica y largos tiempos de contaje para alcanzar valores de Actividad Mínima Detectable muy bajos, transcurriendo hasta 2 semanas desde el inicio del proceso para la obtención de resultados.

En este trabajo se presenta un procedimiento rápido de separación radioquímica aplicado a muestras de orina que permite la cuantificación secuencial de Sr-90 e isótopos de Pu, Am, Cm, U y Th, y el inicio de los procesos de medida de los distintos radionucleidos en el mismo día que se recibe la muestra.

El procedimiento ha sido validado mediante la participación del laboratorio en el ejercicio de intercomparación de emergencias organizado por WHO/REMPAN (World Health Organization/Radiation Emergency Medical Preparedness and Assistance Network). El ejercicio se asemeja a una situación accidental: los radionucleidos involucrados eran desconocidos y el tiempo máximo de respuesta desde la recepción de la muestra era de 72 horas.

MATERIAL Y MÉTODOS

El método se basa en un tratamiento de muestra mínimo que reduce el tiempo de preparación, acondicionamiento y separación a un sólo día, basado en el empleo de un sistema de vacío durante la etapa de separación. Para ello se utilizaron de manera secuencial los cartuchos TRISKEM de las resinas TEVA (para los isótopos de Pu y Th), TRU (Am, Cm y U) y Sr-RESIN (Sr-90). El tiempo empleado en la obtención de las diferentes fracciones es de 4-5 horas desde el inicio. El esquema del procedimiento desarrollado se muestra en la **Figura 1**.

Las fracciones obtenidas con las resinas TEVA y TRU fueron electrodepositadas y medidas mediante Espectrometría Alfa durante 48 horas. Por otra parte, el eluído procedente de la columna Sr-RESIN fue acondicionado y medido mediante Espectrometría de Centelleo en Fase Líquida durante 2 horas.

RESULTADOS

El Laboratorio de Bioeliminación del Servicio de Dosimetría Interna del CIEMAT había participado en otros ejercicios de intercomparación de emergencias organizados por EURADOS (*EUropean RAdiation DOSimetry Group*)[1] y el BfS (*Bundesamt für Strahlenschutz*)[2]. Sin embargo, el ejercicio organizado por WHO/REMPAN suponía un mayor desafío y esfuerzo por asemejarse a una situación real en cuanto al tiempo de respuesta y a los radionucleidos implicados.

La muestra de orina se recibió el 01/02/16 a las 12:00h, iniciándose en ese momento el procedimiento. Los resultados fueron enviados el 04/02/16 a las 10:30h. Una vez concluido el ejercicio, la organización informó a los 18 laboratorios participantes de los radionucleidos presentes en la muestra (Sr-90, Ru-106, Cs-137 y Pu-239) y

sus niveles de actividad.

En la **Tabla 1** se presentan los resultados enviados por el Laboratorio de Bioeliminación y los valores de referencia reportados por la organización, así como el error relativo obtenido para los isótopos analizados (Sr-90 y Pu-239). Los resultados excelentes resultados permiten validar el método desarrollado.

CONCLUSIONES

La participación del Laboratorio de Bioeliminación del CIEMAT en el ejercicio de intercomparación organizado por WHO/REMPAN ha permitido validar el método desarrollado de separación de actínidos y Sr-90 en muestras de orina para emergencias. Además, ha sido muy satisfactoria para evaluar la respuesta del laboratorio ante situaciones que requieran una cuantificación rápida de este tipo de radionucleidos.

[1]. Chunseng et al. Radiat. Prot. Dosimetry 167 (2015) 472.
[2]. Gerstmann et al. Radiat. Prot. Dosimetry 170 (2016) 58.

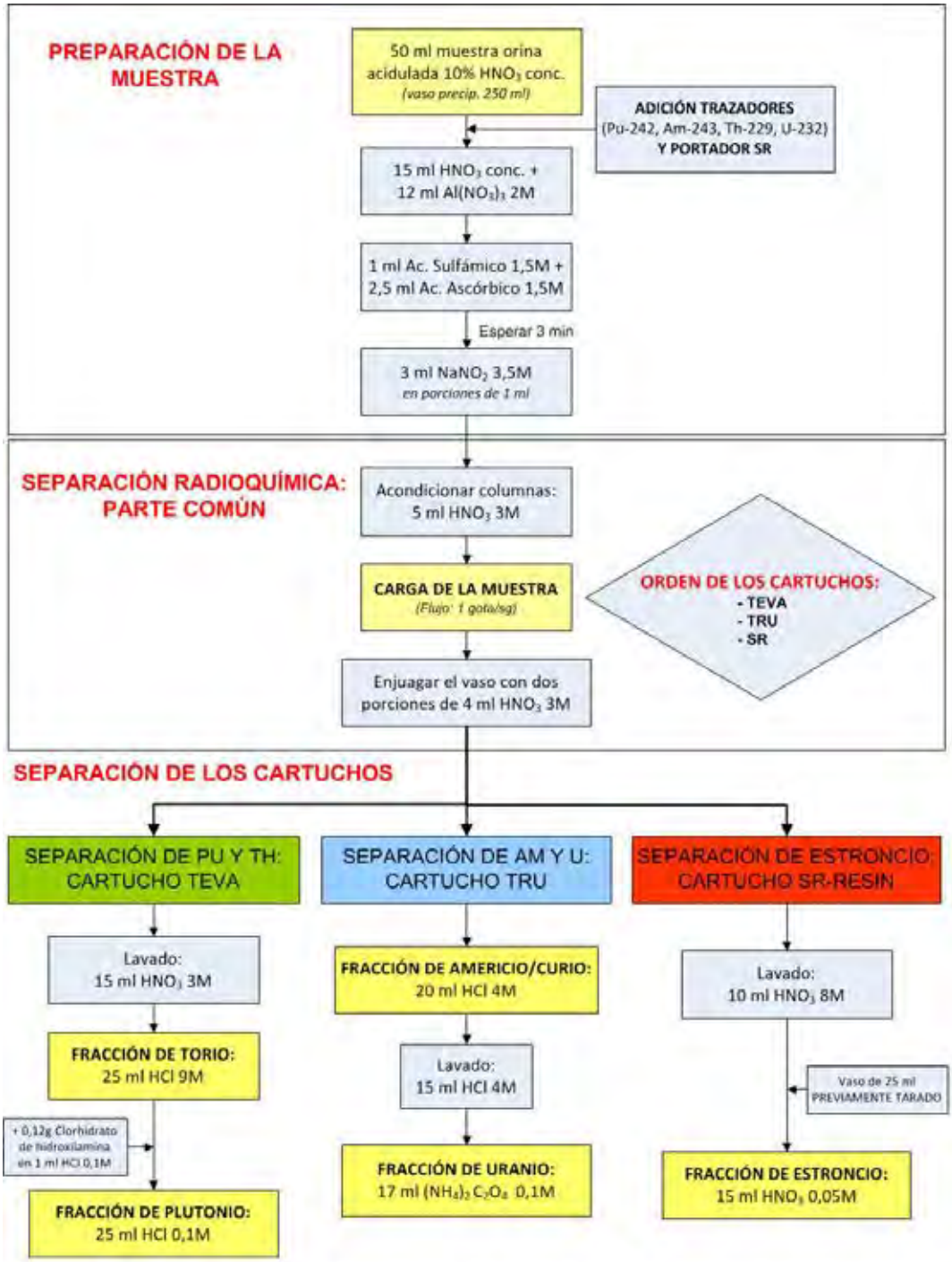


Figura 1. Esquema del procedimiento desarrollado para la separación de Pu, Th, Am, Cm, U y Sr-90 en muestras de orina en situaciones de emergencia.

ELEMENTO	VALORES ENVIADOS POR EL LABORATORIO	VALORES DE REFERENCIA (WHO/REMPAN)	ERROR RELATIVO
Sr-90 (Bq/L)	17.9 ± 1.3	20.08 ± 0.12	- 0.11
Pu-239 (mBq/L)	37 ± 10	39.76 ± 0.12	- 0.07

Tabla 1. Resultados enviados por el Laboratorio de Bioeliminación y valores de referencia reportados por la organización del ejercicio.

ID: 01042
Tipo: Oral
Área temática: Gestión de residuos radiactivos

LIBERACIÓN CON RESTRICCIONES DE UN TERRENO IMPACTADO POR OPERACIONES DE CICLO DEL COMBUSTIBLE NUCLEAR

ANA MARIA VICO OCÓN[1] , Mª DEL CARMEN NOGUERALES BARTOLOMÉ[1] , ALICIA ALVAREZ GARCÍA[1] , JAVIER QUIÑONES DIEZ[1]

1) CIEMAT

(1) Objetivos del trabajo y cual es la aportación original

Durante los años 50 – 70 en el emplazamiento actual del CIEMAT (antes Junta de Energía Nuclear) se realizaron operaciones relacionadas con el ciclo de combustible nuclear, más concretamente operaciones de extracción metalúrgica de [1], [2], lo que justifica la detección de terrenos impactados con U procesado (es decir, ^{238}U en equilibrio con sus descendientes directos ^{234}Th y ^{234m}Pa). El Plan de Restauración del Emplazamiento del CIEMAT (PRE) aprobado en 2009 [3] establece que el criterio general para la liberación de suelos y espacios es de 0.1 mSv/año, para el individuo representativo del grupo crítico en los escenarios previstos. En el caso del U procesado los niveles de liberación en Bq·g^{-1} son: 12.3, 25.7, 2.5, 0.26, 0.19 y 1.08 de ^{238}U, ^{234}U,^{235}U,^{230}Th, ^{226}Ra y ^{210}Pb respectivamente. Este trabajo describe la metodología de trabajo realizado para la demostración de que el suelo de un área determinada del suelo de un edificio cumple con restricciones los niveles de liberación establecidos.

(2) Materiales/Métodos

El diseño del proceso de se ha realizado de acuerdo con los criterios definidos en la metodología MARSSIM [4]. La actividad residual en el terreno de cada uno de los radionucleidos considerados debe cumplir la expresión <1>:

$$C_1/NL_1 + C_2/NL_2 + ...C_n/NL_n \ ?1 \qquad <1>$$

siendo C_n la actividad residual y NL_n el correspondiente nivel de liberación, expresados ambos en Bqg^{-1}. El terreno considerado estaba impactado con U procesado de acuerdo con los resultados de muestras analizadas mediante espectrometría gamma y espectrometría alfa.

Durante el proceso de rehabilitación del subsuelo finalizado en 2016 se han realizado medidas con monitores portátiles de contaminación obteniéndose la correlación que se muestra en la Figura 1 que permite la medida “in situ” del material impactado.

Una vez finalizada la rehabilitación se evaluó el cálculo del número de muestras necesarias para demostrar el cumplimiento de la expresión <2> siguiendo el criterio definido en MARSSIM [4] y empleando la herramienta matemática COMPASS.

$$N=(Z_{1-?}+Z_{1-?})^2 \cdot 3(Pr-0.5)^{-2} \qquad <2>$$

En la Figura 2 se representa la curva de probabilidad para la liberación del terreno delimitada por el nivel de liberación (línea fucsia) y la actividad residual que se supone permanece en el subsuelo (línea azul). El diseño del muestreo se definió utilizando la aplicación denominada SUDES desarrollada por el CIEMAT. Esta aplicación permite localizar los puntos de muestreo de manera aleatoria utilizando un sistema de coordenadas (X,Y,Z).

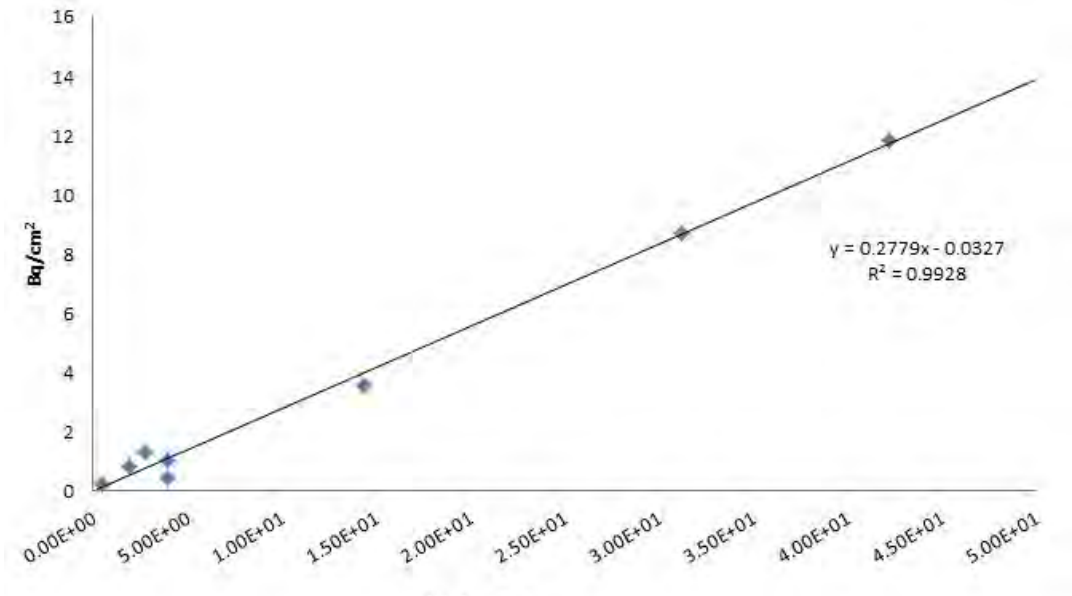
(3) Resultados

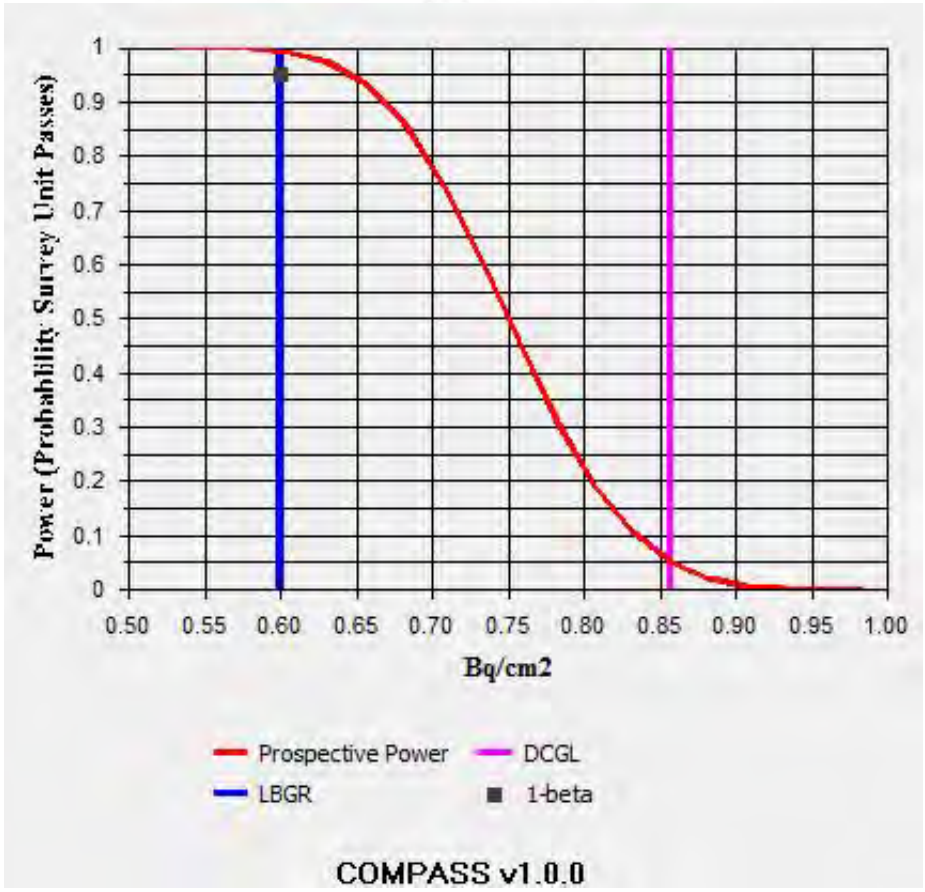
Los resultados de espectrometría gamma proporcionan valores de ^{234}Th, ^{235}U y ^{226}Ra. Se supone que la concentración de actividad del ^{234}Th es la misma que la del ^{238}U y que el ^{234}U se encuentra en la proporción natural por lo que se calcula a partir del ^{238}U. Por otra parte se supone que las concentraciones de actividad de

$_{226}$Ra y ^{230}Th son iguales. De acuerdo con ello se realiza el cálculo de la suma unitaria de fracciones una vez realizada la correspondiente sustracción debida al área de referencia de fondo [5] establecida en el PRE [3].

(4) Conclusiones

Una vez finalizadas las actividades de rehabilitación del subsuelo se diseñó un muestreo que incluye número y localización de las muestras con coordenadas. Los resultados analíticos permiten establecer que el 90 % cumple el criterio de liberación concluyéndose que el terreno queda liberado con restricciones. La localización del subsuelo con restricción está perfectamente identificada.





ID: 01061
Tipo: Oral
Área temática: Gestión de residuos radiactivos

APLICACIÓN DE PROCESOS DE DESCLASIFICACIÓN. MEDIDAS RADIOLÓGICAS DE FONDO EN SUPERFICIES

María del Carmen Noguerales Bartolomé[1] , Ana María Vico Ocón[1] , Alicia Alvarez García[1] , Javier Quiñones Diez[1]

1) CIEMAT

OBJETIVO:

El proceso de desclasificación de paramentos y superficies de antiguas instalaciones nucleares y radiactivas supone la gestión convencional del material generado por demolición o la reutilización de las dependencias. En el CIEMAT existen varios edificios sometidos a este proceso , en particular el edificio 20 donde en el pasado se realizaron prácticas para la obtención de concentrados de Uranio. La desclasificación supone la demostración de que la actividad residual en los paramentos se encuentra por debajo de los denominados niveles de desclasificación (ND) expresados en $Bq \cdot cm^{-2}$.

Las medidas radiológicas a realizar incluyen no sólo los paramentos a desclasificar sino también superficies de otros edificios que nunca se utilizaron para prácticas y que fueron construidos en la misma época con materiales similares. Esas superficies se denominan áreas de referencia del fondo, ARFs.

Se presenta la evaluación de las medidas realizadas en estas áreas y su aplicación al proceso de desclasificación en el caso de paramentos impactados con radionucleidos naturales.

MATERIALES/MÉTODOS:

El diseño del proceso de desclasificación incluye el estudio de la variabilidad de las medidas de fondo en las ARFs para establecer en función de los criterios definidos en la metodología MARSSIM el número de medidas a realizar en los paramentos a desclasificar y los test estadísticos a aplicar. Se trata de disponer de las herramientas necesarias para comparar paramentos impactados y no impactados.

En el CIEMAT se han realizado medidas con monitores portátiles de contaminación en cuatro ARFs, (A1, A2, A3 y A4), de edificios no impactados. Los equipos utilizados están calibrados en eficiencia de acuerdo con las características de emisión de los radionucleidos naturales de la serie del U. De acuerdo con los niveles ND considerados y con la clasificación de los paramentos los límites de detección, LD, requeridos para las medidas de mayor sensibilidad son 0.5 $Bq \cdot cm^{-2}$ y 3 $Bq \cdot cm^{-2}$ para reutilización y demolición respectivamente.

A partir de estos resultados de las medidas se estudiado la variabilidad del fondo en las ARFs aplicando el test estadístico de Kruskal-Wallis comparando el valor crítico tabulado Kc, 9.30 ($k - 1 = 3$, $?_{KW} = 0.1$), [1] y el valor del parámetro K obtenido, 13.98, ($?_{KW} = 0.1$) de acuerdo con la expresión de la figura I:

Dónde:

N es el nº total de medidas en todas las ARF

n es el nº de medidas en cada ARF

R_i es la suma de los rangos para cada ARF

Cuando el resultado del test indica variabilidad (K > Kc) es necesario aplicar en el proceso de evaluación la realización de un mayor número de test estadísticos para asegurar el cumplimiento de los ND. Además, a partir de los resultados de las medidas se ha determinado también el valor del parámetro medido que es indistinguible del fondo, lo que se denomina “LBGR” calculado como múltiplo de la varianza (3?). El LBGR es necesario para el cálculo del número de medidas a realizar en la superficie a desclasificar. En la Tabla I se presentan un resumen de los cálculos realizados y los resultados obtenidos.

RESULTADOS:

Los resultados de las medidas realizadas en las ARFs indican variabilidad en las ARFs por lo que será necesario aplicar los test indicados por la metodología aplicada para este caso. El valor del parámetro medido (actividad superficial) indistinguible del fondo es 0.23 $Bq \cdot cm^{-2}$.

CONCLUSIONES:

A partir de los resultados de las medidas en las ARFs y de la metodología aplicada, es posible determinar de manera precisa el número de mínimo medidas a realizar en cada paramento impactado para su desclasificación.

Los resultados obtenidos en los procesos de desclasificación y las medidas realizadas demuestran que equipos de medida seleccionados son los adecuados, ya que permiten realizar la desclasificación al ser los LD de los equipos mayores que la actividad indistinguible del fondo exigida para el proceso.

$$K = \frac{12}{N(N+1)} \cdot \left(\sum_{i=1}^{k} \frac{R_i^2}{n_i} \right) - 3(N+1)$$

	Medidas (cps)			
n_j	A1	A2	A3	A4
1	11.13	10.36	12.30	20.86
2	11.93	10.46	16.63	19.00
3	12.18	10.30	13.90	18.60
4	12.88	9.20	14.76	19.73
5	11.13	10.33	13.70	18.60
6	11.56	9.50	14.36	19.53
7	12.41	10.43	15.40	17.40
8	11.73	10.63	16.31	21.66
9	12.23	11.25	14.30	20.80
10	12.20	10.23	15.20	20.93

$\bar{A}_j$ (cps)	11.94	10.27	14.39	19.71
s_j	0.56	0.57	1.11	1.34
$\sum_{i=1,j=1}^{i=n,j=N} (A_{i,j})$	119.38	102.69	143.86	197.11
χ_i^2	142.52	105.45	206.96	388.52
$\sum_{i=1,j=1}^{i=n,j=N} (A_{i,j})^2$	1427.97	1057.43	2080.74	3901.37

n	10
N	40

k	4

$\sum_{i=1,j=1}^{i=n,j=N} (A_{i,j})^2$	8467.51
$\left(\sum_{i=1,j=1}^{i=n,j=N} (A_{i,j}) \right)^2$	317014
$\sum_{i=1}^{i=n} (\chi_i^2) \cdot$	8434.49

LBGR (3ω)	12.33	cps
	0.23	Bq·cm^{-3}

ID: 01336
Tipo: Oral
Área temática: Gestión de residuos radiactivos

Estudio de Caracterización y Clasificación de materiales activados de CNC

Rafael Garcia-Bermejo Fernandez[1] , Elvira Blazquez Arroyo[1] , Susana Gutierrez Martinez[2] , Luis Lopez Alvarez[2]

1) IBERDROLA INGENIERIA Y CONSTRUCCION SAU 2) , IBERDROLA GENERACION NUCLEAR SAU

1. Objetivo y aportación original,

En las piscinas de combustible gastado de las centrales nucleares se almacenan diversos tipos de materiales activados que incluyen, barras de control, componentes estructurales de los elementos combustibles, instrumentación intranuclear y una miscelánea de piezas metálicas. La gestión adecuada de estos materiales se basa en la caracterización completa para lo que se ha realizado un estudio técnico para la estimación el inventario radiactivo y la clasificación de los materiales como residuos de baja y media actividad que presenta elementos innovadores respecto a la norma aplicable (ISO 16966. Theoretical activation calculation method to evaluate the radioactivity of activated waste generated at nuclear reactors. December 2013), como se expone en los apartados siguientes

2. Materiales y Métodos,

El alcance de este estudio incluyó 220 barras de control y 69 canales de combustible. Los materiales constituyentes de estos elementos son el acero inoxidable y el carburo de boro ene las barras de control y el Zircaloy -2 o 4 junto con el acero inoxidable en los canales de combustible. La caracterización y clasificación comprendió cuatro etapas: (1) Recopilación y análisis de la información disponible para la obtención de datos de partida: Datos geométricos, Composiciones elementales (ver tabla 1), historia de irradiación (fluencias neutrónicas, secciones eficaces, tiempos de irradiación, situación en el núcleo) , tiempo de almacenamiento en piscinas. (2) Selección de elementos individuales representativos de los canales utilizando un método de muestreo estratificado según la fluencia. (3) Realización de cálculos teóricos de activación con el código ORIGEN-ARP . En el cálculo teórico de las actividades de Co-60 en el grupo de barras de control se ha estimado la actividad de Co-60 utilizando la fórmula del Índice de Control (IC) para segmentos o barras de control completas. IC=A(co-60) / snvt, La actividad del resto de los radionucleidos se han calculado a partir de los factores de escala estimados (ver tabla 2) y modelización de tasa de dosis en agua en dichos elementos representativos con MCNPX. (3) Realización de medidas experimentales de tasa de dosis con sonda en el agua de la piscina según un procedimiento operativo desarrollado al efecto, sobre todos los elementos indicados el alcance,(4) Realización del informe de evaluación y comparación de datos teóricos y empíricos, clasificación de los materiales como residuos y determinación de las actividades de todos los elementos (Inventario radiactivo) usando factores de escala teóricos.

3 Resultados,

(a) Se selecciónaron eis barraras de control y 24 canales compontes representativos con histogramas de los elementos según el nivel medio de fluencia neutrónica (canales) y el nivel medio por segmento (barras). Estos histogramas indican una estratificación y los elementos a analizar se seleccionan aleatoriamente dentro de cada estrato. (b) Las tasas de dosis teóricas se correlacionaron con las tasas de dosis medidas en agua con una sonda gamma del equipo FH 40 G L10. Esta correlación permite establecer una corrección de sesgo para ajustar la correlación entre la actividad de Co-60 en el elemento (canal o barra de control) y las tasas de dosis medidas en agua. (c) La actividad total del Zircaloy de los canales alcanza un valor de 9,42E+14 Bq, estimados a 1 de marzo de 2015. . . Las estimaciones dan, para el año 2015, una actividad total para las 220 barras de control de 6.26E+03 GBq (barra media 2.84E+01 GBq y la barra máxima (5.97E+01 GBq) mientras que los limitadores o amortiguadores dan una actividad total de 2.69E+11 Bq (1.22 E+09 Bq parar limitador y el más activado 2.47E+09 Bq).

4. Conclusión.

En el momento actual los sesenta y nueve canales de combustible analizados en este informe así como los 220 limitadores de las barras de control podrán ser gestionados para su envió al Cabril

Tabla 1.- Elementos relevantes para la GR			
	Zircaloy-2		*ACERO 304*
	GNF2	SVEA	
Elemento	CC 6189	CC 28677	Muestra
	Valor promedio %peso		
Zr	97.73348	97.77059	–
Sn	1.3896	1.356	–
Ni	0.0656	0.062	9.58
C	0.01276	0.01314	0.06
Co	0.001	0.0005	0.22
Mo	0.001	0.001	0.29
Nb	0.002	0.004	0.006

Tabal 2.- Factores de escala por tipo de componente a la fecha de referencia					
Factor de escala teorico	CC SVEA-96	CC GNF2	Acero 304 (SVEA)	BC Acero 304 Tubos de B4C	BC Acero 304
H-3/Co-60	1,07E-03	5,32E-04	3.97E-04	4.81E-01	1.00E-03
C-14/Co-60	1,68E-03	6,43E-04	1.53E-04	1.23E-04	6.07E-04
Ni-59/Co-60	8,41E-04	3,12E-04	3.93E-04	2.66E-04	1.52E-03
Ni-63/Co-60	1,01E-01	3,78E-02	4.64E-02	3.06E-02	1.64E-01
Nb-94/Co-60	2,40E-04	4,91E-05	8.76E-07	1.92E-06	3.52E-06
Tc-99/Co-60	8,59E-07	3,71E-07	2.62E-07	1.27E-06	2.12E-06
Sb-125/Co-60	4,36E+00	2,89E+00	7.45E-05	3.33E-04	3.11E-04

ID: 01416
Tipo: Oral
Área temática: Gestión de residuos radiactivos

Propuesta de una caracterización más precisa del material residual radiactivo de Medicina Nuclear

Kefrén Sánchez Noriega[1]

1) Hospital Universitario Príncipe de Asturias

Objetivo

La medida o estimación de la actividad específica de los lotes de material residual con contenido radiactivo de los servicios de Medicina Nuclear es necesaria para determinar cuándo éste se halla por debajo de los niveles de desclasificación. Sin embargo, la estimación de la actividad de lotes de residuos no suele ser precisa por el tiempo y demás recursos que consume.

En este trabajo se presenta el método de caracterización de lotes de residuos sólidos que se ha implementado en nuestro hospital. Este sistema informatizado requiere una inversión de tiempo mínima y tiene el potencial de mejorar el control de calidad de residuos.

Materiales y método

Los residuos generados provienen exclusivamente de monodosis. El diario de operación contiene una tabla que facilita la anotación de la actividad diaria recepcionada de cada radiofármaco.

Para caracterizar la actividad de isótopo *X* de un lote cerrado el día *d* se utiliza la ecuación:

$$A_{lote}(X) = f(X) * 1{,}1 * ?_{i=1}^{i=N}[A_{rec}(X)_{d-i+1}]$$

En ella *f* es la fracción de actividad residual, calculada para cada tipo de trazador durante el control de calidad de residuos. El sumatorio corresponde al total de las actividades del radionucleido *X* recibidas en la instalación en los últimos *N* días naturales. *N* tiene un valor 1 para ^{99m}Tc (sólo se apunta la actividad del día en cuestión asumiendo que la mayor parte de la actividad de días anteriores ya ha decaído. El valor de *N* para ^{123}I, ^{67}Ga y ^{131}I es 2, 14 y 30 respectivamente, pudiendo definirse para otros radionucleidos a partir del periodo de semidesintegración.

La fórmula anterior está implementada en una hoja Excel que junto con peso del lote calcula su actividad específica. De este modo, cuando se cierra un lote simplemente se pesa y se anotan las actividades correspondientes del diario de operación.

Resultados

En la tabla 1 se analiza el comportamiento de la ecuación anterior en tres escenarios: en el primero la actividad diaria recibida es constante, en el segundo la actividad de los días de toma de datos es el doble de la de días anteriores y en el tercero es la mitad. En todos los casos la fórmula estima con precisión la actividad real.

Se intentó correlacionar los resultados de lotes obtenidos a partir del método anterior con las medidas de control radiológico. El ajuste no es satisfactorio por la alta dispersión de la actividad remanente en los residuos, principalmente debida al método de administración. Por ejemplo, el lavado con sangre puede reducir del 20% al 5% el residuo de la dosis de HMDP.

Para abordar esta dificultad, se ha planteado recientemente un refinamiento del método anterior: en vez de tomar un único valor de *f* para cada radiofármaco, se propone que *f* también dependa del protocolo al menos para los estudios óseos (20% para un estudio óseo de dos fases y 5% para rastreo). Esta segunda opción implica anotar del sistema RIS dichos protocolos, lo cual complica ligeramente el proceso pero permite ganar precisión. En la tabla 2 se muestran los resultados obtenidos para un lote de ejemplo. Pronto se dispondrá de una muestra

estadística suficiente para analizar las mejoras en este aspecto.

Conclusiones

El método presentado permite caracterizar lotes de residuos asignándoles una actividad específica individualizada y más fiel a la realidad. El sistema necesita pocos datos de entrada, los cuales además están indicados en el Diario de Operación en cumplimiento del Reglamento sobre Instalaciones Nucleares y Radiactivas.

Se ha implementado una fórmula que extrapola la actividad de los residuos más antiguos de forma precisa incluso en situaciones con gran oscilación de actividad diaria recepcionada.

En la actualidad se está mejorando la correlación del método con los datos de control radiológico para tener en cuenta la gran dependencia de la fracción de actividad remanente encontrada en función del método de administración. Para ello se ha refinado el método especificando el protocolo de los estudios óseos indicado por el sistema RIS.

Radionucleido	$T_{1/2}$ (h)	*N*	Escenario 1	Escenario 2	Escenario 3
^{99m}Tc	6,02	1	3,1%	6,4%	-3,1%
^{123}I	13,22	2	4,1%	7,0%	-1,1%
^{67}Ga	78,26	14	7,9%	9,0%	6,0%
^{111}In	67,2	14	8,9%	9,4%	7,8%
^{131}I	192,5	30	6,8%	8,4%	3,7%

Tabla 1. Predicción para tres escenarios del sistema de caracterización de residuos. En los escenarios 1, 2 y 3 la actividad diaria acumulada de cada radionucleido durante los días de toma de datos es igual, el doble o la mitad de la de días anteriores, respectivamente. Se puede apreciar que en ningún caso se

	Valor real	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
A ^{99m}Tc (MBq)	270,5	915,8	610,5	478,2
A ^{123}I (MBq)	1,1	4,1	4,1	4,1
A Total (MBq)	271,7	919,8	614,6	482,3

Tabla 2. Valor real de actividad de un lote de residuos radiactivos y predicción hecha por diversos modelos. El lote contenía las jeringas y otros residuos punzantes provenientes de diverso estudios hechos con ^{99m}Tc (dos estudios óseos selectivos de dos fases, un rastreo óseo, un SPECT de perfusión cerebral, una gammagrafía de tiroides, una gammagrafía de paratiroides y una linfogammagrafía de ganglio centinela) y ^{123}I (dos estudios de imagen de transportadores de dopamina). El modelo 1 corresponde a un valor de *f* de 0,2 para todos los estudios de ^{99m}Tc. En el modelo 2, *f* depende del radiofármaco utilizado (0,2 para HMDP, HMPAO, nanocoloides y 0,05 para pertecnetato y MIBI). El modelo 3 es similar al modelo 2, pero tomando un valor 0,05 para el rastreo óseo. En todos los modelos el valor de *f* para ^{123}I es 0,01.

ID: 00923
Tipo: Oral
Área temática: Radiaciones no ionizantes

EXPOSICIÓN A RADIACIÓN NO IONIZANTE EN EQUIPOS DE ESPECTROMETRÍA POR RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

Tania Berlana Llorente[1] , Alejandro Ubeda Maeso[2]

1) Ministerio de Energía, Turismo y Agenda Digital 2) Hospital Ramón y Cajal. IRYCIS

OBJETIVO Y APORTACIÓN ORIGINAL

El RD 299/2016 limita en España la exposición ocupacional a radiaciones no ionizantes. Aunque los equipos de espectrometría por resonancia magnética nuclear (ERMN; esquema en la **figura**) emiten campos de muy alta densidad, no existen datos sobre los niveles de exposición ocupacional en ese medio. Mediante registros tomados in situ, hemos valorado la exposición a campos estáticos (CME) y de radiofrecuencia (RF) de los operarios de 19 equipos de ERMN ubicados en 9 centros españoles de investigación.

MATERIAL Y MÉTODOS

Metrología: La exposición a RF se valoró mediante registro de niveles de campo eléctrico (E) en el espectro 100 kHz-3 GHz, utilizando un monitor PMM8053 con sonda triaxial EP-330. Se tomaron registros a diferentes distancias de la cubierta de los equipos de ERMN, así como en la consola del operario. También se tomaron registros de la densidad de flujo de CME (B) a que estaban expuestos los operarios durante la ejecución de sus diferentes tareas, utilizando un magnetómetro THM1176 de efecto Hall para un rango 0 Hz-1 kHz.

RESULTADOS

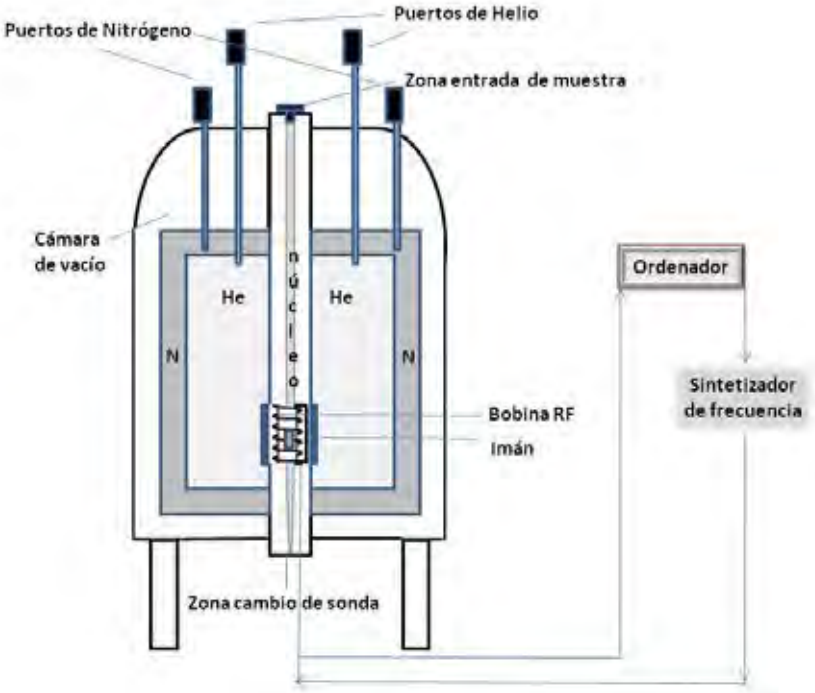
Exposición a RF: En los registros de campo RF a diferentes distancias de los equipos de ERMN, ningún valor alcanzó el nivel de detección del equipo.

Exposición a CME: El análisis de los datos (valores medios de B, en miliTeslas: mT) resumidos en la **tabla** revela que los niveles más altos de exposición a campo estático se registraron en la extremidad “actuante” del trabajador durante las operaciones de ajuste de parámetros / cambio de sonda y de colocación de la muestra, con máximos de 672.00 ± 1.00 y 39.30 ± 0.20 mT, respectivamente. En la ejecución de las mismas tareas, los valores de B en la cabeza-torso eran comparativamente inferiores a los registrados en la extremidad, con máximos de 86.00 ± 4.00 y 86.00 ± 4.00 mT, respectivamente.

CONCLUSIONES

Los registros revelaron que la configuración y el blindaje de los equipos impiden la emisión al exterior de niveles detectables de campos RF. En cuanto a CME, existe una apreciable variabilidad en los valores medios de exposición, que es atribuible a las características específicas de los distintos equipos de ERMN, a los tipos de tareas a ejecutar y a diferencias entre los protocolos de trabajo de los distintos centros. En general, se comprueba que los equipos con núcleos de baja densidad de campo, los ultra-apantallados (UA), los dotados de brazo robotizado (R) y los emplazados en foso, consiguen minimizar la exposición de los operarios. En todos los casos y condiciones, los niveles de exposición quedan por debajo de los límites establecidos por el RD 299/2016 para la protección ante efectos a corto plazo de exposiciones ocupacionales agudas (la ley no contempla potenciales efectos a largo plazo por exposición repetida o crónica.) No obstante, en algunas de las condiciones estudiadas se

registran niveles de CME que superan el umbral de 0,5 mT para compatibilidad electromagnética con implantes médicos, así como límite de 40 mT recomendado para la protección del público general.



$B_{Núcleo}$ (T) y tipo blindaje (E/UA)	Modelo y Frecuencia máxima	Introducción muestra, mano $B_{rec}\pm\sigma_{n-1}$ (mT)	Introducción muestra, cuerpo $B_{rec}\pm\sigma_{n-1}$ (mT)	Ajuste, mano $B_{rec}\pm\sigma_{n-1}$ (mT)	Ajuste, cuerpo $B_{rec}\pm\sigma_{n-1}$ (mT)
4,7 E	Brüker AC 200 MHz	4,05 ± 0,07	6,70 ± 0,40	(-)	(-)
7,47 E	Varian Innova 300 MHz	15,10 ± 0,20	7,50 ± 0,20	(-)	(-)
	Brüker 300 MHz	21,75 ± 0,06	13,00 ± 1,00	146,00 ± 2,00	37,90±0,50
	Brüker Spectrospin 300 MHz	19, 60 ± 0,40	6,30 ± 0,40	51,00 ± 4,00	6,00 ± 0,20
7,47 UA	Brüker 300 MHz US	0,64 ± 0,07	0,30 ± 0,05	(-)	(-)
	Brüker 300 MHz US	0,41 ± 0,03	0,15 ± 0,04	(-)	(-)
9,4 E	Varian Innova 400 MHz	24,80 ± 0,30	11,70 ± 0,50	54,56 ± 0,05	6,30 ± 0,80
	Varian Oxford 400 MHz	29,40 ± 0,80	25,80 ± 0,20	424,00± 22,00	86,00 ± 4,00
	Varian Oxford AS 400 MHz	(R)	6,10 ± 0,50	(-)	(-)
	Brüker 400 MHz	19,50 ± 0,30	18,00 ± 1,70	219,20 ± 0,30	29,00 ± 3,00
9,4 UA	Brüker Ascend 400R MHz	0,40 ± 0,50	0,29 ± 0,04	29,00 ± 4,00	0,33 ± 0,03
11,7 E	Varian Oxford AS 500 MHz	(R)	4,80 ± 0,20	(-)	(-)
11,7 UA	Brüker 500 MHz US	0,54 ± 0,03	0,37 ± 0,06	12,80 ± 0,50	0,18 ± 0,05
	Brüker Ascend 500 MHz	2,70 ± 0,10	0,37 ± 0,07	65,00 ± 15,00	0,70 ± 0,40
	Varian System 500 MHz	1,79 ± 0,05	0,62 ± 0,06	(-)	(-)
14,1 E	Brüker 600 MHz	39,30 ± 0,20	20,30 ± 0,30	672,00 ± 1,00	34,90 ± 0,30
14,1 UA	Brüker 600 MHz Plus US	1,34 ± 0,09	0,17 ± 0,04	129,00 ± 7,00	5,20 ± 0,30
	Brüker Ascend 600 MHz	2,01 ± 0,06	0,34 ± 0,03	16,00 ± 3,00	0,31 ± 0,04
18,1 UA	Brüker 800 MHz US	7,66 ± 0,04	1,97 ± 0,06	261,00 ± 2,00	12,45 ± 0,07

Tabla: Características de los quipos estudiados incluyendo modelo, frecuencia máxima (MHz), densidad de CME en núcleo ($B_{Núcleo}$ en Teslas) y tipo de blindaje: estándar (E) o ultra-apantallado (UA.) Muestra mano, Muestra cuerpo: B media ± σ_{n-1} (en mT) en mano y torso, respectivamente, durante la operación de introducción de la muestra. Ajuste mano, Ajuste cuerpo: B media ± σ_{n-1} en mano y cabeza-torso, respectivamente, durante el ajuste de parámetros o cambio de sonda. (-): equipos que no requieren ajuste ni de cambio de sonda. (R): equipos con brazo robotizado.

ID: 00873
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en medicina

Caracterización espectral del Ra223: isótopos con implicaciones en protección radiológica

Javier Sánchez Jiménez[1] , Alejandro López Montes[2] , José Manuel Udías Moinelo[2] , Lara Núñez Martínez[1] , María Luisa Martín Albina[1] , Juan Morillas Ruiz[1] , Fernando Pizarro Trigo[1] , Amaia Villa Abaunza[2]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Burgos 2) Grupo de Física Nuclear, Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Complutense de Madrid

Objetivo

Los viales de Ra^{223} utilizados en los centros sanitarios de nuestro país se han visto obligados a ser gestionados como un residuo de larga vida media debido al límite de detección de Ac^{227} del fabricante, que comenzó siendo de un 0,004% para acabar en un 0,00006%. Con éste límite la concentración de Ac^{227} mínima restante sería de 0,6Bq/g lo que sigue sobrepasando el límite establecido para su exención.

Con este trabajo se pretende verificar la presencia de radioisótopos contaminantes en la muestra de Ra^{223} que tengan implicaciones dosimétricas o de protección radiológica tales como el Ac^{227}.
Así mismo es la base para la caracterización del radiofármaco con fines de cuantificación de la imagen, dosimetría e investigación con este radiofármaco.

Material y Método

Se ha medido el espectro experimental de una muestra de Ra^{223} con un detector gamma de germanio hiperpuro (HpGe) modelo LO-AX 60450 30PCS y un detector alfa de barrera de silicio Ortec R-015-050-100.

Se realizó una medida inicial próxima a la fabricación de la muestra para verificar la eficiencia del detector e identificar los isótopos presentes. Se realizaron diferentes medidas de la muestra a lo largo de 12 meses para verificar la consistencia de los resultados. Finalmente se realiza una medida tras un año desde la fecha de fabricación para permitir el decay completo de los isótopos de vida corta. Se realiza la medida con una duración de hasta dos semanas (316 horas) para obtener precisión suficiente y poder detectar pequeñas concentraciones en la muestra.

Se ha calculado el espectro teórico de una muestra de Ra^{223} con presencia de Ac^{227} para diferentes concentraciones de Actinio. Para ello se ha hecho uso de las ecuaciones de Bateman y los datos del espectro del Bureau International des Poids et Mesures y de los branching ratios de Lundt Nuclear Data. En la elaboración del espectro se han tenido en cuenta la eficiencia y resolución energética de los equipos utilizados para su detección con fin de poder compararla con la medida experimental.

Se analizan los resultados usando un test gamma para comparar el espectro experimental con los espectros teóricos obtenidos para las diferentes concentraciones de Ac^{227}. En base a estos resultados se establece la posible concentración máxima de Ac^{227} presente en la muestra

Resultados

Los espectros teóricos y experimentales (para la medida final) se muestran en las figuras adjuntas. Los resultados de la comparación de ambos se encuentran en las tablas que se acompañan.

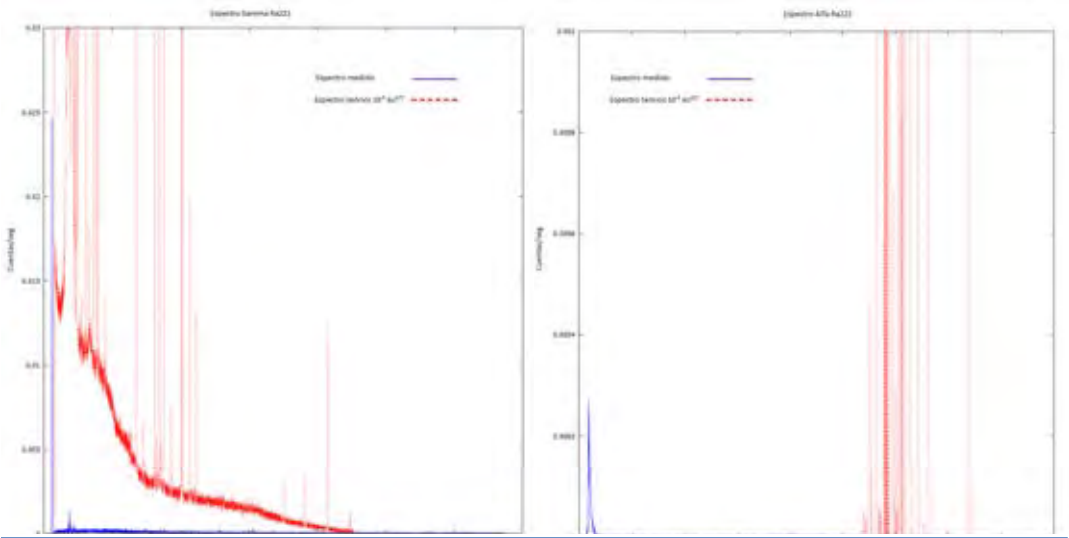
De acuerdo a los resultados presentados se establece que la concentración de Ac^{227} en la muestra está en todo caso por debajo de 10^{-9} respecto a la concentración de Ra^{223}. No se ha encontrado la presencia de ningún otro radioisótopo emisor de radiación alfa o gamma en la muestra durante ninguna de las medidas efectuadas.

Conclusión

Después del seguimiento y medida durante 12 meses de una muestra de Ra^{223} no han sido halladas concentraciones de Ac^{227} por encima de 10^{-9}. La presencia de contaminación de cualquier otro radioisótopo con emisiones alfa o beta también ha sido descartada.

Esto abre la posibilidad de la eliminación de este radiofármaco por la vía convencional sin gestionarlo como un residuo de larga vida media y sin ninguna implicación radiológica más allá que las aplicables al Ra^{223}.

También se abre la posibilidad de utilizar esta sustancia para propósitos de investigación como la caracterización de las gammacámaras para la formación de imagen, la cuantificación y finalmente la dosimetría de los tratamientos usando el Ra^{223} como fuente de imagen.



Concentración Ac^{227}	Puntos γ>1	Concentración Ac^{227}	Puntos γ>1
10^{-5}	98,78%	10^{-8}	98,08%
10^{-6}	98,64%	10^{-9}	90,24%
10^{-7}	98,36%	10^{-10}	65,42%

Tabla 1 – Resultados del test gamma para la comparación del espectro gamma experimental y teórico para diferentes concentraciones iniciales de Ac^{227} (relativas a la del Ra^{223}).

Concentración Ac^{227}	Puntos γ>1	Concentración Ac^{227}	Puntos γ>1
10^{-5}	99,64%	10^{-8}	98,48%
10^{-6}	99,32%	10^{-9}	98,00%
10^{-7}	99,04%	10^{-10}	85,20%

Tabla 2 – Resultados del test gamma para la comparación del espectro alfa experimental y teórico para diferentes concentraciones iniciales de Ac^{227} (relativas a la del Ra^{223}).

ID: 00883
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en medicina

Optimización del tiempo de hospitalización en tratamientos de carcinoma diferenciado de tiroides

Paula Delgado-Tapia[1] , Agustín Ruiz-Martinez[1] , Carla Cases [1] , María Lizondo[1] , Pablo Carrasco[1] , Teresa Eudaldo [1] , Nuria Jornet [1] , Artur Latorre-Musoll[1] , Montserrat Ribas[1]

1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

Objetivo

El objetivo de este estudio ha sido optimizar el tiempo de hospitalización de pacientes tratados con ^{131}I para la ablación de restos tiroideos en carcinoma diferenciado de tiroides sin metástasis, teniendo en cuenta los niveles de radiación en el momento del alta y las circunstancias personales del paciente: convivencia con niños, edad de sus familiares y entorno laboral.

Materiales y Métodos

Se ha realizado un estudio en 93 pacientes, dividido en dos periodos: uno inicial en el que todos los pacientes se mantuvieron hospitalizados durante un tiempo fijo de 4 días y uno posterior en el que los pacientes estuvieron hospitalizados hasta que la tasa de equivalente de dosis ambiental, H*(10), a 1m de distancia fue inferior a 40 µSv/h, valor establecido en nuestro centro para poder recibir el alta radiológica. El primer periodo abarca 12 meses, en el que se trataron 53 pacientes. En el segundo periodo, de 6 meses, se trataron 40 pacientes. El rango de actividades administradas fue de 3.7 a 6.5 GBq (100 a 175 mCi), siendo la actividad más habitual de 4.4 GBq (45%), durante el primer periodo, y 6.5 GBq (63%), durante el segundo. Esta diferencia de actividades administradas entre ambos periodos se ha debido exclusivamente a cuestiones de tipo clínico.

Se ha seguido un protocolo basado en medidas diarias, durante el tiempo de ingreso, de H*(10) a 1 m del tórax (paciente sentado) con una cámara de ionización Fluke Biomedical 451P. A partir del valor obtenido en el día del alta se determinan las restricciones a seguir por parte del paciente en su domicilio, basándose en las recomendaciones de Rivas Ballarín *et al.* (Radioprotección 2002; Nº31. Vol. IX: 12-17).

Resultados

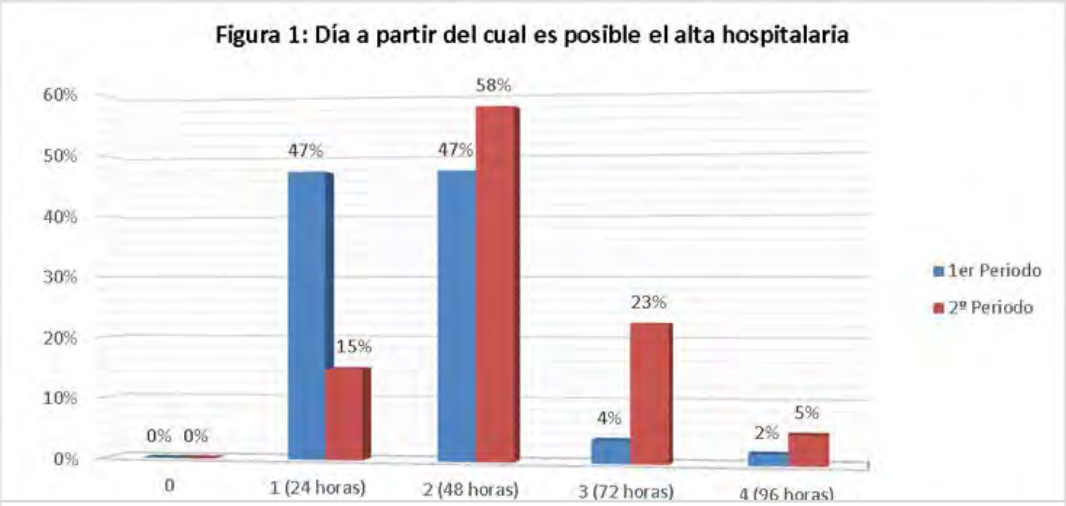
Los resultados obtenidos durante el primer periodo indicaron que un 94% de los pacientes habían alcanzado el valor de 40 µSv/h tras 48 horas (47% tras 24 horas), como se puede observar en la figura 1. No obstante, se mantuvieron ingresados 4 días, de manera que el 74% de los pacientes salieron con una H*(10) inferior a 10 µSv/h, para la que no son necesarias restricciones domiciliarias relativas al riesgo de irradiación externa (figura 2).

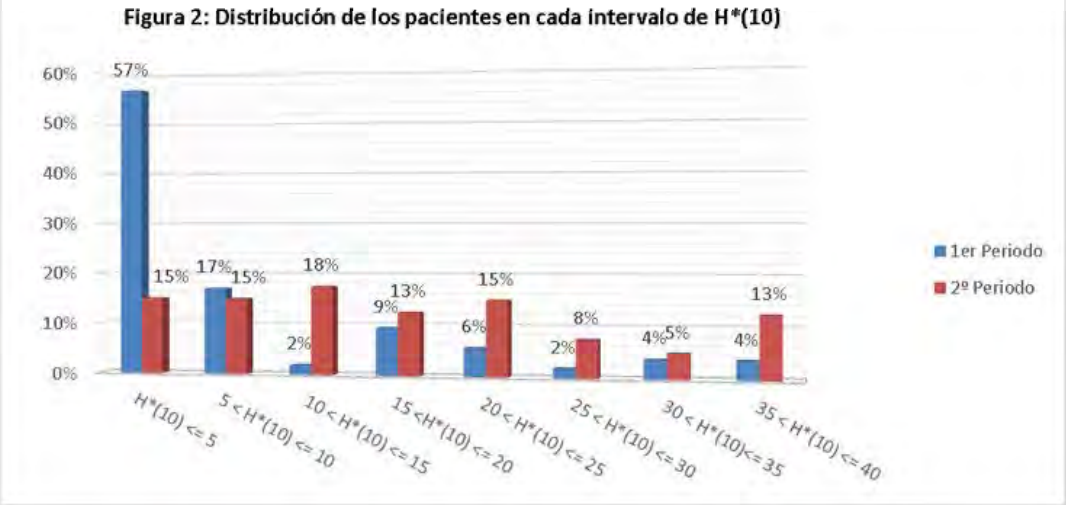
En base a los resultados anteriores, durante el segundo periodo se restringió el tiempo de ingreso a los días necesarios hasta alcanzar una H*(10) inferior a 40 µSv/h, pero siempre con una estancia mínima de 48 horas. Como consecuencia, la distribución de los valores del porcentaje de pacientes que abandonan el hospital en cada intervalo de H*(10) es más uniforme (figura 2), de manera que sólo el 30% de los pacientes pudieron salir sin necesidad de restringir la distancia respecto a personas de su entorno. Durante este segundo periodo, el 73% de los pacientes tratados pudo recibir el alta radiológica tras 48 horas (figura 1). Esta disminución respecto al primer periodo puede ser atribuible, entre otros factores, al aumento de la actividad media administrada durante el segundo periodo. Cabe decir que la disminución del tiempo de hospitalización permitió aumentar del orden de un 40% el número de tratamientos semanales.

Conclusiones

Según los resultados obtenidos se puede afirmar que el tiempo de hospitalización necesario de los pacientes tras la recepción del tratamiento es de 2 días en la mayoría de los casos, tras los cuales pueden recibir el alta

radiológica bajo una serie de restricciones domiciliarias. Este tiempo de ingreso permite un mayor número de tratamientos semanales. No obstante, cada caso debe evaluarse teniendo en cuenta las circunstancias personales de cada paciente, de manera que se facilite el regreso a su entorno familiar y laboral, al mismo tiempo que se garantice la protección radiológica de las personas que estarán en contacto con el paciente una vez recibida el alta hospitalaria.





ID: 00885
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en medicina

Aplicación del método de Matriz de Riesgo a radioterapia intraoperatoria con acelerador portátil

Jessica Vilanova Ciscar[1] , Rafael Ayala Lázaro[1] , Maria Jesús García Hernández[1] , Miguel Alarcia Noci[1] , Miguel David Medina Céspedes[1]

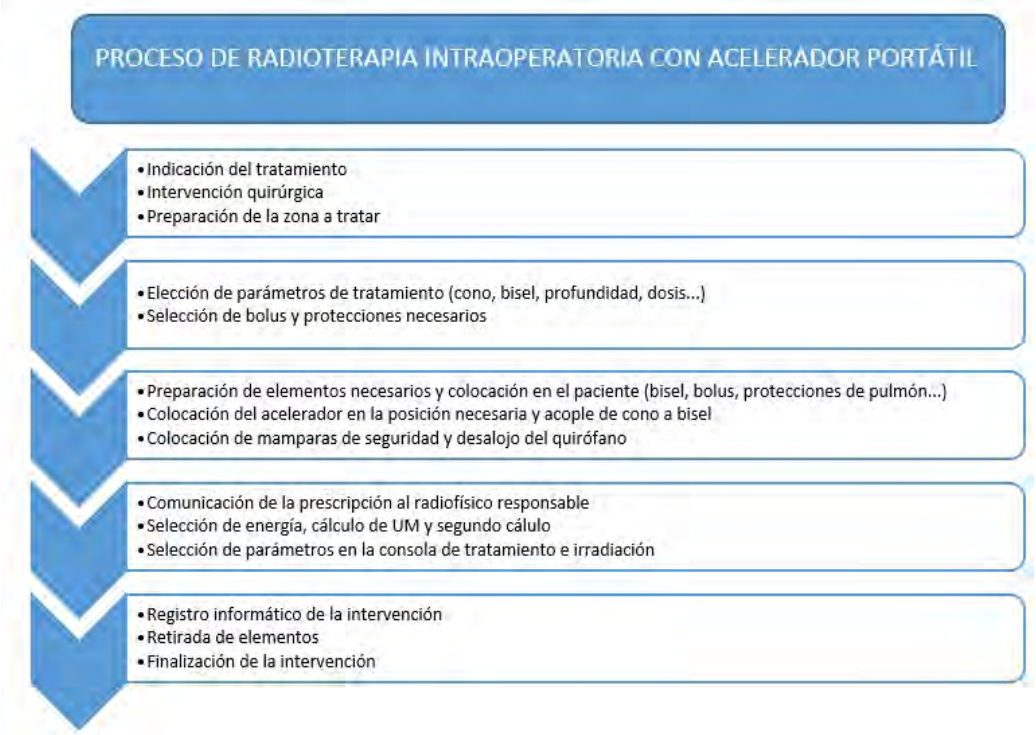
1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

(1) El objetivo de este trabajo es llevar a cabo un análisis de riesgos proactivo de los tratamientos de radioterapia intraoperatoria con acelerador portátil. Esto permite conocer con antelación los posibles fallos en esta práctica, que podrían dar lugar a errores en el tratamiento y proponer, si fuese necesario, medidas para reducir el nivel de riesgo, cumpliendo así con las recomendaciones de la nueva directiva europea 2013/59/EURATOM.

(2) El Hospital General Universitario Gregorio Marañón cuenta con amplia experiencia en tratamientos de radioterapia intraoperatoria. Se dispone de un acelerador portátil LIAC modelo de 12 MeV de la firma Sordina. Se ha optado por el método de la matriz de riesgo entre los diferentes métodos de análisis de riesgos existentes. Este método ya ha sido utilizado para tratamientos de radioterapia conformacional 3D y braquiterapia. Proporciona una forma sencilla de evaluar de manera sistemática todos los sucesos que podrían dar lugar a errores en la administración del tratamiento y las barreras de seguridad previstas para evitarlos, permitiendo ordenarlos según los distintos niveles de riesgo asignados. Estos niveles se obtienen mediante una combinación de la frecuencia de aparición de los sucesos iniciadores, la gravedad de sus consecuencias y la probabilidad de fallo de las barreras previstas para detenerlos. Este método también permite tener en cuenta medidas previstas para reducir la frecuencia de aparición de los sucesos iniciadores, reductores de frecuencia, así como para mitigar sus consecuencias, reductores de consecuencias.

(3) En el desarrollo de nuestro análisis se han identificado un total de 47 sucesos iniciadores, 23 barreras, 10 reductores de frecuencia y 4 reductores de consecuencias. De estos 47 sucesos, ninguno fue considerado de riesgo muy alto, 26 de riesgo alto, 17 de riesgo medio y 4 de riesgo bajo. Así mismo, se identificaron también 5 posibles nuevas barreras a aplicar en sucesos de riesgo medio o alto.

(4) Se ha comprobado que el método de la matriz de riesgo se puede adaptar para su aplicación en radioterapia intraoperatoria con acelerador portátil teniendo en cuenta sus particularidades. Cabe destacar, que el primer paso en la realización de un análisis de riesgo, ha de ser la obtención de un esquema detallado del proceso que estamos analizando que permita conocer todos los pasos asociados y que sirva como base para deducir los posibles errores que pueden surgir en cada uno de ellos. Para llevar a cabo esta labor es imprescindible contar con la ayuda de un equipo multidisciplinar con amplia experiencia en el proceso. Las características propias de los tratamientos de radioterapia intraoperatoria hacen más complicado decidir qué valores de desviación de dosis se consideran o no relevantes. En cualquier caso, la principal finalidad de los métodos utilizados en análisis de riesgo en radioterapia, no es ofrecer un valor cuantitativo y preciso en la estimación del riesgo, sino conocer mejor el conjunto del proceso, incluyendo las etapas que puedan estar menos claras, obteniendo una visión global que ayuda a identificar los puntos débiles y difundir una mayor cultura de seguridad entre los profesionales. Una de las ventajas del método de la matriz de riesgo es que por su sencillez puede ser implementado a partir del conocimiento del proceso y una mínima formación en análisis de riesgos. Además, el tratamiento de las barreras de seguridad permite identificar qué medidas son más útiles para la gestión global del riesgo del proceso, así como proponer nuevas medidas de seguridad para reforzar puntos débiles que se hayan identificado.



	Errores humanos	Fallos de comunicación	Fallos de equipo
RB	1	1	2
RM	11	2	4
RA	22	5	0
RMA	0	0	0
Total	34	8	6

Clasificación de sucesos iniciadores según tipo y nivel de riesgo

ID: 00890
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en medicina

Verificación del nivel de protección ofrecido por StarTable en procedimientos de Hemodinámica

Virginia Álvarez Sánchez[1] , Mónica Hernández Hernández[1] , Xavier Pifarré Martínez[1]

1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

1.- Objetivos

El StarTable es una parte del conjunto StarSystem, comercializado por Adept Medical, que se utiliza en salas de intervencionismo (ver figura 1). Se trata de un sistema de sujeción del brazo del paciente y de apantallamiento radiológico del operador que se usa en procedimientos con abordaje radial. El objetivo de este trabajo es comprobar la eficacia de este sistema de protección radiológica mediante la medida de su factor de atenuación en las dosis recibidas por el personal intervencionista

Ya está ampliamente descrito en la literatura científica que las pantallas de cristal plomado de techo y los faldones plomados de mesa son dispositivos de alta eficacia en la protección del operador. No obstante, es habitual que la colocación de ambos elementos no sea del todo adecuada y que, no solapándose correctamente el uno con el otro, quede una abertura entre ambos a la altura de la cintura del operador. En ese caso, las dosis en esta región del facultativo intervencionista pueden llegar a ser muy altas. El StarSystem viene a cubrir esta región susceptible de estar mal apantallada.

2.- Material y métodos

Se ha trabajado en una sala de hemodinámica dotada con un Allura Xper FD10 de Philips. Se ha medido la radiación dispersa, para distintas alturas, en el área ocupada por el médico intervencionista, con y sin la presencia del StarTable, de Adept Medical. De esta manera se ha podido calcular el factor de atenuación de este dispositivo. En todos los casos se ha utilizado, como material dispersor, un maniquí antropomórfico RANDO. Las medidas de tasa de dosis se han realizado con una cámara Radcal 20X6-1800 y un electrómetro RADCAL 2026C. Las medidas se repitieron para una amplia gama de angulaciones del haz de RX con variaciones tanto en dirección cráneo-caudal como lateral, estableciéndose la eficacia de la protección del StarTable en función de la angulación del arco intervencionista y de la altura del punto de medida (cada altura es representativa de distintas áreas del cuerpo del operador).

3.- Resultados

La tabla 1 muestra las atenuaciones de dosis proporcionadas por el StarTable para cada una de las angulaciones más habituales en una sala de hemodinámica y a cuatro alturas diferentes del cuerpo del operador: 110 cm (abdomen), 130 cm (pecho), 150 cm (cuello) y 170 cm (cristalino). Las atenuaciones obtenidas son claramente dependientes de la altura del punto de medida, siendo muy satisfactorias en la zona abdominal, con un valor del 73% (promedio para todas las angulaciones del arco utilizadas). Sin embargo, la eficacia del Star Table decrece con la altura, siendo la protección promedio de solo el 16,4% en cristalino.

En cuanto a la dependencia con el ángulo del haz de RX, se obtienen atenuaciones mayores en ángulos a derecha que en ángulos a izquierda. Respecto a la angulación cráneo-caudal no se observan tendencias claras en uno u otro sentido.

4.- Conclusiones

Los resultados obtenidos vienen a corroborar la eficacia de este dispositivo, especialmente en la protección de la zona de caderas-abdomen de los operadores. Esto lo hace especialmente atractivo dado que esta zona suele quedar desprotegida cuando no se consigue un perfecto solapamiento de la protección superior (pantalla de cristal plomado de techo) con la inferior (faldones plomados de mesa). Esta atenuación alcanza valores de hasta el 85%

para angulaciones en las cuales el tubo de RX queda situado en el mismo lado que los operadores. Se tiene que, además, en estos casos, las dosis ocupacionales son máximas debido a que los profesionales intervencionistas están expuestos a la retrodispersión del haz de RX. En áreas de tórax-cuello y cabeza, esta protección es mucho menor.

En definitiva, se trata de un sistema de protección muy recomendable como complemento a los ya presentes en la mayoría de salas de cardiología intervencionista (pantalla de techo y faldones de mesa). En ningún caso, el StarTable sustituirá a estos otros dos sistemas de protección radiológica.

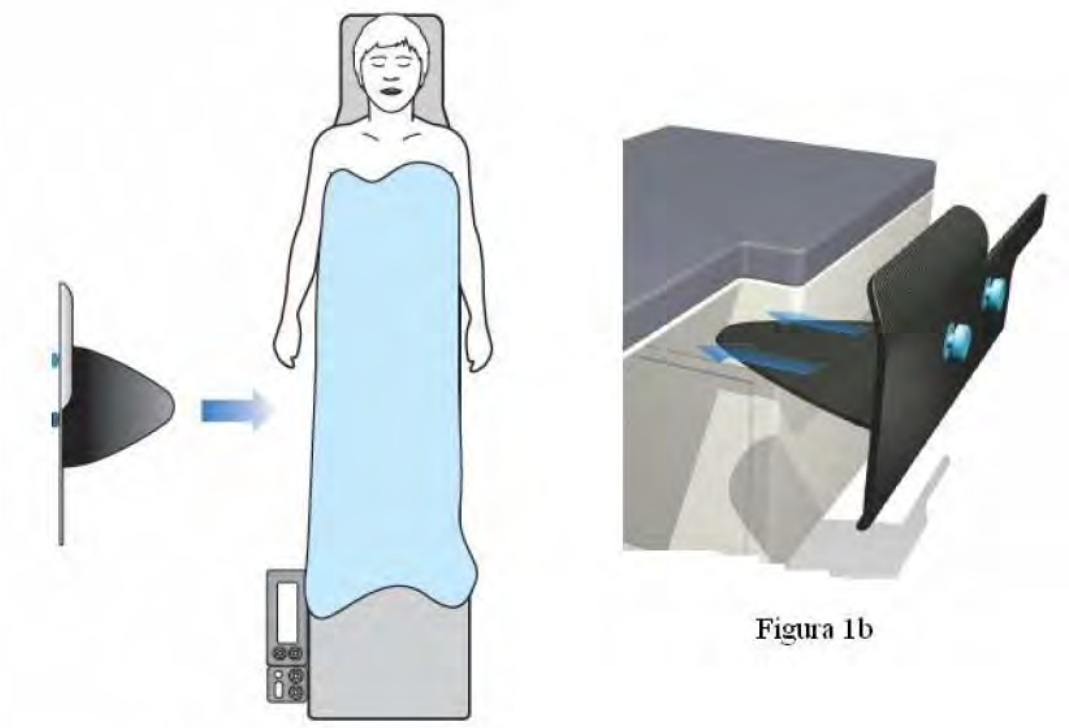


Figura 1b

Figura 1a

Figura 1. Ilustración del sistema StarTable en el que se aprecia su morfología (Figura 1b) y colocación junto al paciente (Figura 1a).

Ángulo cráneo-caudal/lateral		Altura cámara							
		110 cm		130 cm		150 cm		170 cm	
		CON StarTable	SIN StarTable	CON StarTable	SIN StarTable	CON StarTable	SIN StarTable	CON StarTable	SIN StarTable
	0º cran 0º lateral	61	111	37	72	50	72	57	79
		45,0%		**48,6%**		**30,6%**		**27,8%**	
	0º cran 40º der	21	80	39	75	52	58	47	48
		73,8%		**48,0%**		**10,3%**		**2,1%**	
	30º cran 40º der	26	125	64	107	94	100	91	92
		79,2%		**40,2%**		**6,0%**		**1,1%**	
	30º cau 40º der	41	158	46	101	37	46	26	30
		74,1%		**54,5%**		**19,6%**		**13,3%**	
	0º cran 40º izq	69	327	65	169	89	140	90	118
		78,9%		**61,5%**		**36,4%**		**23,7%**	
	30º cran 40º izq	64	437	90	340	121	275	137	208
		85,4%		**73,5%**		**56,0%**		**34,1%**	
	30º cau 40º izq	89	224	110	208	135	185	149	155
		60,3%		**47,1%**		**27,0%**		**3,9%**	
	30º cran 0º lateral	43	147	57	122	63	105	65	92
		70,7%		**53,3%**		**40,0%**		**29,3%**	
	30º cau 0º lateral	54	136	54	114	67	96	66	81
		60,3%		**52,6%**		**30,2%**		**18,5%**	

Tabla 1: Valores de radiación dispersa (en μGy/h) en la zona del médico intervencionista, medidos para distintas angulaciones del arco y para distintas alturas (región del cuerpo del operador). En cada caso se indica la tasa de dosis con/sin StarTable y la atenuación proporcionada por este dispositivo.

ID: 00897
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en medicina

Procedimiento experimental para el cálculo de la capa hemirreductora de radioisótopos

Miguel Alarcia Noci[1] , Miguel D. Medina [1] , Teresa Valdivielso López[1] , Jessica Vilanova Ciscar[1] , Mª del Pilar Jiménez López[1] , Ángel Infestas Maderuelo[1] , Fernando Sierra Díaz[1] , Cristina González Ruiz [1]

1) Servicio de Dosimetría y Radioprotección (Hospital General Universitario Gregorio Marañón)

INTRODUCCIÓN

Los valores del espesor característico de cada material para el cual la intensidad de la radiación se reduce a la mitad (la capa hemirreductora, HVL por sus siglas en inglés) son muy variables en las distintas fuentes bibliográficas. Dada la utilidad de dichos valores en los cálculos de Protección Radiológica, se ha elaborado un método para obtener experimentalmente los valores de HVL de manera sencilla y reproducible, aprovechando los recursos disponibles en las instalaciones de Medicina Nuclear y Radiofísica.

MATERIAL Y MÉTODOS

En secuencia lineal se sitúan sucesivamente, la fuente del radioisótopo, un sistema de colimación para conseguir la aproximación de haz estrecho y el detector de radiación. El sistema de colimación consiste en dos bloques de plomo colocados paralelamente con un orificio central de 1 cm de diámetro. Por último, entre los bloques de plomo se interponen láminas de cobre de distintos espesores, para observar la variación del número de cuentas recogidas en función del espesor de material interpuesto.

El estudio se llevó a cabo con dos radioisótopos distintos: Tc-99m (E?=0.1405 MeV) y I-131 (E?=0.364 MeV). Sus actividades iniciales fueron 4,5 mCi y 5,5 mCi respectivamente.

El detector utilizado fue una sonda de captación con un detector de ioduro sódico con sistema de colimación, diseñado para estudio de captación tiroidea de la firma Capintec modelo CAPTUS®600. Se consideró el más adecuado por sus características: cristal de centelleo y área de detección pequeña. La adquisición del número de cuentas recogidas se realizó en modo sonda.

RESULTADOS

Los cálculos del HVL se basan en la ley exponencial de atenuación de haz estrecho para radiación indirectamente ionizante: $N=N_0\ e^{-?x}$, donde N_0 es el número de cuentas recogidas sin interponer láminas de cobre, N el número de cuentas detectadas al interponer un espesor x de Cu y μ la constante de atenuación del material, la cual tiene una relación inversamente proporcional con el HVL (μ=ln2/HVL). La imagen I muestra los resultados obtenidos para los dos radioisótopos utilizados. Los valores de HVL calculados son: 8.14 ± 0.06 mm de Cu para el I-131 y de 3.30 ± 0.03 mm de Cu para el Tc-99m.

La comparación de los resultados obtenidos con los que aparecen en la bibliografía requiere de la transformación de los valores de HVL en Cu a HVL en Pb mediante la interpolación en las gráficas adecuadas del NIST (Nacional Institute of Standards and Technology). En la tabla I se muestran los valores propuestos por los diferentes

autores, de los que se deriva gran similitud de los resultados de este trabajo con los proporcionados por *Sorenson*[1]. Para el I-131, *Stabbin*[2] y *Oak Ridge*[3] ofrecen valores mayores mientras que *Sorenson*[1] y *Powsner*[4] muestran datos más bajos. Para el Tc-99m ocurre exactamente lo contrario. *Stanford*[5] muestra siempre resultados más conservadores que los que hemos observado.

CONCLUSIONES

Se ha conseguido diseñar un montaje experimental sencillo y útil para la medida experimental del HVL de varios radioisótopos, beneficiándose de material frecuentemente disponible en los Servicios de Radiofísica y de un sistema de medida común en el Servicio de Medicina Nuclear. Dicho montaje aporta valores de HVL con relativa exactitud y precisión, siendo comparables a los que figuran en la bibliografía de referencia.

La heterogeneidad de los valores de HVL existente en la literatura es notable por lo que se recomienda un estudio detallado que puede incluir pruebas experimentales (proponemos la aplicación del método aquí presentado en distintos centros), cálculos numéricos, simulaciones o cualquier otra prueba que permita obtener finalmente valores oficiales consensuados para el HVL de cada radioisótopo.

Imagen I: Atenuación en función del espesor de Cu

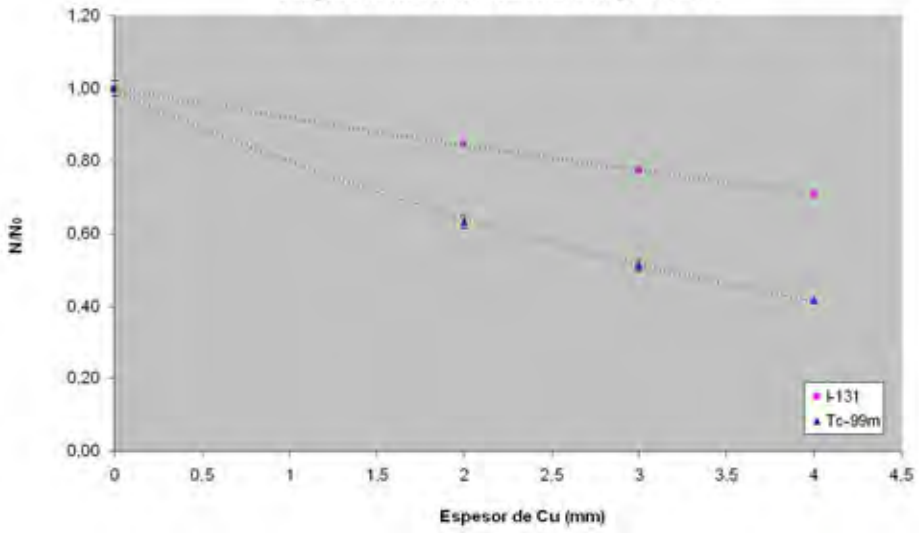


	Tabla I: HVL (mm Pb)					
	Este trabajo	Sorenson[1]	Stabbin[2]	Oak Ridge[3]	Powsner[4]	Standford[5]
I-131	**2,33 ± 0,03**	2,32	2,74	2,88	2,2	3
Tc-99m	**0,27 ± 0,01**	0,27	0,234	0,25	0,3	0,3

[1] **Sorenson J. A. et al.** Physics in Nuclear Medicine, Saunders Elsevier, Philadelphia, 2012.
[2] **Smith D. S. and Stabin M. G.**, Exposure rate constants and lead shielding valuesfor over 1100 radionuclides Health Phys. 2012.
[3] **Oak Ridge National Laboratory.** Unger L. M., Trubey D. K., Specific Gamma-Ray Dose Constants for Nuclides Important to Dosimetry and Radiological Assessment, 1981.
[4] **Powsner R. A. et al.** Essentials of Nuclear Medicine Pyisics and Instrumentation, Wiley-Blackwell, Oxford, 2013.
[5] **Stanford University**, Radiation Safety Manual, 2016.

ID: 01067
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en medicina

APLICACIÓN DEL MÉTODO DE LAS MATRICES DE RIESGO EN TRATAMIENTOS CON MICROESFERAS DE Y-90 THERASPHERE

María José Rot San Juan[1] , José Miguel Delgado Rodríguez[1] , Luis Carlos Martínez Gómez[1] , Rosa Gilarranz Moreno[1] , María José Tabuenca Mateo[2] , Ana Cristina Hernández Martínez[2]

1) Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid 2) Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid

Objetivo

El objetivo del trabajo es estudiar las posibilidades de implementación del método de las matrices de riesgo a los tratamientos de Medicina Nuclear. Este método es ampliamente utilizado en Radioterapia siendo novedosa su aplicación en la evaluación del riesgo de los procedimientos terapéuticos de Medicina Nuclear.

Material y métodos

Hemos analizado el proceso del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital U. 12 de Octubre para el tratamiento del hepatocarcinoma con microesferas Therasphere de Y-90, para la evaluación del riesgo radiológico para los pacientes, mediante el método de las matrices de riesgo (IAEA TECDOC-1685).

Para ello formamos un grupo de trabajo multidisciplinar compuesto por personal involucrado en el proceso.

Hemos buscado los posibles fallos de equipo o errores humanos, que pueden conducir a una exposición accidental de los pacientes, si fallan las medidas previstas para prevenirlos (sucesos iniciadores (SI)). A cada uno de ellos se le asignó un valor de frecuencia y de consecuencia. Se localizaron en el proceso las medidas existentes para prevenir, detectar, controlar y reducir o mitigar las consecuencias de un accidente (barreras).

Siguiendo la metodología de las matrices de riesgo, se agruparon los valores de frecuencia y probabilidad de fallo de las barreras en cuatro niveles (alta, media, baja y muy baja), y los de las consecuencias en otros cuatro (muy alta, alta, media y baja). El valor del riesgo de un suceso iniciador se obtendrá por combinación de estas tres variables, y se clasificará también en cuatro niveles (muy alto (RMA), alto (RA), medio (RM) y bajo (RB)).

La frecuencia del suceso iniciador fue calculada en función de la probabilidad de ocurrencia del suceso y el número de procedimientos que se realizan al año.

La asignación cuantitativa de los valores de consecuencia es más difícil que para radioterapia debido a las altas incertidumbres en el cálculo de dosis en los tratamientos de Medicina Nuclear, por lo que la diferencia entre niveles de consecuencia se ha tomado como una apreciación relativa del riesgo, en lugar de un valor concreto de la diferencia de dosis prescrita y la recibida finalmente por el paciente, que es lo que se hace habitualmente en radioterapia.

En función del número de barreras interpuestas y su robustez, en un determinado suceso iniciador, hemos establecido el valor de la probabilidad de fallo de esas barreras para dicho suceso.

Resultados

Hemos dividido el procedimiento terapéutico en 4 procesos principales: Selección del paciente, Pretratamiento, Terapia y Post-tratamiento.

Hemos identificado 41 sucesos iniciadores con riesgo radiológico para los pacientes y 21 barreras.

En cuanto a la distribución de sucesos por procesos el 42% corresponde a la Selección del paciente, el 29% al Pretratamiento, el 24% a la Terapia y el 5% al Post-tratamiento, según se muestra en la figura.

De todos los sucesos analizados 1 resultó de Riesgo Bajo, 23 de Riesgo Medio y 17 de Riesgo Alto. El 80% de los sucesos iniciadores son debidos a errores humanos.

Para reducir el riesgo de los sucesos analizados, hemos propuesto la implantación de 2 nuevas barreras: verificaciones redundantes (en aquellas etapas donde no están implementadas) y la existencia de protocolos suficientemente detallados para los diferentes procedimientos, que puedan ser seguidos por todo el personal involucrado.

Conclusión

Es posible aplicar el método de matrices de riesgo para la evaluación del riesgo en tratamientos de medicina nuclear, aunque el establecimiento de los niveles de consecuencia se ha tenido que realizar de forma cualitativa.

Este método permite la optimización del procedimiento y la implementación de nuevas barreras para la disminución del riesgo del mismo.


DISTRIBUCIÓN DE SUCESOS POR PROCESOS
2; 5%
17; 42%
12; 29%
10; 24%
P1: Selección del paciente
P2: Pretratamiento
P3: Terapia
P4: Post-tratamiento


DISTRIBUCIÓN DE SUCESOS POR RIESGO
P1: Selección del paciente
P2: Pretratamiento
P3: Terapia
P4: Post-tratamiento
12
10
8
6
4
2
0
0 0 0 0
8
2
6
1
9
10
3
1
0 0 1 0
Nº SI RMA
Nº SI RA
Nº SI RM
Nº SI RB

ID: 01073
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en medicina

Revisión de la utilización de protectores de bismuto en TC con modulación de corriente

Kefrén Sánchez Noriega[1]

1) Hospital Universitario Príncipe de Asturias

Objetivo

La experiencia acumulada en equipos TC que poseen sistemas de modulación de corriente ha generado cierta controversia en torno al uso de protectores de bismuto. Algunos expertos indican que no perjudican en gran medida a la imagen clínica si se utilizan adecuadamente. Otros, como la AAPM, defienden que son potencialmente perjudiciales y recomiendan sustituirlos por otros métodos de reducción de dosis. A nivel nacional no se conocen aún posturas a favor de una tendencia u otra.

En este trabajo se revisará cuantitativamente el efecto sobre la calidad de imagen de protectores de bismuto de cristalino y mama en protocolos clínicos estándar de cráneo y tórax utilizados en distintos equipos de TC de nuestro hospital, para así decidir cuándo es aconsejable su uso.

Material y métodos

Se siguieron los protocolos clínicos locales de exploraciones de cráneo y tórax para tres equipos TC: *GE Lightspeed 16* (con sistema de modulación *AutomA*), *Philips Brilliance 64* (con sistema *ZDOM_ACS*) y *Siemens Somatom Sensation 40* (con sistema *CARE Dose 4D*).

El cráneo y tórax de un paciente se simularon con sendos maniquíes de PMMA de 16 y 32 cm de diámetro. En las imágenes obtenidas se anotaron las unidades Hounsfield (UH) promedio y su desviación típica de ciertas regiones de interés.

La reducción de dosis se estimó a partir de la lectura de una cámara CTDI *RTI DCT10* alojada en el orificio anterior de cada maniquí. El protector de mama se coloca con el espaciador de gomaespuma que incluye y el de cristalino empleando gasas espaciadoras o gafas de protección de modo que la incidencia antero-posterior del haz primario sólo fuese posible atravesando el protector (fig. 1).

Se utilizó un maniquí de control de calidad *GE Helios* para evaluar la resolución a bajo contraste.

Resultados

Los principales resultados se muestran en la tabla 1. La reducción de dosis oscila entre el 15%-29% y el 33%-38% para el protector de cristalino y mama, respectivamente.

Se aprecia un incremento de las unidades UH, más acusado para el tórax. Limitándonos a los estudios de cráneo, el protocolo del TC Siemens, siendo el único que utiliza corriente variable, es el que muestra un efecto mayor. Estos incrementos se reducen a medida que nos alejamos de la superficie anterior. El protector de cristalino no modifica significativamente las unidades Hounsfield (4-6 UH) en el centro del maniquí de cabeza, especialmente en los protocolos con corriente fija. En el caso de la mama la variación es algo mayor (7-8 UH). El uso de los protectores eleva el ruido en la región anterior, aunque fuera de ésta el aumento no es tan evidente.

El uso de los protectores no implica una pérdida apreciable de resolución a bajo contraste en las pruebas realizadas con el maniquí de calidad.

Dobleces en el protector producen artefactos que incrementan el ruido, mientras que su colocación sin

espaciadores produce un mayor incremento de las UH en la región anterior.

Conclusión

El uso de protectores de bismuto permite optimizar la dosis en los órganos a preservar, especialmente en la mama.

Salvo un ligero incremento de las UH en la región anterior, la imagen de los protocolos de cráneo apenas se ve afectada, siendo casi imperceptible en los TC sin modulación de corriente. Por ello se decide mantener el uso de los protectores de cristalino, recordando que la reducción más efectiva se consigue con una colimación y angulación adecuadas.

La calidad de imagen en tórax se ve algo más deteriorada por el uso del protector, especialmente en la región anterior, produciéndose una variación apreciable de las UH y cierto incremento del ruido. No obstante, al no degradarse la resolución a bajo contraste se decide mantener la recomendación de su uso.

Estos criterios concuerdan con los de los radiólogos del servicio, que no aprecian una pérdida de calidad diagnóstica. En otros equipos y protocolos también debería estudiarse el efecto de los protectores individualizadamente, extremando las precauciones en su colocación.

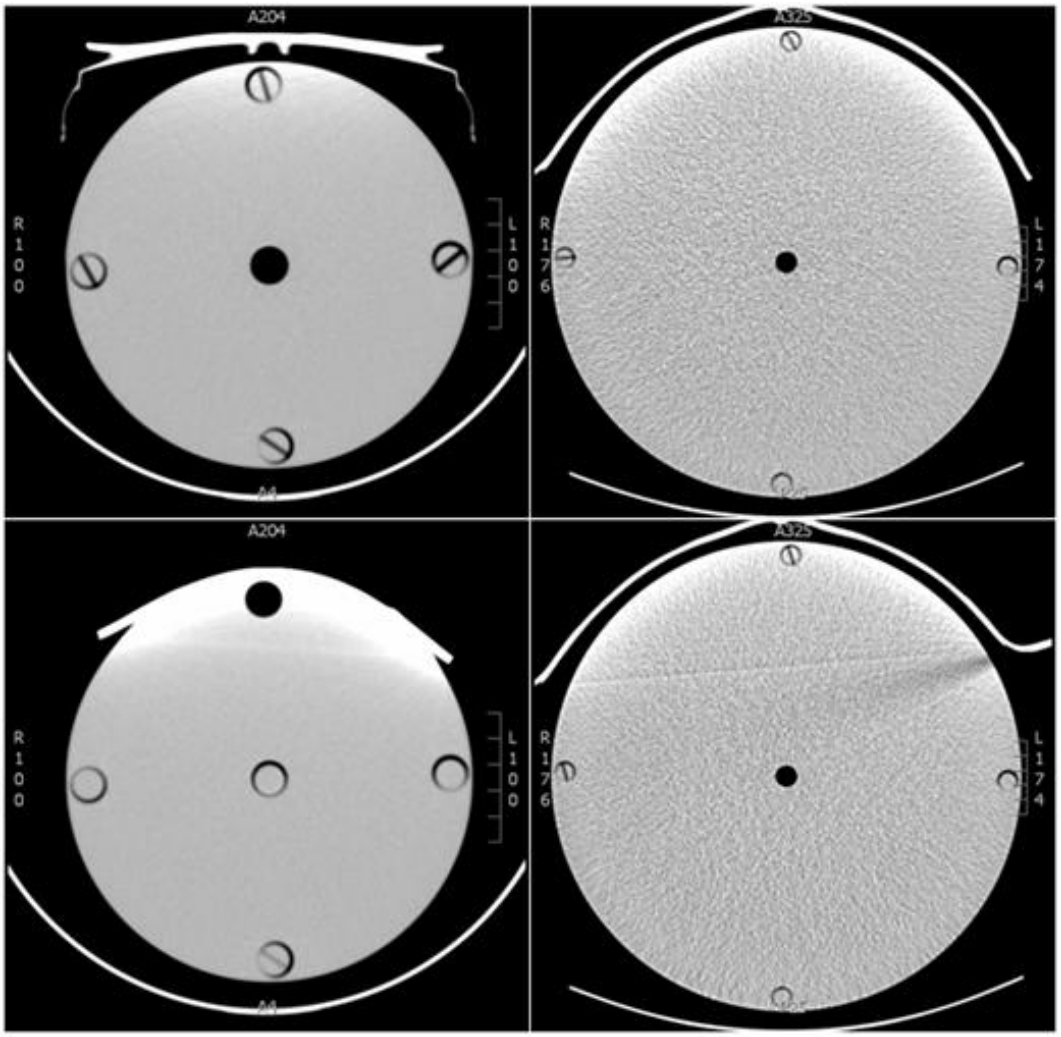


Fig. 1. Arriba: imágenes TC de colocación adecuada de los protectores de bismuto de cristalino (izquierda) y mama (derecha). Abajo: artefactos resultantes debidos a mala colocación, ya sea por falta de espaciador (izquierda), o por un doblez (derecha).

Tabla 1. Resumen de efectos sobre la calidad de imagen de la aplicación de protectores de bismuto en diversos protocolos clínicos de TC. Se incluye además la reducción de dosis estimada en la región anterior a partir de la variación de la lectura de la cámara CTDI.

Equipo TC	Protocolo	Sistema de modulación	Región anterior				Región central		
			Variación dosis	Variación *UH*	DT con protector (*UH*)	DT sin protector (*UH*)	Variación *UH*	DT con protector (*UH*)	DT sin protector (*UH*)
GE	Cráneo	No	-29%	+14,4	4,9	3,3	+4,1	4,0	3,6
GE	Cráneo (base)	No	-27%	+17,3	4,6	3,1	+4,2	3,8	3,3
Philips	Cráneo	No	-15%	+8,9	4,9	2,1	+3,5	2,4	2,2
Philips	Cráneo (base)	No	-27%	+9,3	4,6	2,4	+3,6	2,4	2,6
Siemens	Cráneo	*CARE Dose4D*	-25%	+30,6	9,3	2,2	+6,6	3,1	2,4
GE	Tórax	*AutomA*	-38%	+35,0	24,6	19,4	+8,5	25,3	27,5
Philips	Tórax	*ZDOM_ocs*	-36%	+37,0	34,7	15,2	+6,9	31,6	25,7
Siemens	Tórax	*CARE Dose4D*	-33%	+39,9	22,2	20,9	+7,7	34,8	30,1

ID: 01214
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en medicina

Estudio de la atenuación de placas de sulfato de bario para el blindaje de salas de radiodiagnóstico

Noelia Suárez Álvarez[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Javier Sánchez Ruipérez[1] , Álvaro A. Fernández Lara[1] , Sofía García Repiso[1] , Pablo L. Gómez Llorente[1] , Carlos Montes Fuentes[1] , Enrique de Sena Espinel[1]

1) Servicio de Radiofísica y P. R. Complejo Asistencial de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca

OBJETIVOS

El plomo es el material más empleado en el blindaje de salas de radiodiagnóstico. En los últimos años, la OMS ha promovido medidas para reducir su uso y limitar la exposición ambiental y laboral, al ser un metal tóxico.

Por esta razón, varias empresas han empezado a comercializar un nuevo material de blindaje compuesto principalmente por yeso laminado, sulfato de bario y fibra de vidrio, que pretende ser un posible sustituto al blindaje tradicional realizado con plomo.

En este trabajo se estudian las propiedades de atenuación de dicho material, a partir del cálculo de los factores de transmisión en haz directo y disperso para diversas calidades del haz. Se realiza un ajuste de los datos experimentales para obtener las curvas de transmisión y se calcula el espesor de plomo que proporciona la misma atenuación que los espesores de sulfato de bario disponibles.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de cuatro placas *XRoc* del fabricante *Placo SAINT-GOBAIN* de dimensiones 89,5 cm x 59,5 cm x 1,3 cm. Los haces de radiación utilizados provienen de un equipo de rayos X convencional *IRE Program HF 65 US*, y corresponden a cuatro kilovoltajes (60, 80, 100 y 120 kVp). Estos valores coinciden con los proporcionados en las especificaciones técnicas. Se evaluaron cuatro espesores en dos geometrías diferentes: haz directo y haz disperso.

Para la medida de tasa de equivalente de dosis ambiental se empleó un monitor de radiación de estado sólido de la marca *RaySafe (X2 Survey Sensor)*, conectado a un multímetro digital *RaySafe X2*. Esta sonda realiza además una estimación de la energía media detectada.

En haz directo, debido a que el *X2 Survey Sensor* saturaba en la medida sin blindaje, se utilizó la sonda *R/F Sensor* para medir la tasa de kerma en aire. Se realizó su conversión a tasa de equivalente de dosis ambiental, mediante los coeficientes correspondientes a las calidades de haz del trabajo. Esto no ocurrió con blindaje interpuesto.

La relación entre los factores de transmisión frente al espesor de las placas *XRoc* se ajustó a la ecuación de *Archer*, de la forma *B=(((1+?/?)e^(??x))-(?/?))^(-1/?)*, obteniendo los parámetros (?, ?, ?) para este material y cada energía.

A partir de los valores tabulados de (?, ?, ?) para el plomo y de los factores de atenuación, se determina el espesor de plomo que produce la misma atenuación que la combinación de placas considerada.

RESULTADOS

Los factores de transmisión y los espesores de plomo equivalentes calculados a partir de los ajustes para los cuatro espesores de blindaje aparecen reflejados en la *tabla 1*. El coeficiente de correlación de los ajustes es superior a 0,999. En el caso de barreras secundarias, la equivalencia en plomo crece al ser los haces menos

energéticos.

La desviación del espesor de Pb estimado frente a las especificaciones técnicas del producto es de un 17 % para 120 kVp y menos del 8% para el resto de energías. El espesor calculado es mayor que las especificaciones para más de 80 kVp.

Puede verse en la *gráfica 1* que la equivalencia en plomo (x_{Pb}) muestra un máximo en torno a 80-85 kVp. A ese kilovoltaje el material muestra más absorción y por ello su equivalencia con el plomo es cercana a 0,8 mm para una placa.

CONCLUSIONES

Las placas de sulfato de bario presentan importantes ventajas respecto a los blindajes realizados con plomo. Su instalación es más sencilla y es un material reciclable. Sin embargo, el cálculo de blindajes en salas requiere por el momento determinar los espesores en Pb.

A partir de las curvas de atenuación calculadas se puede concluir que un blindaje formado por 2 placas equivaldría a 1 mm de Pb, 3 placas a 1,5 mm de Pb y cuatro placas a 2 mm de Pb (espesor más habitualmente utilizado en radiología convencional), aumentando estos espesores para radiación dispersa.

Hay que tener en cuenta que el fabricante instala cada una de las placas con unas capas adicionales de materiales aislantes que incrementan los valores de atenuación mostrados anteriormente.

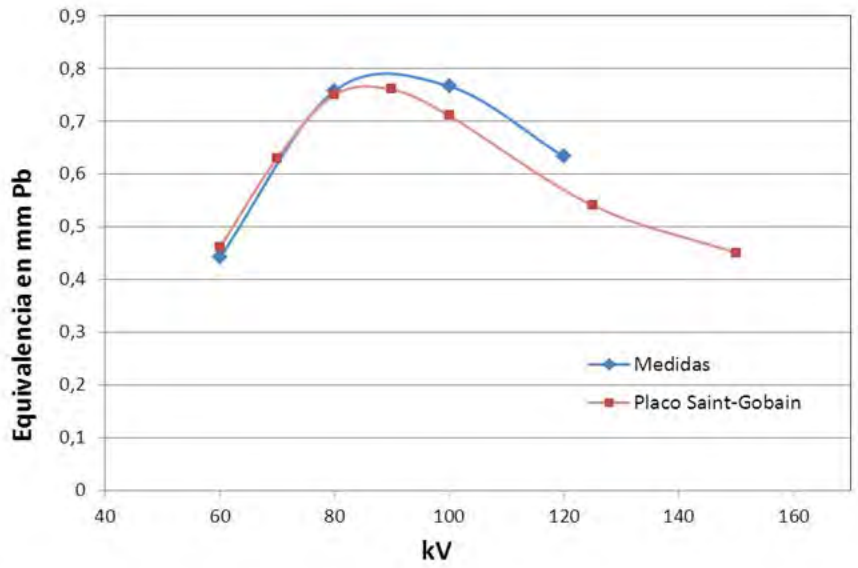


Gráfico 1. Equivalencia de una placa de sulfato de bario en espesor de plomo para distintos kilovoltajes en haz primario

	BARRERAS PRIMARIAS (haz directo)								
	Factor de Transmisión Obtenido (%)				Espesor equivalente Pb (mm)				Espesor equivalente Pb (Ficha Técnica)
	B_1(1,3cm)	B_2(2,6cm)	B_3(3,9cm)	B_4(5,2cm)	$x_{Pb}(B_1)$	$x_{Pb}(B_2)$	$x_{Pb}(B_3)$	$x_{Pb}(B_4)$	x_{Pb} (mm)
60kV	0,22	$3{,}6\cdot10^{-1}$	$8{,}5\cdot10^{-5}$	$2{,}3\cdot10^{-6}$	0,44	0,97	1,49	2,01	0,46
80kV	0,41	0,01	$5{,}4\cdot10^{-4}$	$2{,}6\cdot10^{-5}$	0,76	1,59	2,37	3,12	0,75
100kV	1,48	0,12	0,02	$2{,}7\cdot10^{-3}$	0,77	1,67	2,46	3,18	0,71
120kV	3,24	0,53	0,15	0,05	0,63	1,24	1,75	2,18	0,54
	BARRERAS SECUNDARIAS (haz disperso)								
	Factor de Transmisión Obtenido (%)				Espesor equivalente Pb (mm)				
	B_1(1,3cm)	B_2(2,6cm)	B_3(3,9cm)	B_4(5,2cm)	$x_{Pb}(B_1)$	$x_{Pb}(B_2)$	$x_{Pb}(B_3)$	$x_{Pb}(B_4)$	
100kV	0,80	0,05	$3\cdot10^{-3}$	$2{,}3\cdot10^{-4}$	1,72	2,83	3,90	4,98	
120kV	1,74	0,20	0,03	$3\cdot10^{-3}$	1,06	1,96	2,85	3,73	

Tabla 1. Factores de transmisión calculados a partir del ajuste de las medidas para cada espesor y energía. Espesor de plomo en haz directo que produce una atenuación equivalente. Resultados para haz directo y haz disperso.

ID: 01241
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en medicina

Desarrollo de metodologías para la estimación de las dosis al cristalino

Merce Ginjaume[1] , Eliso Vañó[3] , Sara Principi[1] , Roberto M. Sánchez[2] , M. Amor Duch[1] , José Miguel Fernández[2]

1) Institut de Tècnique Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya 2) Hospital Clínico San Carlos 3) Facultad de medicina. Universidad Complutense de Madrid

1. Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original.

El objetivo principal del proyecto, coordinado entre la Universidad Politécnica de Catalunya y el Hospital Clínica San Carlos de Madrid, consiste en contribuir a responder a los nuevos retos que plantea para el personal sanitario que participa en procedimientos intervencionistas la reciente recomendación de ICRP de reducir el límite de dosis equivalente en cristalino para los trabajadores de 150 mSv por año a 20 mSv por año o a 100 mSv en un período de 5 años, siempre que no se superen 50 mSv en un año.

La principal aportación del trabajo es poder anticiparse a las implicaciones operacionales que deberán implantarse cuando se transponga a la legislación española los límites de dosis de los trabajadores establecidos en la directiva 2013/59.

2. Métodos.

El objetivo principal del proyecto se ha concretado mediante el desarrollo de 7 actividades:

- Estudio de las metodologías utilizadas actualmente por los países de nuestro entorno para la estimación de la dosis en cristalino.

- Identificación de los colectivos del ámbito sanitario que pueden verse afectados por el nuevo límite.

- Puesta a punto de un procedimiento de calibración de dosímetros de cristalino.

- Determinación mediante simulación Monte Carlo de la influencia de distintas variables de interés y de la efectividad de los sistemas de protección habituales para la reducción de dosis en cristalino.

- Comparación de diversas técnicas dosimétricas.

- Determinación mediante campañas de medida experimentales de las posibles correlaciones entre la dosis en cristalino y otros parámetros dosimétricos y operacionales.

- Propuesta de factores que permitan estimar los rangos de dosis en cristalino a partir de otros parámetros de interés.

3. Principales resultados.

El análisis del entorno en relación a los procedimientos utilizados para la estimación de la dosis en cristalino pone de manifiesto que es un área en evolución, que la mayoría de países están llevando a cabo estudios en este ámbito pero que todavía no se dispone de una metodología consensuada. Puede destacarse la publicación de diversas recomendaciones técnicas por parte de IAEA, ISO e IRPA.

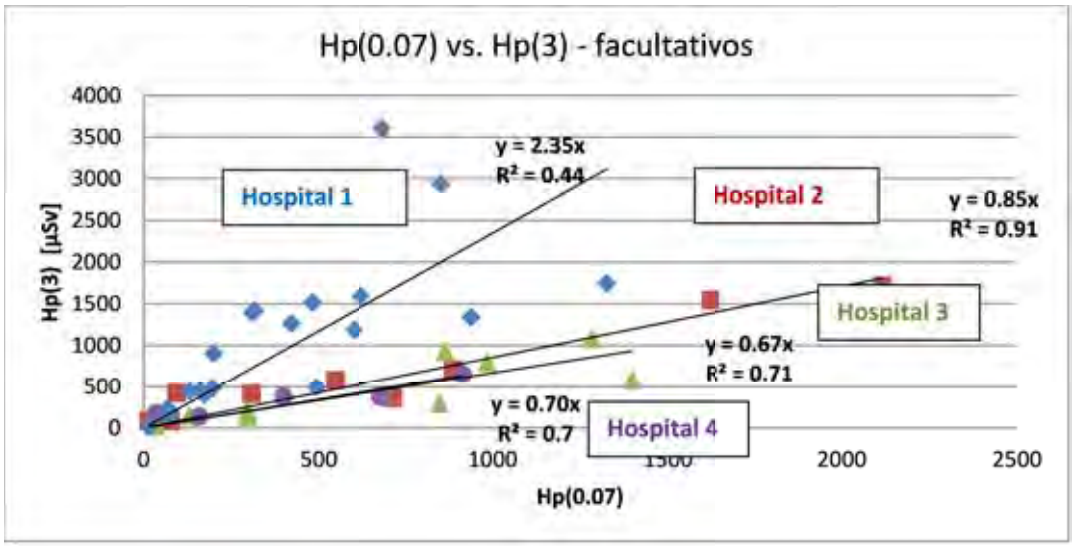
Las medidas con maniquí y en personal sanitario utilizando diversas técnicas dosimétricas: dosímetros de cristalino con TLDs, dosímetros OSL tipo nanodot, dosímetros de cuerpo entero con TLDs, OSL y electrónicos tipo DoseAware han permitido verificar la consistencia entre las distintas metodologías dosimétricas y también el interés de disponer de dosímetros de cuerpo entero situados fuera del delantal de plomo para tener una primera estimación de la dosis equivalente en el cristalino.

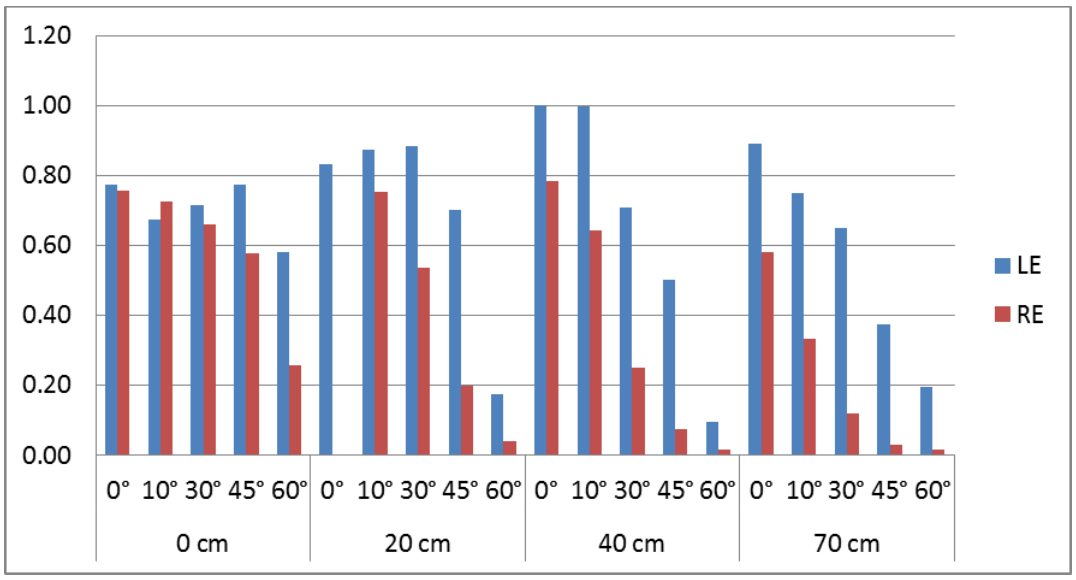
Sin embargo estos estudios también han ilustrado el número importante de factores de influencia que pueden afectar a la correlación entre una medida efectuada con un dosímetro de cuerpo entero y con un dosímetro situado en el cristalino. En la figura 1 se ilustra para series de medidas realizadas en tres hospitales la correlación entre Hp(10) en torax y Hp(3) en cristalino.

Mediante simulación Monte Carlo se ha podido analizar la influencia de los distintos parámetros que afectan a la exposición al cristalino del personal. Se ha determinado la dosis en el ojo izquierdo y derecho para diferentes orientaciones de la cabeza del operador y distintas distancias de la fuente (Fig. 2). También se han analizado los factores de reducción de dosis de las gafas plomadas de tipo envolvente, en función de la posición de la cabeza del operador y se ha obtenido un valor para el cociente de la dosis con y sin gafas de plomo de 0.3±0.2.

4. Conclusión.

Los objetivos del proyecto se han conseguido: se ha desarrollado un sistema dosimétrico para la determinación de la dosis en cristalino y evaluado otras metodologías alternativas. El análisis de los resultados experimentales y de simulación Monte Carlo permiten establecer recomendaciones para la reducción de las dosis del personal expuesto.


Hp(0.07) vs. Hp(3) - facultativos
Hp(3) [µSv]
Hp(0.07)
Hospital 1
Hospital 2
Hospital 3
Hospital 4
y = 2.35x
R² = 0.44
y = 0.85x
R² = 0.91
y = 0.67x
R² = 0.71
y = 0.70x
R² = 0.7
4000
3500
3000
2500
2000
1500
1000
500
0
0
500
1000
2000
2500


1.20
1.00
0.80
0.60
0.40
0.20
0.00
LE
RE
0° 10° 30° 45° 60°
0 cm
20 cm
40 cm
70 cm

ID: 01251
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en medicina

PROCEDIMIENTO PARA LA ESTIMACIÓN DE LA DOSIMETRÍA EN CRISTALINO EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Juan David García Fuentes[1] , Miguel Cámara Gallego[1] , Maddalen Alonso Etxarri[1] , Daniel Prieto Morán[1] , María José Béjar Navarro[1] , Ana Belén Capuz Suárez[1] , Rafael Colmenares Fernández[1] , Rafael Morís Pablos[1] , David Sevillano Martínez[1] , Feliciano García Vicente[1]

1) Servicio de Radiofísica. Hospital Ramón y Cajal.

Objetivo

En la directiva europea 2013/59/EURATOM se ha fijado el límite de dosis equivalente en cristalino en 20 mSv/año para trabajadores profesionalmente expuestos. Dicha directiva debe implantarse en la legislación española, como muy tarde, en febrero de 2018. Este futuro cambio supondrá una reducción del límite actual de dosis equivalente en cristalino, situado en 150 mSv/año y nos lleva a elaborar un método de estimación de dosis en cristalino para profesionales expuestos. Para desarrollar este método centraremos nuestra atención en los trabajadores de radiología intervencionista, ya que están expuestos a dosis apreciables que esperamos nos sirvan para establecer relaciones útiles.

Material/métodos

El estudio se ha desarrollado el área de radiología intervencionista. Hasta hoy, hemos seguido a cuatro radiólogos durante seis meses. Todos utilizan elementos de protección como mandil, protector de tiroides, mampara y gafas plomadas.

Los dosímetros empleados son termoluminiscentes (TLD), suministrados por el Centro Nacional de Dosimetría (CND) y cuyas lecturas vienen dadas en términos de Hp(10) y Hp(0.07).

La manera de estimar la dosis absorbida en el cristalino es con un TLD a la altura del protector de tiroides y trasladar el Hp(10) medido a Hp(10) en los ojos, para posteriormente pasar de Hp(10) a Hp(3).

Se emplea un factor de 0.75 [1] para trasladar el Hp(10) medido en el tiroides a los ojos. Lo hemos verificado mediante medidas experimentales sobre 20 cm de PMMA y con un maniquí que simulaba el trabajador, con TLD en distintas localizaciones.

El paso de Hp(10) a Hp(3), en nuestro rango de energías, se hace mediante el factor 1, obtenido mediante cálculos Montecarlo en [2].

Con todo lo dicho, tenemos una relación que nos permite estimar la dosis en el cristalino siempre que se porte un dosímetro TLD sobre el protector de tiroides.

Resultados

Las lecturas de los dosímetros situados sobre el protector de tiroides están indicadas en la tabla 1.

La dosis en el cristalino sin el uso de gafas plomadas se expresa en la tabla 2. La utilización de gafas plomadas reduce la dosis en el cristalino de 8 a 10 veces [1].

Como se puede observar, hay meses en los que los trabajadores recibirán más de 20 mSv/año si no se utilizan gafas plomadas. Estos meses se refieren a meses de alta carga de trabajo.

Las ausencias de lecturas (-) son debidas a que los equipos de radiología intervencionista están siendo

trasladados, alterando el ritmo de trabajo habitual.

Conclusiones

Las dosis en cristalino para nuestros profesionales son comparables al futuro límite de dosis, pudiendo incluso superarlo. Se realizará un estudio sobre el tipo de gafas plomadas que se utilizan con el fin de estimar la dosis en cristalino de una manera más exacta.

En los procedimientos que impliquen una dosis más alta a los profesionales, la dosimetría sería más exacta utilizando dosímetros calibrados en Hp(3) que se situara en la patilla de las gafas (ya se comercializan). Esta es una sugerencia hecha por diversos autores.

Se ha de hacer hincapié en la importancia del correcto uso de las gafas plomadas, ya que reduce la dosis en cristalino de manera determinante.

Referencias:

[1] Eleftheria Carinou et al. Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosemeters, calibration and practical aspects of *Hp*(3) monitoring. A 2015 review. Journal of Radiological Protection. 2015.

[2] Gualdrini, G. F; Morelli, B. Air kerma to personal dose equivalent conversión factors for the ICRU and ISO recommended slab phantoms for photons from 20 keV to 1 MeV. Ente per la nuove tecnologie, l'energia e l'ambiente. 1996.

Tabla 1

	Dosis R1 (mSv)	Dosis R2 (mSv)	Dosis R3 (mSv)	Dosis R4 (mSv)
Junio	0.2	14.1	0	8.5
Julio	2.3	8.1	0.2	5.6
Agosto	-	-	0	-
Septiembre	0.5	3.3	-	-
Octubre	-	7.1	0	2.1
Noviembre	1	8.9	0.8	37.5

Hp(10) sobre el protector de tiroides.

Tabla 2

	Dosis R1 (mSv)	Dosis R2 (mSv)	Dosis R3 (mSv)	Dosis R4 (mSv)
Junio	0.15	10.58	0	6.38
Julio	1.73	6.08	0.15	4.20
Agosto	-	-	0	-
Septiembre	0.38	2.48	-	-
Octubre	-	5.33	0	1.58
Noviembre	0.75	2.625	0	5.4

Hp(3), dosis en el cristalino.

ID: 01254
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en medicina

Metodología aplicada en actividades formativas de Cirugía Ortopédica con equipos móviles de rayos X

Raquel Pina Zapardiel[1] , Diana Hernández García[2] , Patricia Sánchez García[2] , María Teresa Macías Domínguez[2]

1) Facultad de Medicina. Universidad Autónoma de Madrid (UAM) 2) Instituto de Investigaciones Biomédicas "Alberto Sols" (CSIC-UAM)

INTRODUCCIÓN

Desde octubre de 2009 se realizan actividades formativas de Cirugía Ortopédica en el departamento de Anatomía, Histología y Neurociencia de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Madrid, organizadas por empresas externas. Constan de un desarrollo teórico y una parte práctica en la que se realizan simulaciones empleando equipos portátiles de rayos X y cadáveres humanos [1].

Estas actividades constituyen una situación de exposición planificada y se realizan en el marco de la instalación radiactiva de la Facultad.

Este trabajo presenta la metodología desarrollada y aplicada por el Servicio de Protección Radiologica (SPR) para llevar a cabo las actividades indicadas y un resumen de los resultados obtenidos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Las actividades formativas se realizan en la sala de Disección Experimental del departamento de Anatomía.

Para acometer estas actividades fue preciso:

1. Identificar a los agentes participantes, asignar sus funciones y responsabilidades y establecer la coordinación entre ellos. Estas tareas quedan recogidas en un procedimiento de trabajo [2] elaborado por el SPR, esquematizado en la Figura 1.

2. Determinar la secuencia de acciones durante el desarrollo de estas actividades:

A) Acciones previas

- Recepción y ubicación de los equipos de rayos X.

- Clasificación de la sala como zona controlada con riesgo de irradiación.

- Colocación de los equipos de medida de radiación externa.

- Charla a los asistentes explicando las medidas básicas de protección radiológica necesarias.

B) Desarrollo de la parte práctica

- El personal que opera los equipos de rayos X está acreditado para ello, según el RD 1085/2009 [3].

- La puerta de la Sala de Disección se cierra durante el funcionamiento de los equipos.

- Recogida de firmas de los asistentes.

C) Al finalizar la actividad

- Retirada de los equipos de rayos X y dispositivos de medida de radiación.

- Reclasificación de la sala como zona de libre acceso.

- Elaboración de informes y registros.

Por otra parte, el SPR elaboró un programa de Protección Radiológica, de acuerdo con el artículo 19 del RD 1085/2009 [3], reflejando los aspectos operacionales y el control radiológico aplicado [4], resumido en la Tabla 1.

RESULTADOS

Desde 2009 se han realizado 67 actividades, 16 de ellas en 2016 (Tecnologías de Cirugía de Columna Mínimamente Invasiva MAST^{TM}, Tratamiento de las Fracturas Vertebrales o Artroplastia de mano y muñeca, entre otras).

Los arcos en C utilizados con más frecuencia son GE OEC Everview 7500, GE Brivo OEC 850, y Xiscan 4400 450-6".

El tipo y número de equipos, los factores técnicos de exposición, y la experiencia de los técnicos condicionan los resultados radiológicos. Las dosis recibidas por todos los TE han sido inferiores a los LAD. Por otra parte, los resultados de dosimetría de área en zonas de libre acceso corresponden a valores de dosis para miembros del público.

CONCLUSIONES

El riesgo radiológico asociado para los asistentes a estas actividades así como para el personal del SPR es bajo considerando los reducidos tiempos de exposición y los equipos de protección individual utilizados. El riesgo radiológico para los miembros del público no es significativo, ya que no pueden acceder durante el desarrollo de las mismas a la Sala de Disección.

Es esencial la coordinación y comunicación entre los diferentes agentes implicados en estas actividades para optimizar el desarrollo de las mismas.

La metodología expuesta ayudará a establecer una sistemática de trabajo consensuada en diferentes instituciones que lleven a cabo simulaciones de procedimientos quirúrgicos.

REFERENCIAS

1. Radiological Protection in Fluoroscopically Guided Procedures outside the Imaging Department. ICRP Publication 117. (2010). ICRP 40(6).

2. PE-SPR-14-1: Realización de actividades formativas de Anatomía con equipos de rayos X.

3. Reglamento sobre instalación y utilización de aparatos de rayos X con fines de diagnóstico médico (RD 1085/2009 de 3 de julio).

4. PE-SPR-14-2: Control radiológico aplicado en las actividades formativas de Anatomía con equipos de rayos X.

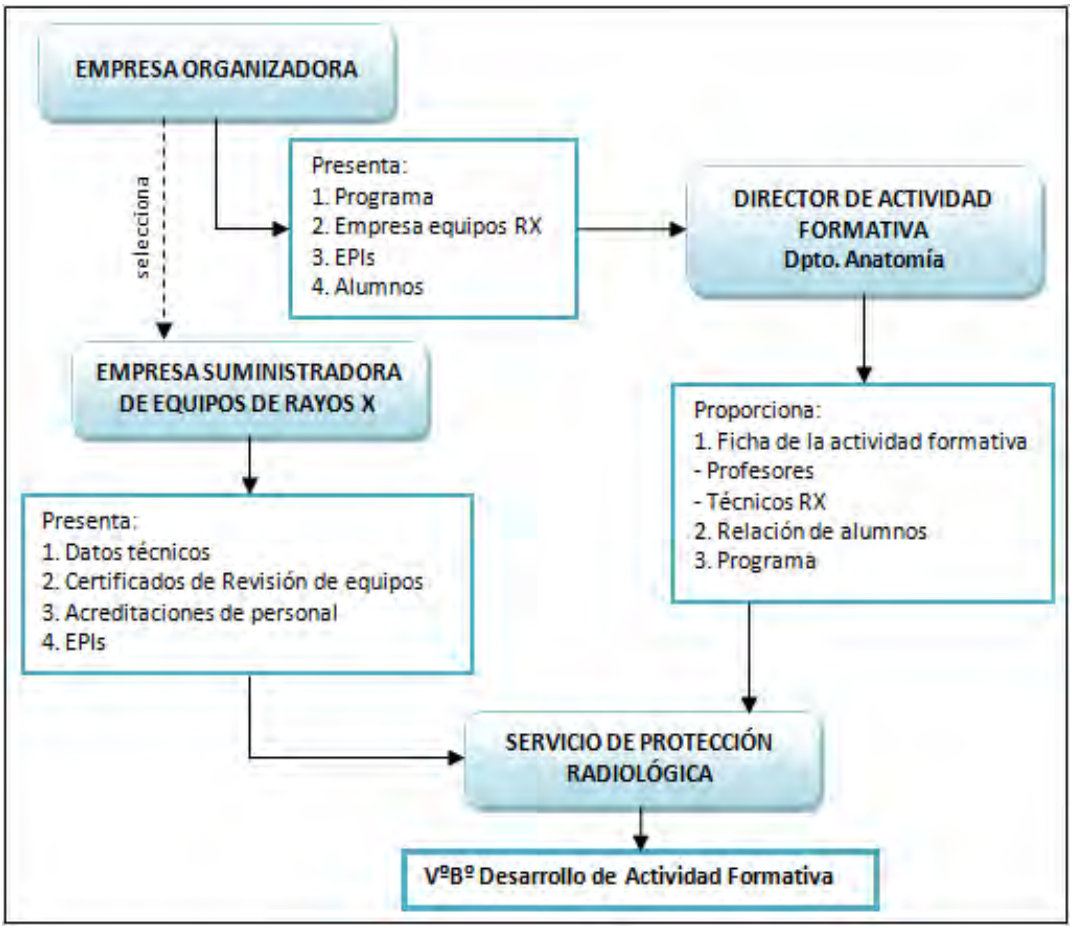


Tabla 1. Control radiológico de las actividades formativas		
1. CLASIFICACIÓN DEL PERSONAL		
Trabajadores expuestos de categoría B	Profesores, técnicos que operan los equipos de rayos X, personal del SPR y Director de las actividades formativas	
Miembros del público	Alumnos Personal de la empresa organizadora	
2. EQUIPOS DE PROTECCIÓN INDIVIDUAL [a]		
Delantal y protector de tiroides plomados [b] Gafas plomadas [c]		
3. VIGILANCIA DE TE		***Equipos de medida***
Control dosimétrico		TLD-100 (LiF) solapa
		TLD-100 (LiF) anillo [d]
		DLD
4. VIGILANCIA DE ÁREAS DE TRABAJO		***Equipos de medida***
Control de radiación externa	Dosimetría de área [e]	TLD-100 (LiF)
	Medidas en continuo	Lamse RM1001B-RDM, sonda GM-42

[a] Equivalencia en plomo 0.25-0.50 mm
[b] Profesores, alumnos, técnicos que operan los equipos de rayos X y personal de la empresa organizadora que permanece en la sala de Disección durante la actividad formativa.
[c] Profesores.
[d] Se asignan dosímetros de anillo a los profesores en función de la exposición en manos.
[e] Los dosímetros TLD-100 (LiF) se colocan en diferentes localizaciones, dentro de la sala de Disección, en zonas colindantes de libre acceso y en tres posiciones en los equipos de rayos X, susceptibles de variación en función del desarrollo de cada actividad formativa.

ID: 01320
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en medicina

Estimación con maniquí de la dosis anual en cristalino de cardiólogos intervencionistas pediátricos

José Bayón Llera[1] , Luis Alejo Luque[1] , Cristina Koren Fernandez[1] , Eva Corredoira Silva[1] , Antonio Serrada Hierro[1]

1) Hospital Universitario de la Paz

Objetivo.

Predecir la dosis anual acumulada en cristalino de cardiólogos intervencionistas pediátricos por medio de una simulación simple realizada con un maniquí antropomórfico y dosímetros de fotoluminiscencia (OSL).

Métodos.

La simulación se ha realizado en el sistema biplano Siemens Artis Zee VC14 utilizado por los cardiólogos intervencionistas pediátricos del Hospital Universitario La Paz.

Sobre los ojos de un maniquí antropomórfico situado en la posición habitual de trabajo (ver figura 1) se han colocado 3 dosímetros OSL, calibrados en términos de $H_p(0.07)$. El maniquí dispersor utilizado ha sido un bloque de PMMA de 20 x 20 x 12 cm^3. En la irradiación se han usado los protocolos más comunes de trabajo, tanto en escopia como en adquisición, así como los dos arcos del equipo. Por cada modo y arco se obtiene la correspondiente tasa de dosis, dividiendo la dosis acumulada en los dosímetros por el tiempo de exposición empleado. La dependencia angular y energética de los OSL ha sido evaluada y corregida utilizando una cámara de ionización. No se han considerado elementos de protección radiológica como mamparas o gafas plomadas, ya que en cardiología intervencionista pediátrica es común prescindir del uso de los mismos. En este caso, el Cardiólogo 2 no utiliza elementos de protección radiológica, mientras que el Cardiólogo 1 utiliza ocasionalmente la mampara.

Durante un periodo de un año se han recogido del *dose structured report* los datos de tiempos de escopia y de número de frames de cine por procedimiento de los dos cardiólogos del servicio. Debido a que la distribución de tiempos de escopia y número de frames presenta una fuerte asimetría, no resulta adecuado describirla con un valor medio y una distribución estándar. En su lugar, se ha realizado un ajuste de los datos a una distribución gamma y se han considerado los valores esperados. Con dichos valores de tiempo de escopia y de número frames por procedimiento, el número de frames por segundo típico de la adquisición (30 fr s^{-1}) y la previsión del número anual de estudios (120 estudios aproximadamente), la simulación permite predecir la estimación de la dosis anual en cristalino de cada cardiólogo. Los resultados de la simulación se han validado comparándolos con los valores anuales de dosis en cristalino obtenidos directamente en sala mediante la colocación de OSLs en el exterior de las gafas plomadas de los cardiólogos.

Resultados.

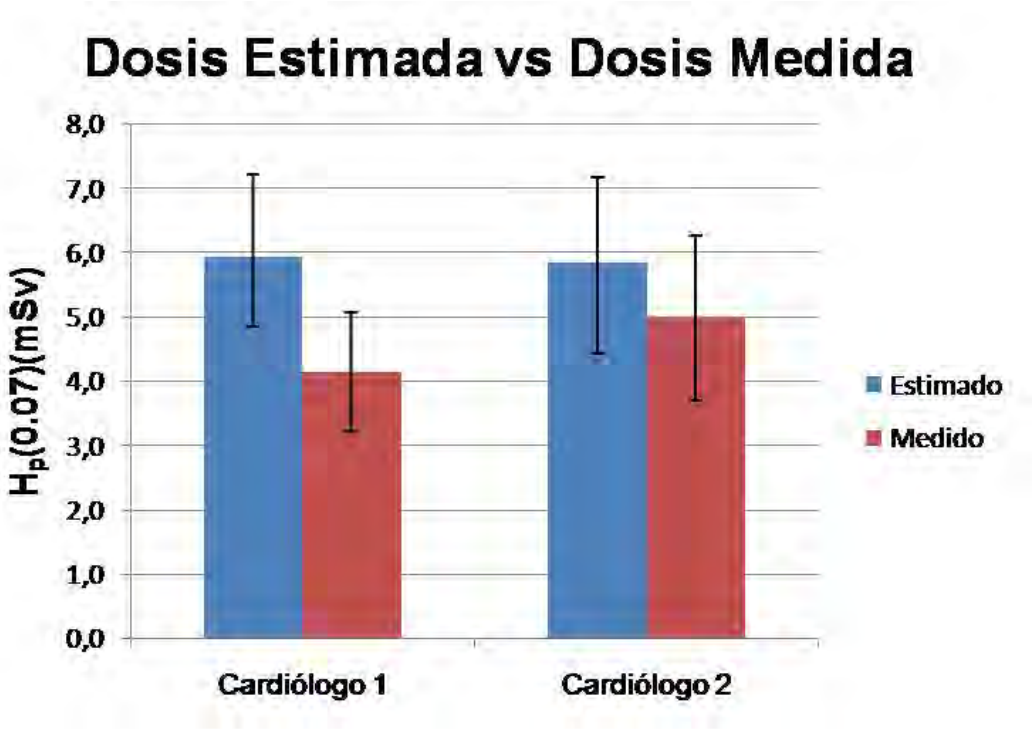
Teniendo en cuenta la asimetría intrínseca de la función gamma considerada en la simulación, se ha obtenido para el Cardiólogo 1 un valor de dosis anual en cristalino de 5.9 mSv, con un intervalo de confianza de (4.8, 7.2) mSv. Para el Cardiólogo 2 se ha obtenido 5.8 mSv, con un intervalo de confianza de (4.4, 7.2) mSv. Las dosis anuales obtenidas en sala sobre las gafas plomadas han sido de 4.13 ± 0.93 mSv para el Cardiólogo 1, y 4.98 ± 1.28 mSv para el Cardiólogo 2. En todos los casos se ha considerado un nivel de confianza de aproximadamente el 95%. Por tanto, para el Cardiólogo 2 los resultados de la simulación son compatibles con las medidas realizadas en sala, mientras que para el Cardiólogo 1 los resultados de la simulación pueden considerarse una buena estimación de una cota superior (ver Figura 2).

Conclusiones.

La simulación con maniquí realizada en este estudio permite estimar la dosis anual en cristalino de los cardiólogos intervencionistas pediátricos que no usan habitualmente elementos de protección radiológica. En caso de que se utilice la mampara de techo, la simulación permite sobreestimar razonablemente dicha dosis anual.

Al ser un método eficaz para estimar la dosis anual, es posible predecir la necesidad de utilizar elementos adicionales de protección radiológica, tales como gafas plomadas, con objeto de no superar el límite anual de 20 mSv, o bien determinar la necesidad de medir en las proximidades del ojo de manera regular en caso de que la dosis estimada se aproxime a 6 mSv.




Dosis Estimada vs Dosis Medida
8,0
7,0
6,0
5,0
4,0
3,0
2,0
1,0
0,0
Hp(0.07)(mSv)
Cardiólogo 1
Cardiólogo 2
Estimado
Medido

ID: 01389
Tipo: Oral
Área temática: Protección radiológica en medicina

Calibrando con el almuerzo: Fuentes de calibración comestibles.

Eduardo Pardo Pérez[1] , Zulema Nogareda Seoane[1] , Miguel López Sánchez[1] , Hugo Pérez García[2] , María Perez Fernandez[1] , Juan Castro Novais[2]

1) Hospital Universitario Lucus Augusti, Lugo 2) Hospital Universitario Quironsalud Madrid

Objetivo:

Los contadores de pozo de pozo basadas en Ioduro de Sodio son instrumentos muy sensibles empleados para medir el espectro de emisión gamma de fuentes de muy baja actividad (su sensibilidad hace que saturen con actividades superiores a 1 uCi). Su sensibilidad unida a su pequeño tamaño hace que las fuentes de calibración de estos equipos deban de ser diseñadas específicamente para tal uso.

El objetivo de este trabajo es la calibración de un contador de pozo para la energía del potasio-40 (1465keV) empleando el potasio contenido en una muestra de Cloruro Potásico. Este método emplea una fuente barata y versátil para la calibración de equipos centelleadores. Asimismo se emplea dicha calibración para estimar la cantidad de potasio contenida en varios alimentos ricos en este elemento como el plátano.

Materiales y Métodos:

Se ha empleado una cámara pozo Captus 3000 (Capintec, Florham Park, NJ). Esta cámara pozo, con una geometría próxima a 4pi, está basada en un cristal de Ioduro de Sodio activado por Talio lo que le da una alta sensibilidad para la detección de radiación Gamma. Este sistema de detección cuenta con dos fuentes de calibración de Cesio 137 (662 keV) y Europio 152 (122 keV, 245 keV, 344 keV) (ambas de 500nCi).

Previamente a la realización de medidas se ha realizado una medida del fondo durante 10000s (2,8 horas).

Se ha preparado una fuente de 10 g de cloruro de Potasio (de venta en supermercados bajo la denominación sal 0% sodio) y se ha adquirido el espectro durante 12000 s.

Empleando el peso molecular del cloruro de potasio (64,55 g/mol) y la proporción isotópica del potasio-40 (0,012%) se puede calcular la cantidad de este isótopo contenida en los 10 g de la fuente. Empleando la vida media del potasio-40 (1251 millones de años) se calculará además la actividad contenida en la muestra.

La relación entre la actividad y el número de cuentas registradas por segundo de la muestra será la eficiencia de detección.

Se ha empleado la eficiencia de detección así calculada para determinar la cantidad (por gramo) de potasio contenida en una muestra de plátano (alimento rico en potasio).

Nota: en el cloruro de potasio se agregan determinados aditivos como el ferrocianuro de potasio, que actúa como antiagregante, pero su concentración es tan baja (pocas partes por millón) que su efecto será despreciable frente al resto de incertidumbres presentes.

Resultados:

En la figura 1 se observa el espectro del fondo y el obtenido con la fuente de calibración. De la medida de la fuente de Cloruro de Potasio se puede extraer el valor de la eficiencia del equipo para esta energía que resulta: 3.7%.

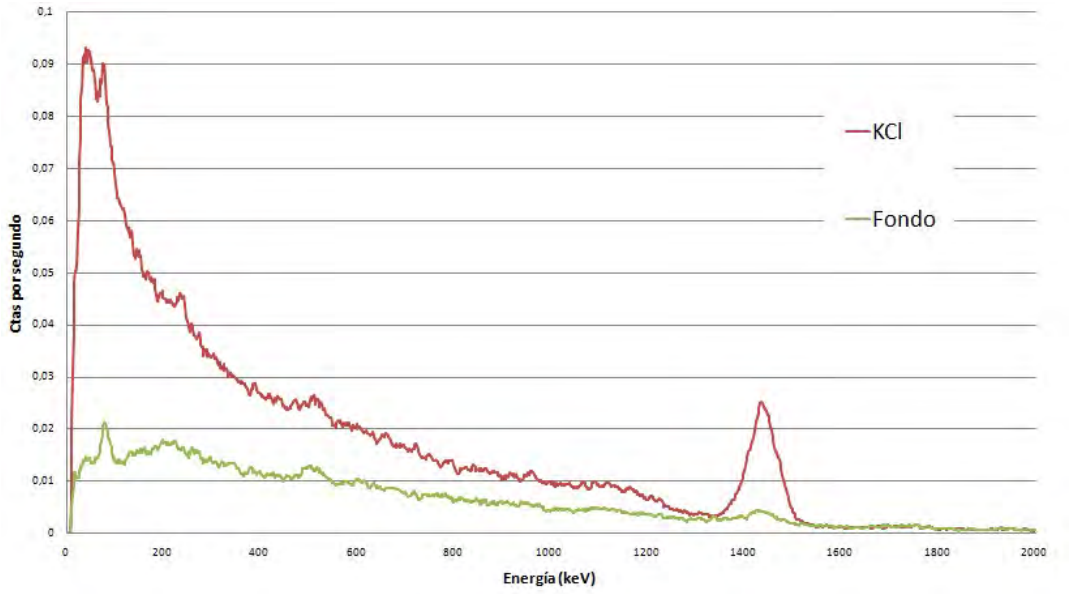
Mediante la eficiencia de detección (realizando un cálculo inverso al realizado para el KCl) se puede calcular el contenido de potasio de la muestra de plátano: 540mg/100g frente a los 400mg/g obtenidos en la literatura.

Conclusiones:

Se ha demostrado que el Cloruro de Potasio puede ser empleado para la calibración de cámaras de pozo basadas en Ioduro de Sodio para altas energías (1460 keV). Esta muestra (10g) tiene actividad suficiente para realizar la calibración. Dada la baja actividad y la versatilidad de la muestra (tanto en forma como en cantidad) permite verificar el umbral de detección y que este puede detectar los bajos niveles de actividad que se podrían producir en los frotis.

La calibración obtenida para 1460 keV supone una cota inferior para la eficiencia de detección a energías menores (ya que la eficiencia disminuye con la energía), p.e. para evaluar frotis realizados a fuentes de Co60 (1170 keV y 1330 keV).

Estas medidas son además buenos ejemplos para la divulgación de la radiación al ser fuentes *inocuas* para la salud. La medida de plátano y guacamole concuerdan con los valores contenidos en la literatura dentro de las amplias incertidumbres esperadas.



ID: 00862
Tipo: Oral
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Espectrómetro direccional para la medida del espectro neutrónico debido a radiación cósmica

José María Gómez Ros[1] , Roberto Bedogni[2] , Carles Domingo Miralles[3] , Montserrat Moraleda Chaves[1] , Andrea Pola[4] , Ana María Romero Gutiérrez[1]

1) CIEMAT, Av. Complutense 40, 28040 Madrid, España 2) IFNF – LNF, via E. Fermi n. 40, 00044 Frascati, Italia 3) UAB, Departamento de Física, 08193 Bellaterra, España 4) Politecnico di Milano – Dipartimento di Energia, Via Ponzio 34/3, 20133 Milan, Italia

Objetivo del trabajo y aportación original

El objetivo de este trabajo es presentar el resultado de las medida del espectro neutrónico debido a radiación cósmica y la dosis equivalente ambiental correspondiente, realizados utilizando un espectrómetro direccional desarrollado conjuntamente por CIEMAT, INFN y Politecnico di Milano. Este instrumento permite determinar el espectro neutrónico desde energías térmicas hasta unos 200 MeV con una sola exposición, siendo además prácticamente insensible a la contribución de la radiación reflejada o dispersa lo que lo hacen especialmente apropiado para esta aplicación.

Materiales y métodos

El espectrómetro direccional consta de siete detectores activos de neutrones térmicos situados a lo largo del eje de un cilindro de polietileno de 35 cm de largo y 50 cm de diámetro. Se ha añadido un colimador de 30 cm de largo e igual diámetro cuya boca de 15 cm de diámetro esta cubierta por una lámina de 5 mm de goma borada que permite eliminar prácticamente las contribuciones laterales. Los detectores activos son pares de diodos p-i-n de 2.8 cm de lado con una capa de 30 mm of ^{6}LiF sensible a neutrones térmicos que proporcionan una sensibilidad del orden de 10 veces superior a los detectores basados en un único diodo de 1 cm^{2}.

El instrumento se ha diseñado optimizando sus características mediante simulación Monte Carlo con MCNX 2.7. Dicho código se ha utilizado también para calcular la matriz respuesta considerándola proporcional a la energía depositada por las partículas cargadas secundarias (^{2}H y ^{4}He) en el silicio de los diodos que constituyen los detectores de neutrones térmicos. La matriz respuesta calculada se ha validado experimentalmente mediante medidas en campos monocromáticos de referencia del NPL (Reino Unido).

Resultados

Se ha realizado una medida preliminar en la estación SVIRCO (Universidad Roma3, Departamento de Física) situada a nivel del mar, 41.9º latitud norte, 12.5º longitud oeste, determinándose la tasa de dosis equivalente ambiental a partir del espectro obtenido mediante el código de deconvolución (unfolding) FRUIT. El espectro resultante (Figura 1) muestra el pico habitual de evaporación en torno a 2 MeV así como el pico de alta energía en torno a 100 MeV debido. No hay componente térmica puesto que no se ha utilizado ningún detector desnudo en la boca del colimador.

La componente neutrónica de la radiación ambiental tiene su origen en la interacción de la radiación cósmica primaria con la atmósfera terrestre. Los valores correspondientes de tasa de fluencia y dosis equivalente ambiental dependen de la latitud y la altura así como de la contribución de los neutrones albedo (que dependen de la composición del suelo). No obstante, los valores inicialmente medidos en este trabajo se hallan de acuerdo con el rango de valores publicados para medidas realizadas a nivel del mar: 0.005 - 0.015 cm^{-2} s^{-1} para la tasa de fluencia y 5 - 10 nSv h^{-1} para la tasa de dosis equivalente ambiental (Tabla 1).

Conclusión

Se ha diseñado y construido un nuevo espectrómetro cilíndrico consistente en múltiples detectores activos de

neutrones térmicos situados a lo largo de su eje de simetría. Puesto que el instrumento es insensible a las contribuciones laterales, resulta especialmente útil para la medida de la radiación neutrónica directa, en particular la determinación de variaciones en la radiación cósmica, sin verse afectado por cambios en la contribución albedo.

Además, la capacidad de determinar el espectro con una sola exposición permitiría evitar algunos de los inconvenientes de otros métodos en el caso de campos pulsados (por ejemplo, radiación neutrónica producida por láseres pulsados de alta potencia).

Agradecimientos: Este trabajo ha sido parcialmente financiado por los proyectos MIDEN (FIS2015-64793-C02, Plan Nacional I+D, España) y NEURAPID (INFN – CSN 5, Italia).

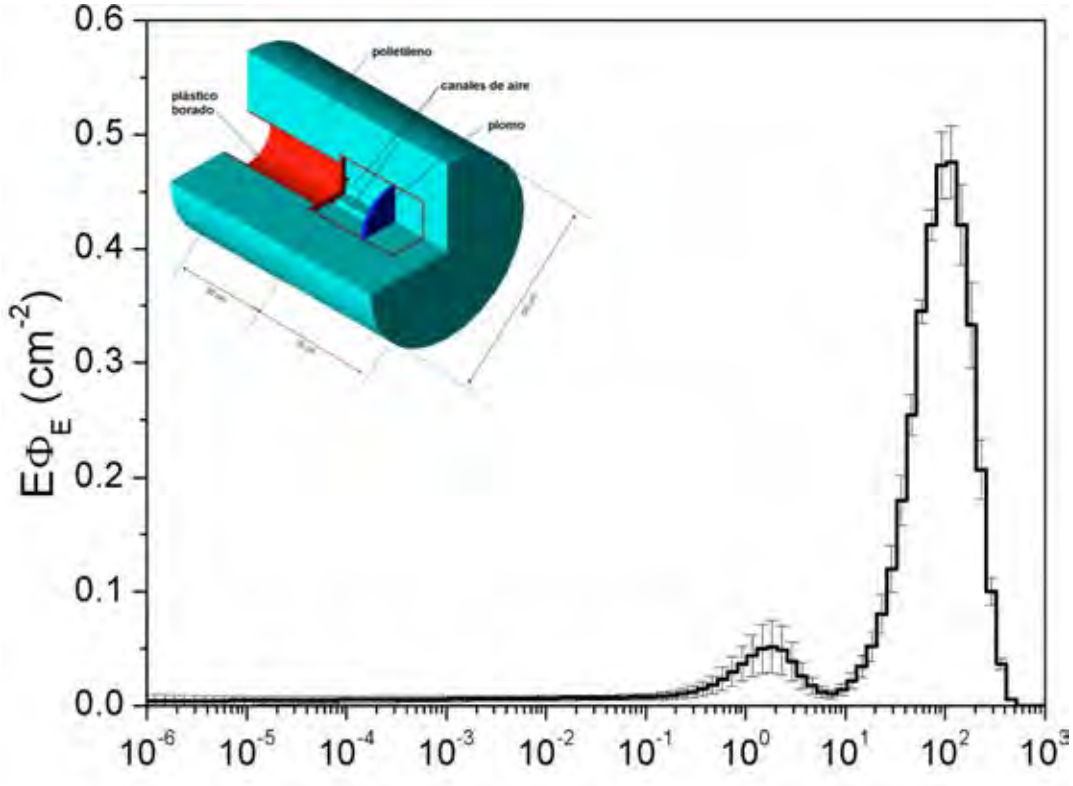


Figura 1. Espectro unitario medido a nivel del mar en la estación SVIRCO con el espectrómetro direccional CYSP que se representa esquemáticamente.

Referencia	Instrumento	$\dot{\Phi}$ ($\times 10^{-3}$ cm^{-2} s^{-1})	$\dot{H}^*(10)$ (nSv h^{-1})
este trábajo	CYSP	5.8 ± 0.2	6.6 ± 0.3
M. Kowatari et al. J. Nucl. Sci. Technol. 42, 495-502 (2005)	BSS	7.5 ± 0.3	6.8 ± 0.3
T. Nakamura et al. J. Nucl. Sci. Technol. 42, 843-853 (2005)	BSS	7.5 ± 0.5	6.5 ± 0.5
M. Kowatari et al. J. Nucl. Sci. Technol. 44, 114-120 (2007)	BSS	9.8 ± 0.7[(1)] 6.3 ± 0.3[(2)]	8.2± 0.6[(1)] 5.4 ± 0.2[(2)]
W. Rühm et al. J. Geophys. Res. 117, A08309 (2012).	BSS	8.2[(3)] 5.6[(4)]	10.3

[(1)] Esashi-cho, Hokkaido
[(2)] Aira-cho, Kagoshima
[(3)] mean fast + high energy neutrons fluence (> 0.125 MeV)
[(4)] mean high energy neutrons fluence (> 17.8 MeV)

Tabla 1. Comparación entre los valores de tasa de fluencia total, $\dot{\Phi}$, y tasa de dosis equivalente ambiental, $\dot{H}^*(10)$, obtenidos en este trabajo con el espectrómetro direccional (CYSP), comparados con resultados previamente publicados medidos al nivel del mar con esferas de Bonner (BSS).

ID: 00864
Tipo: Oral
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Variación con la edad de los factores de calibración para la medida in-vivo de I-131 en tiroides

José María Gómez Ros[1] , Ana Belchior[2] , Demetrio Gregoratto[3] , Pasquale Lombardo[4] , Iani Mitu[5] , Montserrat Moraleda Chaves[1] , Mirela Angela Saizu[5] , Pedro Teles[2] , Katarzyna Tyminska[6] , Mike Youngman[3]

1) CIEMAT, España 2) IST-ID, Portugal 3) PHE, Reino Unido 4) SCK-CEN, Bélgica 5) IFIN-HH, Rumanía 6) NCBJ, Polonia

Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original

El propósito de este trabajo es realizar un análisis exhaustivo de la variación con la edad de los factores de calibración para la medida in-vivo de ^{131}I en tiroides utilizando maniquíes voxelizados. Este trabajo forma parte de las actividades de simulación numérica del proyecto CAThyMARA, dentro de la plataforma OPERRA y permite establecer criterios cuantitativos acerca de la incertidumbre asociada a la edad y constitución del individuo así como a la geometría de medida y al tiempo transcurrido desde la incorporación del radionucleido.

Material/Métodos

El estudio se ha realizado mediante simulación Monte Carlo con el código MCNP de cuatro detectores: uno de germanio (Ge) (Ø 7 cm, CIEMAT, España) y tres de ioduro de sodio (NaI) (Ø 5 cm, IST-ID, Portugal; Ø 5,1 cm NCBJ, Polonia; Ø 8 cm, SURO, Republica Checa), con distintos colimadores.

Se han utilizado maniquíes voxelizados correspondientes a niños de 1, 5 y 10 años; adolescente masculino y femenino de 15 años y hombre y mujer adultos, construidos a partir de los maniquíes HMGU Newborn, Child, Golem y Laura, escalados para ajustar sus dimensiones al tamaño de referencia de tiroides (ICRP 89). Además se han utilizado cuatro maniquíes adicionales: Frank y VisHum para hombre; Donna e Irene para mujer, con objeto de completar el estudio del posible efecto de la forma del tiroides en los factores de calibración.

Se ha realizado también un cálculo de la contribución del iodo depositado en otros órganos en el caso de detectores sin colimación, considerando la evolución temporal de la distribución de ^{131}I en tiroides y resto del cuerpo tras su inhalación como aerosol (tipo F, AMAD = 1 ?m).

Resultados

Las simulaciones realizadas permiten cuantificar la dependencia en cuanto a:

- Eficiencia de detección en función del volumen de tiroides.
- Eficiencia de detección en función de la distancia.
- Eficiencia de detección en función de la forma del tiroides.
- Contribución cruzada de la contaminación en otros órganos, dependiendo del tiempo transcurrido desde la incorporación del ^{131}I.

Tal como se observa en las figuras 1 y 2, tanto la edad del individuo (y por tanto el espesor de tejido que recubre el tiroides) como la distancia al detector afectan significativamente a la eficiencia de detección en el pico de 364 keV.

Conclusión

Se ha simulado la medida in-vivo de ^{131}I en tiroides para cuatro detectores diferentes considerando maniquíes de distintas edades, sexos y constitución anatómica copara calcular la variación de la eficiencia de detección en función de la edad, la distancia, la geometría de medida y la contribución del iodo extratiroideo dependiendo del tiempo transcurrido desde su incorporación.

La diferencia de edad puede dar lugar a una disminución del 25% en la eficiencia. La variación con la distancia puede ajustarse mediante una función exponencial y aunque resulta especialmente apreciable para distancias cortas donde un alejamiento adicional de 5 mm puede suponer un cambio en la eficiencia del 10%.

Agradecimientos: Este trabajo ha sido financiado por el proyecto OPERRA – CAThyMARA (7º PM, FP7-Fission-2013 project num. 604984).

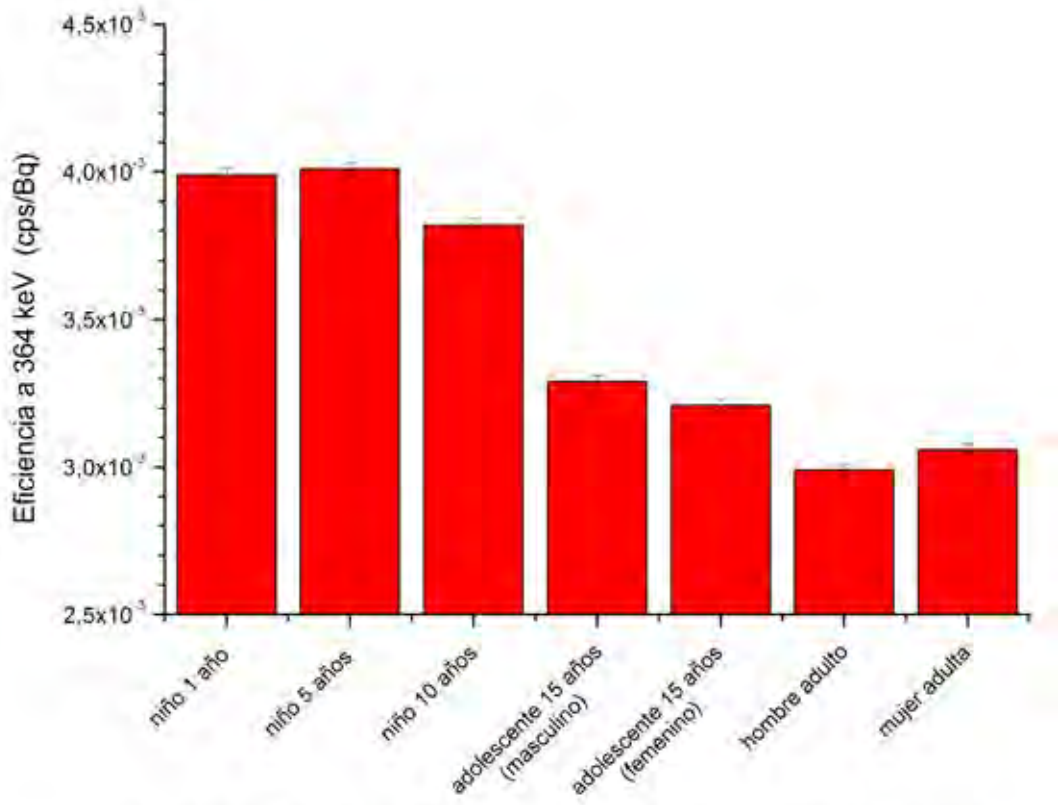


Figura 1. Eficiencia de detección a 364 keV para distintos maniquíes, obtenida para el detector de NaI (Ø 8 cm, SURO, Republica Checa) a una distancia de 15 cm (medida desde la superficie del cuello).

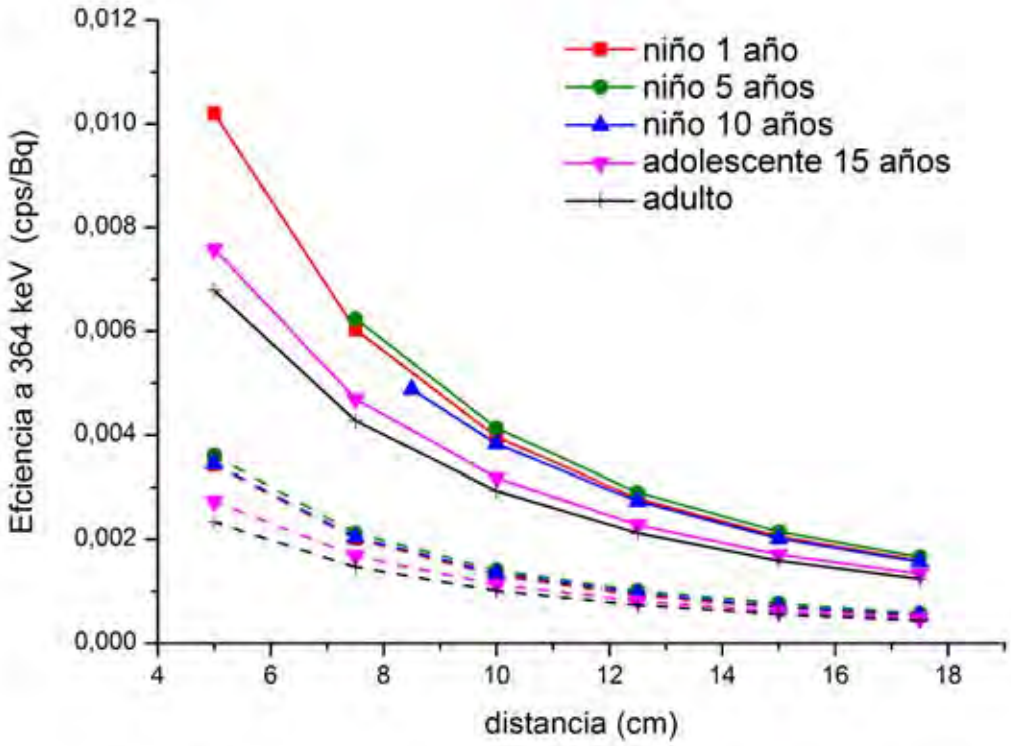


Figura 2. Variación con la distancia de la ficiencia de detección a 364 keV para distintos maniquíes, obtenida para los detectores: germanio, Ø 7 cm, CIEMAT, España (líneas continuas) e ioduro de sodio, Ø 5 cm, IST-ID, Portugal (líneas discontinuas).

ID: 00892
Tipo: Oral
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

DESARROLLO DE UN SISTEMA DE ANÁLISIS Y SIMULACION DE CURVAS DE TERMOLUMINISCENCIA

José Francsico Benavente Cuevas[1] , José María Gomez Ros[1] , Ana María Romero Gutiérrez[1]

1) Centro de Investigaciones Energéticas Mediaoambientales y tecnológicas - CIEMAT

Objetivo.

Esta contribución describe un software de análisis y simulación de curvas termoluminiscentes (TL) desarrollado por el servicio de Dosimetría Radiaciones Ionizantes del Ciemat constituido por dos módulos. El primero, basado en programas previamente desarrollados[(1,2)], permite calcular las áreas de los picos individuales y los parámetros cinéticos correspondientes, mediante un ajuste no lineal basado en un algoritmo de minimización de Levenberg-Marquard. El segundo módulo permite simular la respuesta de un material TL, mediante la resolución del sistema de ecuaciones diferenciales correspondiente, tanto durante la irradiación como durante el calentamiento.

Esta nueva versión permite suponer cinética de primer y segundo orden, así como orden general, y una distribución continúa de centros de atrapamiento (distribución exponencial y Gaussiana).

Materiales\\Métodos.

Este software, basado en un modelo de dos capas, integra DLLs Fortran con Visual Studio 2010.

1. Módulo de Análisis de Curvas TL: permite ajustar las curvas TL por una suma de picos individuales, usando un algoritmo iterativo de Levenberg–Marquard, que minimiza $?^2$. Este módulo es válido tanto para distribuciones discretas como continúas de trampas. En el caso de éstas últimas, las integrales que no tienen solución analítica se evalúan mediante un método de integración numérica basado en la Regla de Simpson Compuesta.

2. Módulo de Simulación: permite simular un sistema TL constituido por varios centros de atrapamiento y un único centro de recombinación.[(3)] utilizando un algoritmo basado en un método Runge-Kutta-Fehlberg (RKF45) de quinto orden con paso variable (Tabla1).

Resultados.

Inicialmente se ha simulado un sistema TL simple formado por una trampa y un centro de recombinación para analizar la influencia de la concentración inicial de electrones atrapados en la forma del pico TL.

Dependiendo de las condiciones iniciales se han considerado diferentes casos:

a) Condiciones que inicialmente favorecen la recombinación de electrones frente al reatrapamiento.

b) Dependencia frente a la concentración de electrones atrapados

c) Simulación de la emisión TL durante un ciclo de calentamiento definido.

La figura 1 muestra un resultado obtenido para la intensidad del pico TL (línea continua) y el cociente entre las tasas de reatrapamiento/recombinación (**a**, línea discontinua) para dos valores de la densidad de inicial de electrones atrapados: n(t=0)=0,001N (rojo) y n(t=0)=0,1N. (verde) Tal como puede verse, una baja densidad de electrones atrapados hace que la simetría del pico (rojo) se corresponda con una cinética de orden diferente a uno, debido al creciente valor de **a** en el lado de alta temperatura (la densidad de huecos en los centros de recombinación es tan baja, que no resulta suficiente para favorecer la recombinación frente al reatrapamiento).

Conclusión.

Se ha desarrollado un software para análisis y simulación de curvas TL plenamente compatible con los sistemas operativos actuales y utilizable tanto en aplicaciones rutinarias de dosimetría como para investigación. En particular, el primer módulo ha comenzado a utilizarse para el análisis dosimétrico en el Hospital Puerta de Hierro de Madrid y en el Centro de Láseres Pulsados Ultracortos (CLPU) de Salamanca.

Referencias.

1. Delgado, A., Gómez-Ros, J.M., 2001. Computerised glow curve analysis: a tool for routine thermoluminescence dosimetry. Radiat. Prot. Dosim. 96, 127-132.

2. Gómez-Ros, J.M., Kitis, G., 2002. Computerised glow curve deconvolution using general and mixed order kinetics. Radiat. Prot. Dosim. 101, 47-52.dosimetry. Radiat. Prot. Dosim. 85, 249-252.

3. McKeever, S.W.W., 1988. Thermoluminescence of Solids. Cambridge University Press, London.

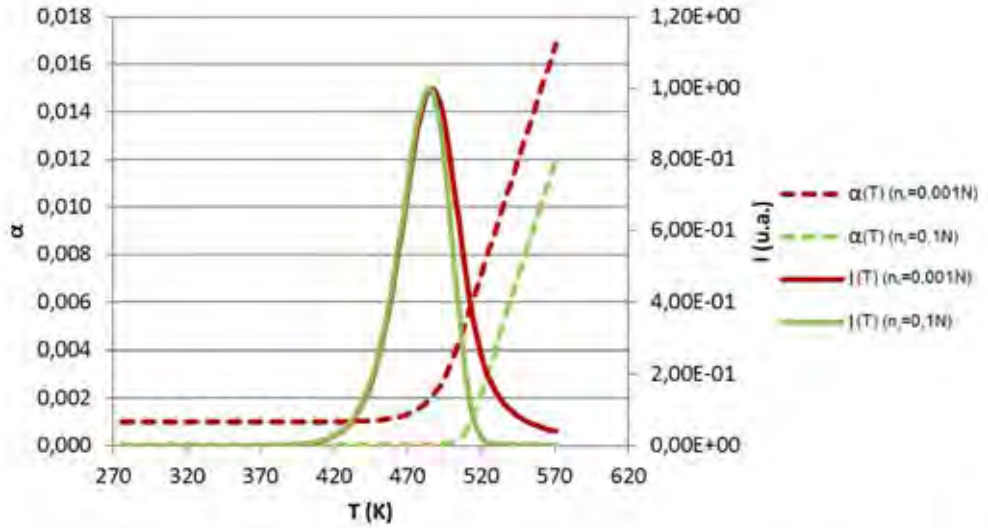


Figura 1. Cociente α frente a temperatura (líneas discontinuas, eje principal a la izquierda) e Intensidad TL frente a temperatura (líneas continuas, eje secundario a la derecha).

0						
$\frac{1}{4}$	$\frac{1}{4}$					
$\frac{3}{8}$	$\frac{3}{32}$	$\frac{9}{32}$				
$\frac{12}{13}$	$\frac{1932}{2197}$	$\frac{-7200}{2197}$	$\frac{7296}{2197}$			
1	$\frac{-8}{272}$	$\frac{-3544}{2565}$	$\frac{1859}{4104}$	$\frac{-11}{40}$		
$\frac{1}{2}$	$\frac{-8}{27}$	2	$\frac{-3544}{2565}$	$\frac{1859}{4104}$	$\frac{-11}{40}$	
	$\frac{16}{135}$	0	$\frac{6656}{12825}$	$\frac{28561}{56430}$	$\frac{-9}{50}$	$\frac{2}{55}$
	$\frac{25}{216}$	0	$\frac{1408}{2565}$	$\frac{2197}{4104}$	$\frac{-1}{5}$	0

Tabla 1. Tablero de Butcher que define el método RKF45.

ID: 00930
Tipo: Oral
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Determinación del estado de referencia inicial y seguimiento estadístico del dispositivo ArcCHECK

Miguel Jiménez Melguizo[1] , Ana Dolcet Llerena[1] , Cristina Forastero Rodríguez[1] , Jose Manuel de la Vega Fernández[1] , Rafael Guerrero Alcalde[1] , Damián Guirado Llorente [1]

1) Complejo Hospitalario de Granada, Avda. del Conocimiento s/n, 18016, Granada

Objetivo

Las técnicas de IMRT y VMAT requieren de sistemas de verificación que garanticen la calidad de los tratamientos y la seguridad del paciente. Para estos sistemas deben establecerse dos conjuntos de pruebas: el primero, para la determinación del estado de referencia inicial (ERI); el segundo, para un control estadístico de procesos (CEP) que permita verificar su estabilidad a largo plazo. En este trabajo se han realizado ambos para el dispositivo ArcCHECK (AC) de Sun Nuclear.

Material/métodos

El sistema AC se situó haciendo coincidir su centro con el isocentro del acelerador (ALE). En su interior se insertó una cámara de ionización cc13, conectada a un electrómetro Dose1, ambos de IBA, para corregir las medidas por las fluctuaciones del ALE y por la atenuación de la mesa; en este último caso para las pruebas de dependencia angular. Se emplearon los haces de rayos X de 6 y 15 MV de un ALE Elekta Infinity.

En la determinación del ERI se comprobaron la reproducibilidad, linealidad, dependencia angular, dependencia con la tasa de dosis absorbida y pérdida por fugas. La reproducibilidad se estimó como la desviación típica de las medida; la linealidad se midió irradiando el sistema con un haz de tamaño de campo (T_c) igual a 10cm x 10cm en un rango de 2 a 500 UM; la dependencia angular se determinó mediante haces de T_c= 10cm x 10cm y T_c= 5cm x 20cm (para cubrir la componente longitudinal), se irradió con 100 UM a intervalos de 15º, cubriendo toda la superficie del dispositivo AC; la dependencia con la tasa de dosis absorbida se determinó irradiando con un haz de T_c= 10x10 cm a 200 UM en un rango de 50 a 600 UM/min; las fugas se midieron antes y tras la irradiación en un período de 600 segundos.

El objetivo del CEP es detectar cambios en el funcionamiento del dispositivo AC; consta de dos pruebas: control de dosis absorbida por el diodo central y control de la uniformidad. En el control de la dosis absorbida se irradia el dispositivo con un haz de T_c= 10cm x 10cm y 200 UM. Para la uniformidad se compara la distribución obtenida por la irradiación con un haz de T_c= 25cm x 25cm y 200 UM con la distribución calculada por el sistema de planificación para las mismas condiciones. Ambas distribuciones se comparan mediante el criterio gamma 1.5%/1.5mm; la variable de control estadístico se tomó como el porcentaje de puntos que superan el criterio. El CEP se ilustra mediante un gráfico Shewhart y diagramas CUSUM algorítmicos. Para descartar la influencia de las variaciones de homogeneidad y simetría de los haces en la respuesta en uniformidad del sistema AC se verifican estos parámetros mediante los controles habituales del ALE.

Resultados

El comportamiento del dispositivo AC fue adecuado en todas las pruebas del establecimiento del ERI, los resultados se resumen en la tabla 1. El ángulo de incidencia influye en la dosis absorbida medida con los diodos centrales para ambas energías, tanto para T_c= 10cm x 10cm, con variaciones de hasta el 2% respecto a una incidencia normal, como para T_c= 20cm x 5 cm, con una diferencia máxima del 1%. Se observa que las medidas crecen con la tasa de dosis absorbida, con un aumento del 3% en el intervalo medido.

El CEP del sistema AC para la uniformidad se muestra en la figura 1 para el haz de 6 MV. El estado de control se establece desde el día 118, tras una revisión del ALE. Entre los días 170 y 200 se observa una tendencia negativa en el parámetro de control por lo que se realiza una nueva calibración el día 210, lo que produjo una mejora de la

estabilidad del parámetro. Se comprueba así la eficacia del programa de seguimiento para detectar desviaciones del comportamiento del dispositivo AC.

Conclusión

El ERI certifica que el comportamiento del sistema AC es adecuado, aunque existe una dependencia significativa con el ángulo de incidencia y con la tasa de dosis absorbida. La inclusión del CEP demuestra ser una herramienta eficaz en la detección de desviaciones del funcionamiento del sistema AC.

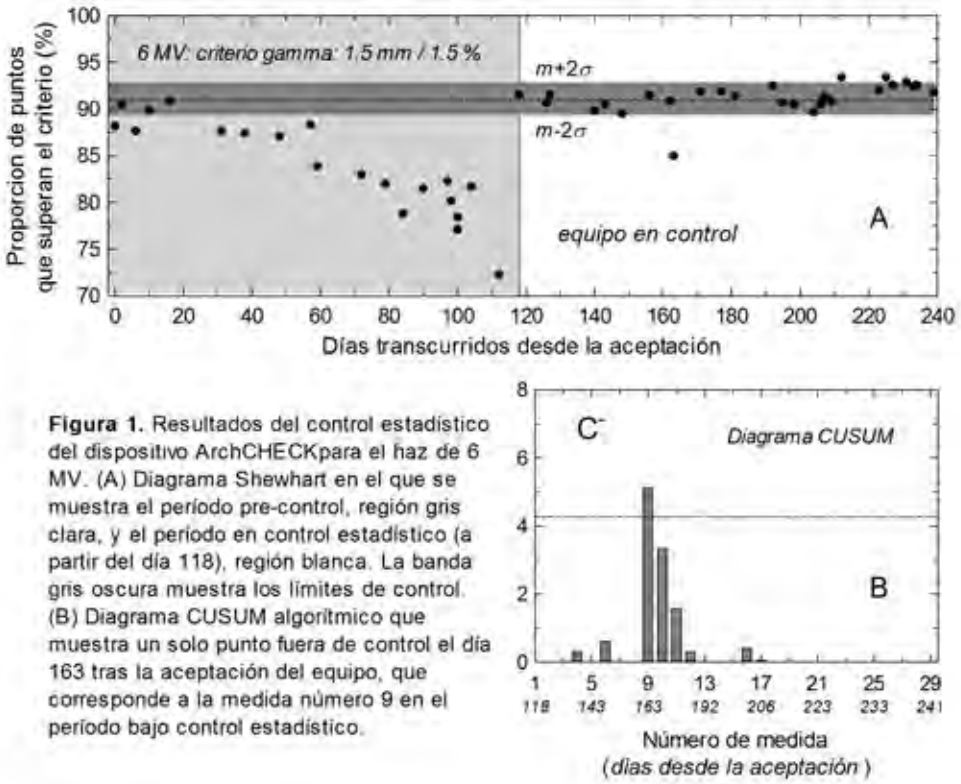


Figura 1. Resultados del control estadístico del dispositivo ArchCHECKpara el haz de 6 MV. (A) Diagrama Shewhart en el que se muestra el período pre-control, región gris clara, y el período en control estadístico (a partir del día 118), región blanca. La banda gris oscura muestra los límites de control. (B) Diagrama CUSUM algorítmico que muestra un solo punto fuera de control el día 163 tras la aceptación del equipo, que corresponde a la medida número 9 en el período bajo control estadístico.

		6 MeV	15 MeV
ERI	Reproducibilidad (%)	≤0.3	≤0.1
	Linealidad (r^2)	>0.0999	>0.9999
	Dependencia angular (10x10) (%)	1.72	2.05
	Dependencia angular (5x20) (%)	1.26	0.93
	Dependencia con la tasa (%)	3.18	2.50
	Fugas pre –irradiación (cGy/s)	0.0003	—
	Fugas post –irradiación (cGy/s)	0.0002	—
CEP	Dosis absorbida en la cámara central (cGy)	250.4 (4)	267.1 (4)
	Porcentaje de puntos que superan el criterio gamma (1.5%,1.5mm)	92.6 (5)	86.7 (6)

Tabla 2. Valores de los parámetros medidos tanto para el estado de referencia inicial, como para el control estadístico de procesos. Los números entre paréntesis corresponden a la desviación típica de la serie de medidas.

ID: 01029
Tipo: Oral
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Capacidad de un equipo de control frecuente para detectar cambios de energía en haces de fotones.

Miguel Jiménez Melguizo[1] , Jose Manuel de la Vega Fernández[1] , Cristina Forastero Rodríguez[1] , Rafael Guerrero Alcalde[1] , Francisco Moreno Fernández[3] , Damián Guirado Llorente[1] , Antonio M. Lallena Rojo[2]

1) Complejo Hospitalario de Granada, Avda. del Conocimiento s/n, 18016, Granada 2) Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Granada, 18071, Granada, España 3) Departamento Técnico, Siemens. España

Objetivo

Entre las verificaciones que deben incluirse en el programa de control de calidad de un acelerador lineal de uso clínico (LINAC) está la constancia de la energía de los haces de fotones que produce; esto se hace mediante el control estadístico de procesos (CEP) del parámetro denominado *calidad del haz* (*BQ*). Nuestro departamento dispone de tres dispositivos que permiten determinar la *BQ*; tras una avería del LINAC las verificaciones oportunas con uno de ellos indicaban un valor correcto de este parámetro que, días más tarde, tras medir con otro, se mostró fuera de tolerancia en un amplio margen. Estas circunstancias motivaron este trabajo, en el que se diseña y aplica un procedimiento para analizar la capacidad de los equipos de control frecuente para determinar la variación energética de los haces de fotones de un LINAC.

Material y métodos

El estudio se realizó para los haces de fotones de 6 y 15 MV producidos por un LINAC Siemens Artiste y para tres sistemas de verificación: StarTrack (IBA Dosimetry), QuickCheck (PTW) y StarCheck (PTW). Cada uno ellos es capaz de determinar indirectamente la calidad del haz mediante un parámetro propio establecido por el fabricante, BQ_S, que debe relacionarse con el parámetro de calidad determinado en condiciones de referencia en agua: la razón tejido-maniquí, $TPR_{20,10}$, relacionada directamente con el cociente entre las dosis absorbidas a las profundidades de 10 y 20 cm, $PDD_{20,10}$. En este trabajo se establece esta relación modificando la energía de los haces de fotones mediante la variación de la corriente del desviador magnético (I_{BM}). Para cada valor de I_{BM} se miden tres curvas PDD en agua y se realizan tres medidas de BQ_S para cada dispositivo, se hace un ajuste lineal para todos los conjuntos de valores obtenidos.

Para comparar la capacidad de los sistemas para detectar cambios en la energía de los haces, se determinan tres parámetros para cada energía: la sensibilidad, probabilidad de que el sistema detecte que el valor de la energía del haz está fuera de la tolerancia cuando realmente lo está; la especificidad, probabilidad de que el sistema indique que la energía está dentro de la tolerancia cuando realmente lo está; y la eficiencia, probabilidad de obtener un resultado correcto en una medición; los valores más altos de estos parámetros indicarán la mejor capacidad del dispositivo para detectar los cambios. Se utilizan métodos Monte Carlo, mediante los que se generan valores aleatorios según distribuciones normales del parámetro de referencia, $PDD_{20,10}$, y de la medida proporcionada por el sistema de control, BQ_S. Comparando ambos valores se pueden determinar la sensibilidad, especificidad y eficiencia de cada sistema. Aunque la tolerancia admitida para el cambio en $PDD_{20,10}$ es del ±2% respecto a la medida de referencia, en este trabajo se ha empleado una tolerancia más restrictiva, del ±0.5%.

Resultados

En la figura 1 se muestran las relaciones entre $PDD_{20,10}$ y BQ_S para el haz de 6 MV y para los tres dispositivos estudiados. En la tabla 1 se recogen los parámetros de los ajustes y su bondad, así como la sensibilidad, especificidad y eficiencia de los tres sistemas.

El sistema StarCheck motivó la realización de este trabajo por su incapacidad para detectar el cambio en la

energía tras la avería del LINAC. La hipótesis inicial de su falta de sensibilidad ha podido corroborarse mediante la eficiencia obtenida para este sistema, mucho menor que la del resto, especialmente para 6 MV.

El dispositivo QuickCheck tiene una sensibilidad excelente para ambas energías y, por tanto, es muy adecuado para el CEP. La eficiencia del sistema StarTrack es buena tanto para 6 MV como para 15 MV.

Conclusiones

De acuerdo con nuestros resultados, el sistema QuickCheck es el mejor para detectar cambios en la energía de los haces, seguido del sistema StarTrack; el menos sensible es el sistema StarCheck. Para esclarecer el porqué de estos resultados serán necesarias futuras investigaciones.

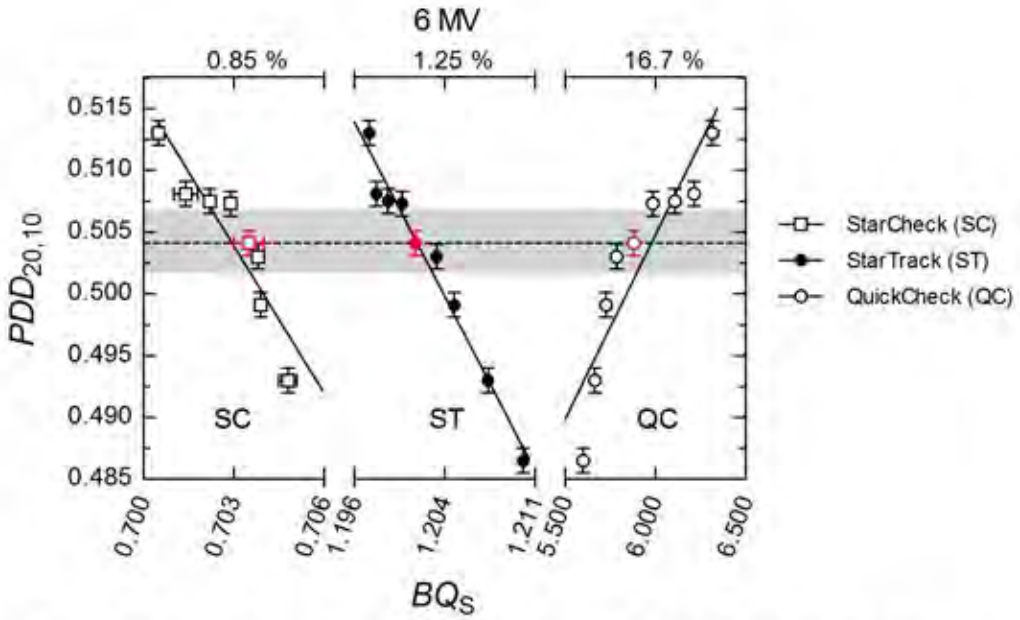


Figura 1. Valores de $PDD_{20,10}$ frente a BQ_S para el haz de 6 MV. Para los sistemas StarTrack y QuickCheck la incertidumbre en BQ_S es más pequeña que el símbolo usado para representar los puntos experimentales. Los puntos rojos corresponden a las calidades de referencia. El porcentaje mostrado en la parte superior es la anchura relativa del intervalo de BQ_S representado en la figura para cada dispositivo. Se muestran también la recta del ajuste y el intervalo de tolerancia del ±0.5%, representado por la banda gris. Las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura k=2.

	6 MV			15 MV		
	StarCheck	StarTrack	QuickCheck	StarCheck	StarTrack	QuickCheck
a	-3.9 ± 0.8	-1.88 ± 0.16	0.030 ± 0.003	-1.3 ± 0.3	2.7 ± 0.5	0.006 ± 0.001
b	3.23 ± 0.55	2.8 ± 0.2	0.326 ± 0.017	1.6 ± 0.2	-2.6 ± 0.6	0.474 ± 0.014
R^2	0.850	0.972	0.820	0.907	0.920	0.942
χ^2/ν	0.533	1.145	0.163	0.348	0.215	0.295
Sensibilidad (%)	91.7	99.7	99.3	97.6	99.9	99.1
Especificidad (%)	67.7	97.7	89.0	78.7	94.8	87.6
Eficiencia (%)	90.7	99.6	98.8	96.7	99.6	98.6

Tabla 1. En esta tabla se recogen los parámetros del ajuste lineal de la relación entre $PDD_{20,10}$ y BQ_S con sus correspondientes incertidumbres (k=2) y la bondad del ajuste, mediante el factor de determinación y el parámetro χ^2 por grado de libertad. También se muestran los valores de la sensibilidad, especificidad y eficacia obtenidos mediante métodos de simulación Monte Carlo.

ID: 01089
Tipo: Oral
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Dosímetros activos de PR en campos de radiación pulsada generados por láseres de femtosegundos

J. M. Álvarez[1] , R. Rodríguez [2] , J.F. Benavente[2] , J.M. Gómez-Ros[2] , M. Romero-Expósito[3] , I. Mantínez-Rovira[3] , C. Domingo[3] , C. Méndez[1] , G. Gatti[1] , L. Volpe[4] , L. Roso[1]

1) Centro de Láseres Pulsados (CLPU) 2) CIEMAT 3) Universidad Autónoma de Barcelona (UAB) 4) Universidad de Salamanca (USAL)

Introducción

En la actualidad, los pulsos de láser de alta potencia, enfocados sobre un medio material hasta intensidades extremas, son versátiles y poderosas fuentes de radiación y aceleración de partículas de altas energía. Estas fuentes han despertado un gran interés en los últimos años para el desarrollo de nuevas y prometedoras aplicaciones, de especial interés en el sector médico. Al mismo tiempo, han supuesto un nuevo reto para los sistemas convencionales de detección. Una característica exclusiva de la aceleración láser es la generación de pulsos de radiación extremadamente cortos. Un láser de fs (10^{-15}s) puede producir campos mixtos de radiación pulsada en esta misma escala de tiempos, presentando un gran desafío para su detección. En los últimos años, las técnicas de dosimetría convencionales están siendo utilizadas para medir estos campos, siendo los métodos pasivos los más utilizados y fiables. Por otra parte, los métodos basados en detectores activos que permiten un control dosimétrico en tiempo real, aún deben ser validados para estas escalas de tiempo. Un proceso de validación, así como la investigación de nuevos métodos activos de detección, es de gran importancia para garantizar, en última instancia, la seguridad y protección radiológica frente a estas nuevas fuentes de radiación dirigidas al campo de las aplicaciones médicas.

Objetivo del trabajo y aportación original

En la actualidad, casi todos los dosímetros de PR son probados en campos continuos, aunque vayan a ser usado en campos de radiación pulsada y, a pesar de ser conocido desde hace tiempo que los dosímetros activos pueden presentar deficiencias en campos de radiación pulsada (por ejemplo, pérdidas inducidas por el tiempo muerto del instrumento). Dado el notable crecimiento de aplicación de estos campos de radiación, han surgido los primeros estándares (ISO/TS 18090-1:2015), aunque sus especificaciones no son aplicables a pulsos ultracortos.
En éste trabajo presentamos las medidas realizadas con varios detectores activos y pasivos durante la puesta en marcha del acelerador láser-plasma VEGA-2 en el CLPU.

Material/Métodos

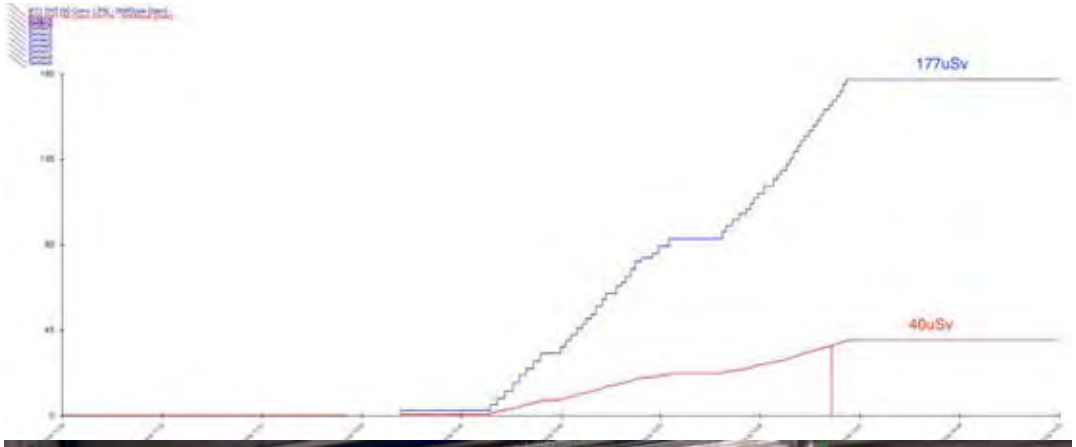
En la Sala de Experimentación del Láser VEGA se ha completado la instalación de uno de los aceleradores del CLPU. El acelerador VEGA-2 se encuentran en el interior de un recinto que lo blinda del exterior así como del resto del edificio, constituyendo un búnker (ver fotografía). Para focalizar el láser se instaló un espejo parabólico fuera de eje con 100cm de focal. A la distancia focal, dentro de otra cámara de vacío, se emplazó un sistema automático de alimentación sub-denso (jet de gas de helio). Junto a la cámara de interacción, y en sus proximidades, se ubicaron detectores pasivos (dosímetros TLDs del Servicio Dosimetría de Radiaciones del CIEMAT y detectores de trazas CR-39 de la UAB) así como dosímetros activos: cámaras de ionización, neutrón *rem-meter* y EPDs.

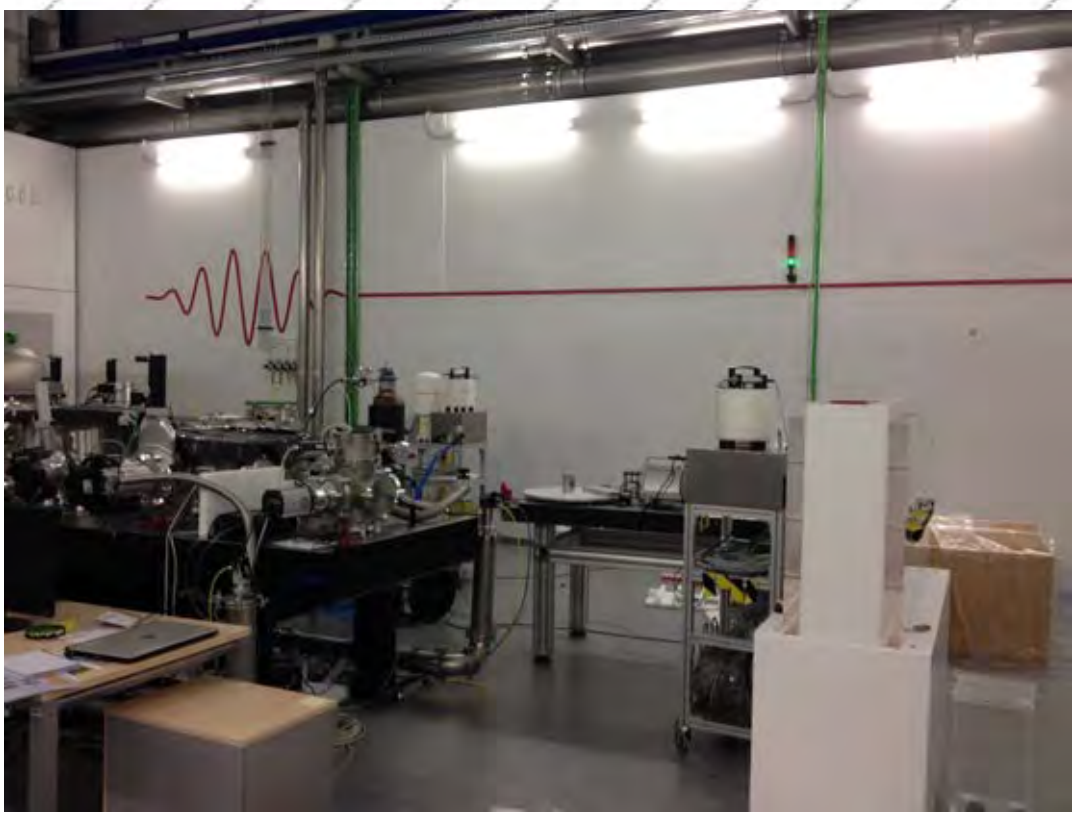
Resultados preliminares

Si bien el análisis de los datos recogidos durante la primera campaña experimental continua en proceso, en la figura se muestra la dosis total acumulada por las dos cámaras de ionización situadas en el interior de la Sala. En ambos casos, el valor proporcionado por el dosímetro activo está subestimado (20mSv) respecto a la medida obtenida con los dosímetros de área (TLDs) del Servicio de Dosimetría de Radiaciones del CIEMAT (197mSv y 60mSv).

Primeras conclusiones

Los resultados obtenidos apuntan hacia la idoneidad de las cámaras de ionización como dosímetros activos para realizar medidas en las proximidades de un acelerador láser-plasma. Sin embargo, entre otras cosas, es necesario investigar las causas de la subestimación de dosis.


177uSv
40uSv



ID: 01137
Tipo: Oral
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Maniquí para verificación dosimétrica en radioterapia externa fabricado mediante impresión 3D.

Pedro Collado Chamorro[1] , Victor Diaz Pacual[1] , Alejandro Vazquez Galiñanes[1] , Camilo José Sanz Freire[1]

1) Centro de Investigación Biomedica de la Rioja. (CIBIR).

Introducción.

En radioterapia externa se emplean maniquíes para realizar verificaciones dosimétricas.En muchos casos estos maniquíes son homogéneos y están compuestos por planchas de material plástico equivalente a agua, siendo los maniquíes con geometrías similares al paciente y heterogéneos mucho más costosos.

El objetivo del presente trabajo consiste en la fabricación de un maniquí heterogéneo, con una geometría obtenida a partir de un paciente real.

Así mismo se pretende estudiar la idoneidad de los materiales empleados en su fabricación, para la realización de cálculos dosimétricos en un sistema de planificación de radioterapia externa.

Material y métodos.

Para la fabricación del maniquí se ha empleado una impresora 3D modelo Prusa i3 Hephestos. Esta impresora puede realizar modelos tridimensionales con una resolución en el eje Z de 0.05 mm y 0.4mm en el plano transaxial, empleando una técnica de extrusión de plástico fundido. Esta técnica de construcción es una técnica aditiva, pues el modelo se construye añadiendo material, capa a capa.

El material empleado para la fabricación del maniquí es un plástico denominado PLA (ácido poliláctico). Este material tiene una densidad de 1.2-1.4g/cm^3 y una densidad electrónica relativa de aproximadamente 1.14.

Para simular hueso se emplea una silicona polimeralizable para impresiones dentales, habitualmente empleada para la realización de moldes en nuestro servicio.

Para la medida dosimétrica se emplea una cámara de ionización PTW 31010 semiflex de 0.125cm^3.

El diseño del maniquí se realiza a partir de un TAC de cabeza cuello de un paciente.

Posteriormente se realiza una segmentación del tejidos blandos sobre el mismo, empleando el programa ImageJ 1.48v. Se obtiene así un volumen que excluye de la imagen tanto hueso como cavidades aéreas. Está será el volumen que se fabricará mediante impresión 3D.

Dicha imagen se reformatea para obtener un espesor de corte de 5mm por imagen.

Estas imágenes se agrupan en segmentos de 10mm más uno de 20mm con una cavidad cilíndrica en su interior.

De cada una de ellas se extrae una superficie empleando el plugin de ImageJ 3D viewer, dichas superficies se exportan en el formato “stl binario”.

Para poder fabricar cada uno de estos bloques, que conformarán el maniquí, se emplea el programa Cura 15.04.6, el cual genera el código para la impresora 3D (gcode).

Se imprime con una altura de capa de 0.25mm a una velocidad de 20mm/s, tardándose unas 20-24horas para los

bloques de 1cm y unas 40horas para el bloque de 2cm.

Los huecos correspondientes a hueso se rellenan con la silicona polimerizable. Haber realizado el maniquí en bloques de 1cm facilita dicho proceso.

Se realiza un TAC al maniquí así construido empleando el protocolo habitual para pacientes de radioterapia de nuestro servicio.

Sobre el mismo se calculan dos planes de tratamiento, uno empleando un campo abierto y el otro empleando un campo modulado. Se emplea el planificador Eclipse 13.6 de Varian Médical Systems. Se calcula la dosis en el punto de referencia de la cámara, dentro del inserto que va introducido en el maniquí.

Ambos planes de tratamiento se irradian sobre dicho maniquí en una unidad de tratamiento Clinac 2100C/D.

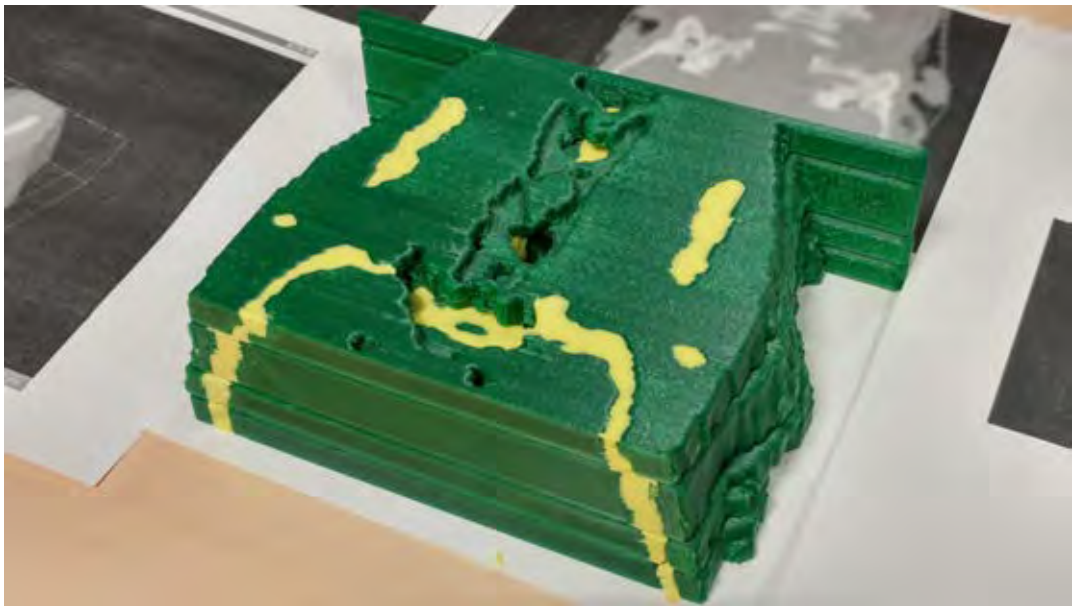
Resultados y conclusiones.

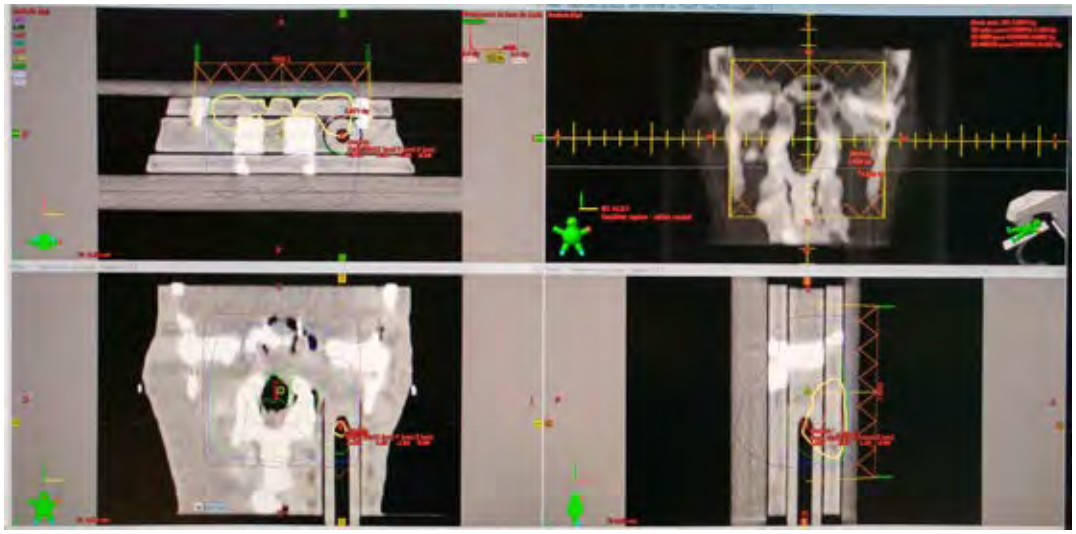
Del TAC realizado al maniquí se obtiene un valor del número CT en torno a 100UH para el plástico (pla). Para la silicona empleada para simular hueso se obtiene un valor en torno a 780UH.

En cuanto a las medidas dosimétricas, se obtiene una diferencia entre la dosis calculada con el planificador y la medida con cámara de ionización de un 1.5% para el campo abierto y de un 2.7% para el campo de IMRT.

Podemos concluir que se ha conseguido diseñar y fabrica un maniquí heterogéneo con una geometría análoga a la de un paciente.

Este maniquí puede ser empleado para la realización de verificaciones dosimétricas en radioterapia externa.





ID: 01234
Tipo: Oral
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Caracterización de los dosímetros de lectura directa RaySafe i2 para intervencionismo

Merce Ginjaume[1] , Roberto M. Sánchez[2] , Luis Alejo[4] , José Miguel Fernández[2] , Eva Corredoira[4] , Jose Bayón[4] , Luisa Mota[1] , Antonio Serrada[4] , Eliseo Vañó[3]

1) Institut de Tècnique Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya 2) Hospital Clínico San Carlos 3) Servicio de Universidad Complutense de Madrid 4) Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz

1. Objetivo

Los dosímetros personales de lectura directa (DLD) son de gran ayuda para llevar a cabo la vigilancia ocupacional del personal y para optimizar la protección radiológica de los trabajadores. Sin embargo, su utilización en el ámbito sanitario es todavía escaso. Algunos de los motivos de su reducida implantación son su coste, el no estar reconocidos como dosímetro legal y también algunas de sus limitaciones técnicas en los campos de radiación de interés en medicina. En particular puede destacarse la respuesta energética de algunos sistemas diseñados para medir sólo energías superiores a 60 keV y el hecho que en general no están preparados para medir en campos de radiación pulsada.

El objetivo de este trabajo es llevar a cabo la caracterización del RaySafe i2 en campos de radiación continua, radiación pulsada de calidad metrológica y también durante la práctica clínica, comparando sus prestaciones con sistemas pasivos acreditados y con otros DLDs.

2. Métodos.

El trabajo que se presenta corresponde a la contribución española en un proyecto internacional sobre la caracterización de 10 tipos de DLDs y la participación de 14 países. La caracterización se ha llevado a cabo en Laboratorios acreditados de acuerdo con las normas ISO e IEC correspondientes. En el caso de las medidas en hospitales se ha tratado de mejorar los resultados presentados en estudios anteriores, en los que se habían observado diferencias entre +40% y -10% entre dosímetros activos y pasivos. Para ello se ha seguido un protocolo común para todos los participantes: se ha utilizado un único tipo de dosímetro pasivo suministrado por el IRSN, para cada tipo de DLD se ha preparado un soporte que asegura una buena reproducibilidad en el posicionamiento de ambos dosímetros, se ha efectuado un seguimiento de entre 4 y 2 trabajadores por centro hospitalario y se han realizado series de 3 medidas con dosis integradas de como mínimo 300 µSv por medida.

3. Resultados preliminares.

Los resultados en Laboratorio con campos de radiación continua ponen de manifiesto una buena respuesta del sistema RaySafe en las calidades de rayos X, mientras que el sistema sub-estima la dosis equivalente para la energía del Cs-137. También se ha observado que la variabilidad entre distintas unidades de este modelo es del

orden de 10%, valor que es superior al de otros DLDs.

Se han completado las medidas de lectura directa en dos hospitales españoles, en los que han participado 9 profesionales de los ámbitos de la radiología, cardiología y neurorradiología intervencionistas. La evaluación de los dosímetros pasivos y las calibraciones con radiación pulsada están en curso.

4. Originalidad e interés del trabajo.

La principal originalidad del estudio es por una parte la caracterización de estos equipos en instalaciones metrológicas con haces de radiación pulsada y por otra el diseño del protocolo de medida en hospitales. Dicho diseño debe permitir mejorar la calidad y estadística de las medidas obtenidas.

El análisis de los resultados ofrecerá un conocimiento completo sobre la funcionalidad del equipo RaySafe y también debe permitir poder identificar el tipo de calibraciones más adecuadas para los DLDs que deban utilizarse en intervencionismo.

ID: 01329
Tipo: Oral
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Obtención de Factores de Corrección a partir de Monte Carlo para dosimetría portal con EPID

Sergio GArcía Gómez[1] , Ana Rita Barbeiro[4] , Elisa Jiménez Ortega[4] , Jose Antonio Baeza[5] , Ana Ureba[3] , Santiago Velázquez Miranda[7] , Rafael Linares[8] , Héctor Miras del Río[6] , Antonio Leal Plaza[2]

1) Servicio de Radiofísica Hospital Universitario Nra Sra de Candelaria, Tenerife 2) Depto Fisiología Médica y Biofísica Universidad de Sevilla, Sevilla/ Instituto de Biomedicina de Sevilla, IBIS, Sevilla 3) Medical Radiation Physics, Stockholm University, Karolinska Institutet, Estocolmo, Suecia/Depto Fisiología Médica y Biofísica Universidad de Sevilla, Sevilla 4) Depto Fisiología Médica y Biofísica Universidad de Sevilla, Sevilla 5) Dept Radiation Oncology Maastricht University Medical Center Maastricht / Depto Fisiología Médica y Biofísica Universidad de Sevilla, Sevilla 6) Servicio de Radiofísica Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla 7) Servicio de Radiofísica Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla 8) Servicio de Radiofísica Hospital Infanta Luisa, Sevilla

OBJETIVO

Convertir a dosis la imagen obtenida en EPID durante la irradiación de campos de IMRT y VMAT para, posteriormente, inferir la dosis recibida por el paciente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las imágenes proporcionadas por los EPID no son Imágenes de dosis. En este trabajo se ha obtenido un factor de calibración Gris-Dosis que convierte los grises de la imagen a dosis obtenida en el EPID. Posteriormente, se ha obtenido un factor de conversión Dosis Gadox a Dosis Agua que da cuenta de la diferente deposición de energía entre una capa de Oxisulfuro de Gadolinio respecto a una capa de Agua.

Obtención de Factores de corrección

Mediante simulación Monte Carlo del haz a lo largo de la cabeza del acelerador, se calculó la dosis que se depositaría en el EPID con un campo homogéneo. Se tomaron imágenes con el EPID tras irradiación de ese mismo campo, generándose un factor de conversión Gris-Dosis. Por otro lado, se calculó un factor Dosis-Gadox_Dosis-Agua, calculando con Monte Carlo la dosis en la capa de Oxisulfuro de Gadolinio(Gadox) y sustituyendo el Gadox por agua en la modelización de la geometría para la simulación del transporte del haz.

En la simulación Monte Carlo para el factor Gris-Dosis se lanzaron 10? partículas, y 4·10? para las simulaciones para obtener el Factor Dosis-Agua_Dosis-Gadox.

Adquisición y procesamiento de imágenes

Se adquirieron imágenes de campos de IMRT y de VMAT con el EPID y con películas radiocrómicas EBT3.

Para los campos de IMRT se interpuso el maniquí cilíndrico QuAArC, desarrollado por el grupo de Física Médica de la Universidad de Sevilla, en el camino del haz, centrado con el eje en el isocentro del acelerador. Se situaron

películas radiocrómicas en la parte superior del EPID bajo 2 cm de agua sólida. Posteriormente se realizó un análisis Gamma (tanto 3mm-3% tomando el Máximo de dosis, como 2mm-2% tomando la dosis local).

En el caso del tratamiento con VMAT se utilizó el mismo esquema experimental que en el caso de la IMRT, con la salvedad que se interpuso un maniquí antropomórfico con heterogeneidades RANDO, centrado en el isocentro. Se obtuvo mapa Gamma con el mejor ajuste posible entre la imagen obtenida en la EBT y la del EPID (sin factor Gris-Dosis, con Factor Gris-Dosis y finalmente con Factor Gris-Dosis y Agua-Gadox). El software de análisis fue el software comercial Verisoft de PTW.

RESULTADOS

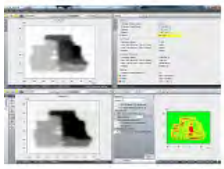
La comparación de las distribuciones Gamma muestran la mejora que introducen los Factores obtenidos (sobre todo en la métrica Gamma 2%-2 mm DTA). En el caso de uno de los campos de IMRT se pasa de un 87,1% de puntos con Gamma< 1 (Gamma 2%-2mm) para las imagen sin corregir a un 96% para la corrección Gris-Dosis y un 97,5% cuando se consideraban ambos factores. En el caso del tratamiento con VMAT, se pasó de un 93,4 % de puntos con Gamma < 1 para la imagen sin corregir a un 94,8% para la imagen corregida por el Factor Gris-Dosis y al 96,3% aplicando los dos factores de corrección. En las figuras 1 y 2 se comparan las imágenes EPID sin ninguna corrección (izquierda), corregidas con el factor Gris-Dosis (centro) y corregidas por el factor Gris-Dosis junto con el factor de conversión Dosis en Gadox-Dosis en Agua (derecha), para el campo de IMRT y el tratamiento acumulado de VMAT, respectivamente.

El análisis gamma reveló un grado de mejora con las correcciones, más significativas en regiones más alejadas del eje central, allí donde se esperan mayores discrepancias en la imagen de EPID, tal como se ha descrito en la literatura.

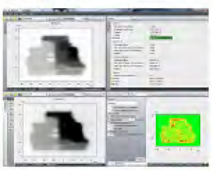
CONCLUSIONES

A través del modelo basado en Monte Carlo pueden establecerse factores de corrección a la imagen EPID para convertirla en una medida dosimétrica. A pesar de que estos factores son específicos del acelerador lineal y del sistema EPID empleados, y de que las simulaciones resultan muy exigentes computacionalmente, sólo han de calcularse una vez y resultarían estables para su aplicación rutinaria.

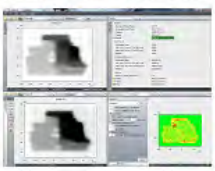
Sin Factor de corrección



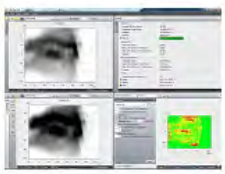
Factor Gris-Dosis



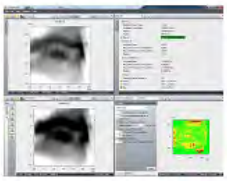
Factor Gris-Dosis+Dosis Agua-Dosis Gadox



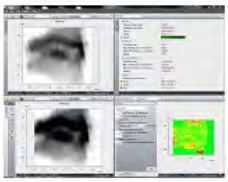
Sin Factor de corrección



Factor Gris-Dosis



Factor Gris-Dosis+Dosis Agua-Dosis Gadox



ID: 01410
Tipo: Oral
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

DOSÍMETRO ELECTRÓNICO. SOLUCIÓN INNOVADORA PARA LA EVALUACIÓN DE DOSIS A TRABAJADORES DE CATEGORÍA B

JUAN MANUEL CAMPAYO ESTEBAN[1] , JOSE IGNACIO ROSELLO GARCIA[1] , BENJAMIN MORA BASTIDA[1]

1) GDES INNOVATION

1. OBJETIVO

El sector de la dosimetría continúa utilizando unos aparatos y procesos de medida que, aunque fiables, van cayendo en la obsolescencia ante el avance tecnológico global en el que nos encontramos.

Ante esta situación, GDES-Innovation ha desarrollado un nuevo tipo de dosímetro electrónico cuya misión principal es ofrecer una solución tecnológica e innovadora para el control dosimétrico de los trabajadores de categoría B expuestos a radiaciones ionizantes en sus puestos de trabajo, aumentando la rapidez de respuesta y la seguridad en el uso de aparatos de rayos X, y fomentando de esta forma la evolución tecnológica en el sector.

La visión del proyecto es cambiar el paradigma de la lectura dosimétrica, y los procesos clásicos de medición de radiaciones.

A día de hoy los servicios de dosimetría oficiales utilizan preferentemente la tecnología TLD para el control dosimétrico de los trabajadores expuestos de categoría B: sistema analógico de recogida de dosis mediante un cristal termoluminiscente.

2. DOSÍMETRO

Se ha diseñado y construido un dosímetro, de bajo coste, capaz de funcionar de forma autónoma durante más de 7 días o ser alimentado eléctricamente de forma ininterrumpida, resistente a salpicaduras y esterilizable.

El dosímetro desarrollado por GDES-Innovation cuenta con comunicación bluetooth o wifi, de manera que la información es remitida por el equipo de medida a una unidad externa..

La comunicación vía internet ofrece la posibilidad de conocer los datos del dosímetro de una forma rápida, de tal modo que los resultados no han de esperar al envío mensual y lectura del mismo como en el caso de los TLD’s.

Se muestra a continuación una imagen con la base para la recarga y unos dosímetros.

Algunos datos técnicos relevantes del dosímetro en su estado actual son los siguientes:

- Procesa y almacena la información en memoria interna (dosis, históricos, usuario, alarma)
- Base de carga por inducción. Autonomía 1 semana.

- Envío de datos por bluetooth, Wifi.
- Respuesta energética para radiación fotónica desde 30 Kev a 1.5 Mev.
- Rango de tasa de dosis detectable. 0.001 - 500 mSv/h
- Calidades de radiación: Gamma, Rayos X y radiación pulsada.
- Límite inferior de detección: 0.005 mSv
- Rango útil de medida de dosis: 5 µSv – 5 Sv.
- Tamaño referencia del prototipo: Tamaño TLD.
- Peso actual prototipo: 45 gramos.

Aplicación software para la gestión de la información dosimétrica online.

3. RESULTADOS

El dosímetro fabricado se ha estado testeando en el laboratorio desde marzo de 2015, cuando se montaron las primeras unidades. Han sido sometidos a ensayos de integridad y operatividad, habiendo mantenido sus características durante más de18 meses.

En la tabla de más abajo se muestran los resultados obtenidos. Para cada punto de calibración, se indica en primer lugar el valor de la tasa de dosis impartida.

4. CONCLUSIONES

Se dispone de un instrumento de medida que puede ser calibrado en términos de H*(10) o Hp(10) para la vigilancia dosimétrica de trabajadores expuestos.

El dispositivo dispone de capacidades operativas que le hacen apto para su uso en dosimetría externa de radiaciones para trabajadores expuestos de categoría B.



	Valor del laboratorio		Lectura equipo[1]	Factor de calibración	
Calidad	Tasa de dosis	Dosis	L ± U(L)[2]	N	U(N)[3]
^{137}Cs	30.0 mSv/h	3 000 µSv	3 060 ± 60 µSv	0.98	5.2
	1.00 mSv/h	100 µSv	94 ± 2 µSv	1.06	5.3
	100 µSv/h	10.0 µSv	9.2 ± 0.3 µSv	1.09	6
^{60}Co	42.9 µSv/h	4.29 µSv	4.2 ± 0.2 µSv	1.02	7
N - 80	1.05 mSv/h	69.7 µSv	83 ± 3 µSv	0.84	6

1. Las lecturas se han corregido por el tiempo de irradiación indicado en el cronómetro del laboratorio y se han normalizado por el tiempo nominal de irradiación.
2. En el cálculo de U(L) se ha considerado la desviación típica de las lecturas y la componente asociada a la resolución del equipo.
3. En el cálculo de U(N) se ha considerado la incertidumbre asociada al valor medio de las lecturas del equipo, la componente asociada al posicionado del equipo en el haz de radiación y la componente asociada al valor de referencia del laboratorio.

ID: 00843
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Simulación Monte Carlo de placas oftálmicas de rutenio incluyendo el espectro gamma del Pd-106

Marcelino Hermida López[1] , Lorenzo Brualla Barberà[2]

1) Servei de Física i Protecció Radiològica, Hospital Universitari Vall d'Hebron, Institut de Recerca (VHIR), Universitat Autònoma de Barcelona (Barcelona) y NCTeam, Strahlenklinik, Universitätsklinikum Essen (Essen, Alemania) 2) NCTeam, Strahlenklinik, Universitätsklinikum Essen (Essen, Alemania)

Objetivo:

Los radioisótopos ^{106}Ru y ^{106}Rh presentes en las *placas oftálmicas de rutenio* son emisores beta puros. El ^{106}Ru decae al estado fundamental del ^{106}Rh. Cuando el ^{106}Rh decae al ^{106}Pd, lo hace con una cierta probabilidad a estados excitados del ^{106}Pd, que al desexcitarse emiten rayos gamma. Este espectro gamma se ha ignorado en todas las publicaciones de simulación Monte Carlo de estas placas, asumiendo que su contribución a la distribución de dosis era despreciable. Esta suposición es una aproximación que ninguna publicación ha justificado cuantitativamente. En este trabajo valoramos la influencia del espectro gamma del ^{106}Pd en los resultados de la simulación Monte Carlo de placas de rutenio.

Material y métodos

Los datos de geometría y composición se tomaron del manual de las placas (Eckert & Ziegler BEBIG, GmbH. Berlín) y del ICRU Report 72. El espectro beta del ^{106}Ru no se consideró debido a su baja energía (E_{max}=37.4 keV). El espectro beta del ^{106}Rh, cuya energía media es 1.4 MeV, se tomó del ICRU Report 72. Se consideraron las componentes gamma del ^{106}Pd con energías mayores de 10 keV y con probabilidades de emisión de más del 0.1%. Usamos el código Monte Carlo PENELOPE 2014 para simular las placas CCA, CCX, CCC y CIA. Para poder comparar, usamos los mismos parámetros de simulación de una publicación anterior donde obtuvimos las distribuciones de dosis sin tener en cuenta el espectro gamma del ^{106}Pd. Para obtener una baja incertidumbre estadística a una gran distancia de la placa con estos parámetros, usamos el programa auxiliar *penmain-sum*, distribuido con PENELOPE 2014, que combina los resultados de ejecuciones independientes de una misma simulación. Generar manualmente los archivos para múltiples ejecuciones independientes del mismo problema es un proceso tedioso y propenso a errores. Por ello desarrollamos con MATLAB una herramienta de *software* llamada MUSIMAN (MUltiple SImulations MAnagement) que facilita la paralelización del cálculo. El paquete MUSIMAN: (i) crea los archivos necesarios para un número arbitrario de ejecuciones independientes de la misma simulación; (ii) inicia múltiples ejecuciones de la misma simulación simultáneamente; y (iii) prepara los archivos parciales para combinarlos con *penmain-sum*.

Resultados

La contribución del espectro gamma del ^{106}Pd en la curva de dosis en profundidad es despreciable a las profundidades de interés clínico, tal como se había asumido en la literatura (ver gráfica para resultados de la placa CCA, similares para las demás placas estudiadas). La dosis a distancias a partir de ~17 mm desde la superficie de la placa es unas 5 veces mayor cuando la contribución gamma se incluye en la simulación.

Conclusiones

Ignorar el espectro gamma del ^{106}Pd en la simulación Monte Carlo de placas de rutenio introduce errores en la

distribución de dosis irrelevantes para la práctica clínica. Sin embargo, para obtener resultados exactos en simulaciones a grandes distancias desde la superficie de la placa (cálculo de blindajes, dosis al personal, etc.), el espectro gamma debe tenerse en cuenta. Además desarrollamos una herramienta de software que facilita paralelizar el cálculo en simulaciones con PENELOPE 2014 que utilicen *penmain* como programa principal.

ID: 00878
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Dosimetría en piel en técnicas de IMRT y SBRT

Pablo Carrasco[1] , María Lizondo[1] , Carla Cases[1] , Paula Delgado-Tapia[1] , Nuria Jornet[1] , Teresa Eudaldo[1] , Artur Latorre-Musoll[1] , Agustí Ruiz-Martínez[1] , Maria Amor Duch[2] , Luis Muñoz[2] , Montserrat Ribas[1]

1) Servei de Radiofísica i Radioprotecció. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. 2) Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya.

Objetivos

El documento TG176 de la AAPM (2014) muestra ejemplos dramáticos de efectos no esperados en la piel para técnicas de radioterapia moderna. Este trabajo es parte de la puesta a punto de la DIV en piel mediante película radiocrómica EBT3 y tiene 4 objetivos:

I. Caracterizar la dosis piel en haces de RX de 6 y 15 MV.

II. Estudiar la medida de la dosis piel con película EBT3 para tratamientos de IMRT (*sliding windows*) y SBRT (>8 campos estáticos).

III. Cuantificar el efecto de la mesa de tratamiento.

IV. Estudiar la capacidad de un sistema de planificación (SP) para calcular la dosis piel.

Material/Métodos

Se ha determinado:

1. Influencia en la dosis piel de 3 factores (angulación, tamaño de campo y SSD) medida con película EBT3 y TLD. Se ha comparado con el SP.
2. Factor de corrección (FCp) para determinar la dosis a la profundidad ICRU de la piel (70µm) mediante EBT3 a partir de medidas de una cámara de extrapolación PTW23392. Se ha evaluado el impacto de fundas protectoras de polietileno de baja densidad (LDPE).
3. Mapas de dosis piel 2D en maniquí QUASAR mediante EBT3 para cuatro planes de tratamiento con varias dosis de prescripción (SBRT hepática [3X20Gy], SBRT pulmonar [3X18Gy], IMRT de mama [27X1.85Gy@mama; 27X2.44Gy@boost] e IMRT de ORL [33X2.12Gy@alto riesgo; 33X1.8Gy@riesgo medio; 33X1.6Gy@bajo riesgo]) y para dos tipos de mesa de tratamiento de Varian (*Exact Couch Top* e *IGRT Couch Top*).
4. Medidas sobre maniquí antropomórfico RANDO (tablero *Exact Couch Top*) con EBT3 para los mismos planes de tratamiento anteriores en puntos escogidos en función de los resultados del punto anterior.
5. Comparación de las medidas de los puntos 3 y 4 con la calculada a 1 mm de profundidad (máxima resolución del SP) por el algoritmo AAA en el SP Eclipse.

Resultados

1. Dosis piel: aumenta linealmente con el tamaño de campo, lentamente con la angulación hasta ángulos de 30º, rápidamente entre 60 y 80º (llegando a ser el triple para 15 MV respecto a una incidencia normal) y disminuye a 90º. SP no lo modela bien. No hay diferencias EBT3 *vs* TLD. La desviación de la dependencia de la dosis piel respecto del inverso cuadrado de la distancia es < 0.004% para 6 MV y 0.13% para 15 MV.
2. FCp = 0.71±0.04 (6MV) y 0.87±0.13 (15 MV). El efecto del LDPE es despreciable.
3. La Figura 1 muestra perfiles centrales a lo largo de los mapas de dosis piel 2D para los dos tableros estudiados con bandas de incertidumbre k=2. Las dosis medidas son similares para ambos tableros, excepto en zonas posteriores en contacto con la piel: el tablero *IGRT Couch Top* aumenta la dosis piel en más del doble en zonas amplias (>2cm). El efecto de la rejilla para el tablero *Exact Couch Top* es visible. La dosis máxima acumulada a lo largo del tratamiento para el tablero *IGRT Couch Top* excede la dosis a la que se esperan efectos deterministas en los casos de IMRT (Mama: 35.3±0.2 Gy, ORL: 41.98±0.17 Gy) pero no en los de SBRT (11.16±0.12 Gy para el caso hepático), y en ningún caso para el tablero *Exact Couch Top*.
4. y 5. La Figura 2 compara la dosis calculada a 1 mm con las medidas experimentales (EBT3) en diferentes puntos (ROI) sólo para el maniquí RANDO (no se muestran resultados del maniquí QUASAR en este resumen). La figura 2 muestra claramente discrepancias importantes entre el cálculo y las medidas experimentales. En general, para todas las técnicas el SP sobreestima la dosis respecto de las medidas.

Conclusión

- FCp es el único factor de corrección relevante para determinar la dosis piel con película EBT3.
- Es necesario tener en cuenta el efecto de la mesa de tratamiento ya que puede incrementar en más del doble la dosis absorbida en la piel en amplias zonas.
- Los tratamientos de SBRT planificados con >8 campos no suponen una dosis en la piel que supere el umbral para efectos deterministas, al contrario que los tratamientos de IMRT.
- El SP no calcula correctamente la dosis piel ni tiene herramientas adecuadas para evaluarla.

Financiado por la beca Proyectos Singulares 2015 de la AECC

Figura 1

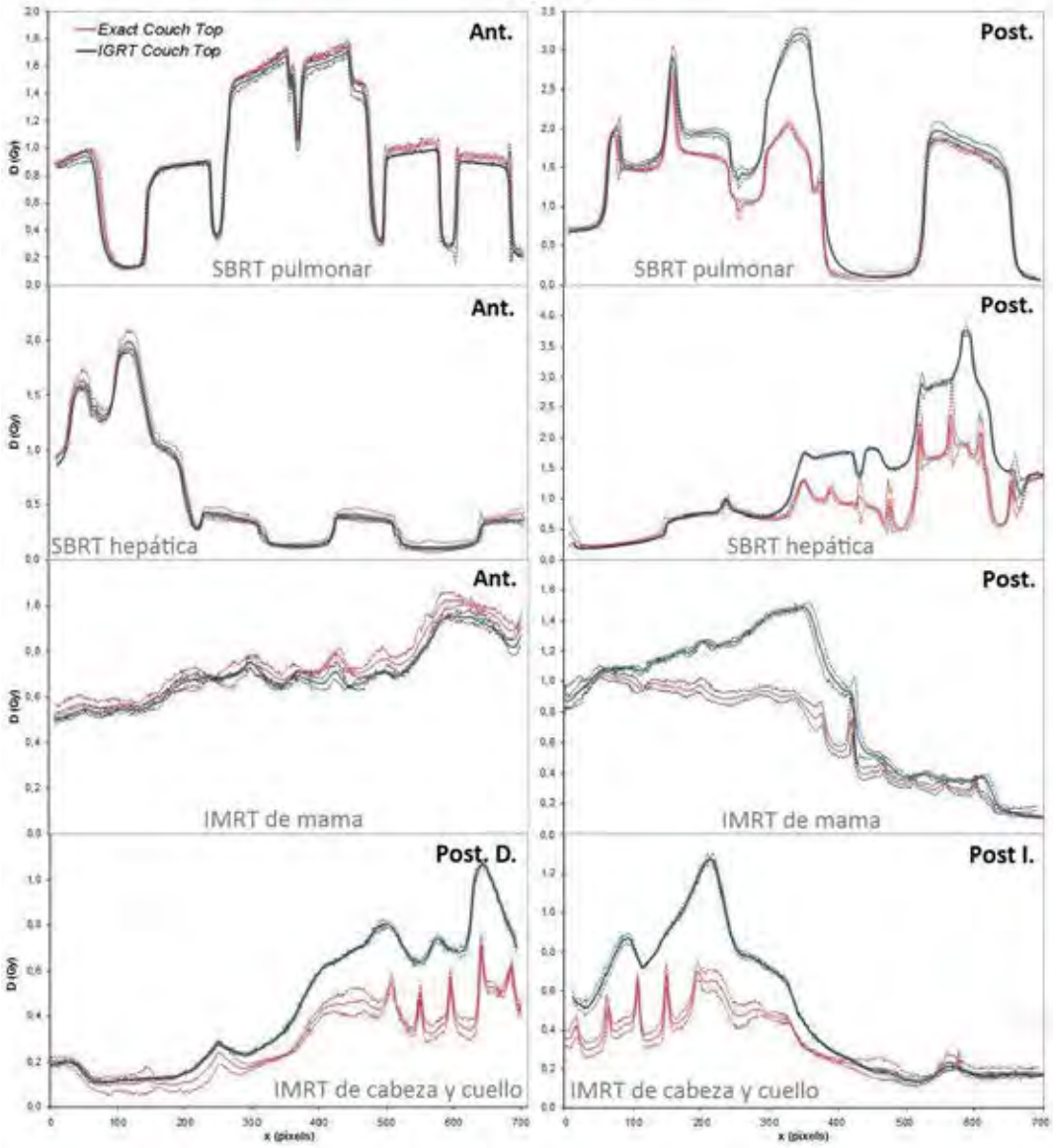
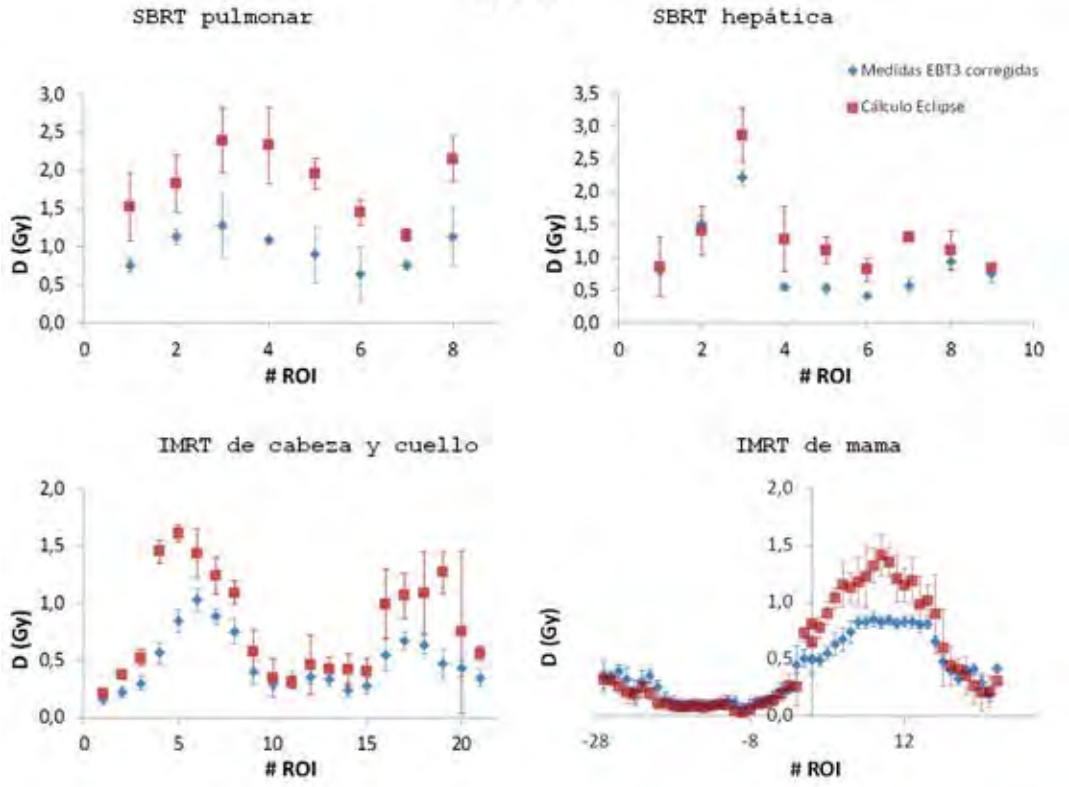

Exact Couch Top
IGRT Couch Top
Ant.
Post.
SBRT pulmonar
SBRT pulmonar
Ant.
Post.
SBRT hepática
SBRT hepática
Ant.
Post.
IMRT de mama
IMRT de mama
Post. D.
Post I.
IMRT de cabeza y cuello
IMRT de cabeza y cuello
D (Gy)
x (pixels)

Figura 2


SBRT pulmonar
SBRT hepática
Medidas EBT3 corregidas
Cálculo Eclipse
D (Gy)
ROI
IMRT de cabeza y cuello
IMRT de mama

ID: 00948
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

EVALUACIÓN DEL IMPACTO DE LOS MODELOS DE CALCULO 3D EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACION HEPATICA CON 90Y

VERONICA MORAN [1] , ELENA PRIETO[1] , P. BORJA AGUILAR[1] , ARANTXA ZUBIRIA[1] , LIDIA SANCHO[1] , MACARENA RODRIGUEZ-FRAILE[1] , LUIS-ISAAC RAMOS-GARCIA[1] , EDGAR. F. GUILLEN[1] , JOSEP M. MARTI-CLIMENT[1]

1) CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

Introducción

La radioembolización hepática (RE) es una modalidad terapéutica para tumores hepáticos que consiste en la administración de microesferas marcadas con ^{90}Y.

Los modelos multicompartimentales que se utilizan para el cálculo de dosis de este tipo de tratamientos están evolucionando hacia la dosimetría tridimensional a nivel de vóxel (método de convolución con un kernel de dosis (DPK) y método de deposición local (LDM)).

El **objetivo de este trabajo** es comparar los métodos DPK y LDM, y evaluar su impacto en los parámetros dosimétricos de mayor interés. Asimismo, se estudiarán las diferencias con el modelo de partición en base a la dosis promedio.

Material y Métodos

Se evaluaron retrospectivamente 8 pacientes tratados con RE, que fueron sometidos a una evaluación previa con macroagregados de albúmina (MAA) marcados con ^{99m}Tc. Se incluyeron aquellos pacientes con menos de 5 lesiones, y cuya vía de administración de los MAA fuese la misma que la del tratamiento. La actividad de ^{90}Y a administrar se calculó aplicando el modelo de partición de forma tal que el tumor recibiera la mayor dosis absorbida posible, respetando los límites establecidos para pulmón e hígado sano.

Se ha desarrollado un algoritmo en Matlab que permite obtener la imagen paramétrica 3D de dosis, los histogramas dosis volumen y los parámetros dosimétricos de mayor interés para cada uno de los métodos de cálculo (LDM o DPK). Se evaluaron las diferencias existentes entre ambos, tanto en hígado sano como en los tumores. Asimismo se evaluaron las diferencias de dosis absorbida promedio entre los modelos 3D y el modelo de partición.

La comparación entre los diferentes métodos dosimétricos se realizó mediante un test de Wilcoxon para datos emparejados. La significación estadística se consideró con un valor $p < 0,05$.

Resultados

Las dosis absorbidas promedio para los 8 pacientes, obtenidas para los métodos DPK, LDM y partición se recogen en la figura 1A (hígado sano) y 1B (tumores). Las diferencias entre LDM y DPK, LDM y partición, y DPK y partición son estadísticamente significativas tanto en hígado sano ($p =0,0116$, $p=0,0117$, $p=0,0117$) como en tumores ($p =0,0023$, $p=0,0357$, $p=0,0357$).

Las diferencias en porcentaje entre el modelo de partición y los métodos de dosimetría 3D (44% en hígado sano y 77% en metástasis) son mucho mayores que las diferencias entre los modelos LDM y DPK (menores al 1,5 %).

En la taba 1 se recogen las diferencias promedio porcentuales en los diferentes parámetros dosimétricos para los

métodos LDM y DPK con su desviación estándar. Los parámetros de interés en el hígado sano: (D_{50}, $D_{mín}$, D_{25}, y $V_{50\%}$) son menores cuando se aplica LDM. Para los tumores, la dosis mínima es menor cuando aplicamos el método LDM.

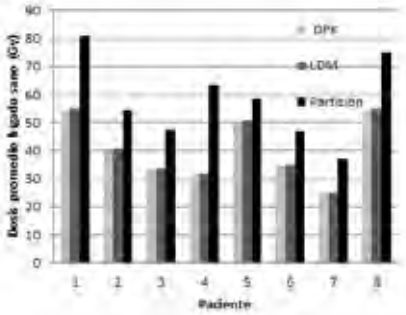
Existen diferencias estadísticamente significativas entre los métodos LDM y DPK en los siguientes parámetros dosimétricos: para el hígado sano D_{media}, $D_{máx}$, D_{25} y $V_{50\%}$; y para los tumores D_{media}, $D_{máx}$, $D_{mín}$ y D_{70}.

Conclusión

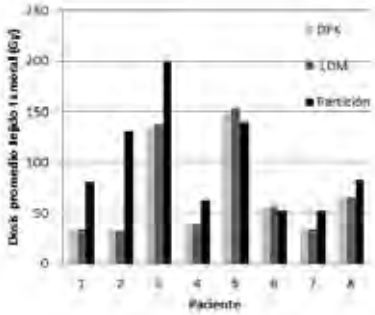
El método de partición sobrestima tanto la dosis en tumor como la dosis en hígado sano. Existen diferencias estadísticamente significativas entre los métodos DPK y LDM; aunque, porcentualmente y teniendo en cuenta las incertidumbres que implica el cálculo de dosis, son clínicamente asumibles.

	ΔD_{media} (%)	ΔD_{50} (%)	$\Delta D_{máx}$ (%)	$\Delta D_{mín}$ (%)	ΔD_{25} (%)	$\Delta V_{50\%}$ (%)	ΔD_{70} (%)
Hígado Sano	1,1 ± 0,2 p=0,0116	-3,9 ± 4,6 p=0,1065	7,0 ± 2,3 p=0,0117	-2,7 ± 5,2 p=0,3173	-4,1 ± 5,7 p=0,0487	-15,5 ±7,6 p=0,0116	-
Metástasis	1,3 ±2,4 p=0,0023	1,9 ± 2,1 p=0,1477	6,0 ± 3,8 p=0,0009	-7,3± 8,9 p=0,0072	-	-	2,4 ± 2,6 p=0,0072

1A


DPK
LDM
Partición
Dosis promedio hígado sano (Gy)
Paciente

1B


DPK
LDM
Partición
Paciente

ID: 00963
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Radioterapia con minihaces de hadrones: estudio de viabilidad en HIT (Heidelberg Ion-Beam Therapy Center)

Immaculada Martínez-Rovira[1] , Wilfredo González[2] , Stephan Brons[3] , Yolanda Prezado[2]

1) Grup de Recerca en Radiacions Ionitzants (GRRI), Departament de Física, Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), Cerdanyola del Vallès, España 2) Laboratoire d'Imagerie et Modélisation en Neurobiologie et Cancérologie (IMNC), Centre National de la Recherche Scientifique (CNRS), Orsay, Francia 3) Heidelberg University Clinic, Heidelberg Ion-Beam Therapy Center (HIT), Heidelberg, Alemania

Introducción

Un tratamiento de radioterapia (RT) radical para los gliomas requeriría la deposición de altas dosis en el tejido sano circundante, produciendo efectos secundarios perjudiciales. Una posible solución es el desarrollo de nuevas técnicas de RT que emplean modos de irradiación radicalmente distintos a los de la RT convencional. Éste es el caso de la RT con minihaces (MBRT), que emplea un "peine" de haces de tamaño submilimétrico (500-700 ?m) para aprovechar las ventajas de los efectos de dosis-volumen (cuanto menor es el tamaño de campo, mayor es la tolerancia de los tejidos sanos). Los estudios biológicos con radiación sincrotrón (rayos X con una energía media de unos 100 keV) han mostrado un incremento notable de la dosis de tolerancia de los tejidos sanos (hasta 100 Gy), además de un retraso significativo en el crecimiento de tumores altamente agresivos utilizando irradiaciones entrelazadas [1-4].

Se podría obtener una mejora añadida combinando las ventajas de la MBRT con las de la hadronterapia. El uso de partículas cargadas pesadas (protones e iones pesados) y su alta precisión balística y eficacia biológica permitiría concentrar aún más altas dosis en el tumor, preservando el tejido sano circundante. Éste nuevo método se llama RT con minihaces de hadrones (*hadron MBRT*). El objetivo principal de este estudio es evaluar esta nueva modalidad con haces de carbono y oxígeno desde el punto de vista dosimétrico con el fin de verificar su viabilidad técnica para futuros estudios preclínicos.

Material/Métodos

Los minihaces de carbono y oxígeno fueron generados por medio de un colimador de tungsteno con aberturas de 700 ?m de ancho y un espaciado de 3500 ?m (ver Figura 1). Se realizaron evaluaciones dosimétricas con un tamaño total de campo de 15x15 mm^2 y un pico de Bragg extendido (SOBP) de 50 mm a 80 mm de profundidad en agua. Debido a las difíciles condiciones de medida asociadas al uso de tamaños de campo tan pequeños, se realizaron evaluaciones dosimétricas con dos detectores diferentes: el microDiamond PTW y películas Gafchromicas (EBT3). Las medidas se realizaron en un maniquí de agua y en placas de agua sólida. Como figuras de mérito, se evaluó la dosis absorbida en el centro del minihaz (dosis pico), en la región central entre minihaces (dosis valle) y su ratio (PVDR, *peak-to-valley dose ratio*). Se ha demostrado que este último tiene un papel fundamental en la respuesta biológica ya que valores altos del PVDR (con valles bajos) garantizan la preservación de los tejidos sanos.

Resultados

Los perfiles laterales de dosis obtenidos forman un patrón de picos y valles, demostrando la viabilidad de esta técnica (ver Figura 1). Los valores de PVDR obtenidos son muy elevados (alrededor de 60 en los primeros cm). El PVDR decrece progresivamente en profundidad, y toma un valor de 10 a 80 mm de profundidad. Los valores de PVDR en los tejidos sanos son superiores a los obtenidos en la MBRT estándar (con rayos X), para la cual se ha ya probado su eficacia biológica. Además, el uso de haces de partículas cargadas pesadas proporciona un beneficio adicional en términos de efectividad biológica en el tumor, y permite reducir las dosis en el tejido sano después del tumor. Los dos sistemas de detección empleados muestran un buen acuerdo, lo que demuestra la fiabilidad de la metodología usada.

Conclusión

Este trabajo representa el primer estudio dosimétrico experimental con haces submilimétricos de carbono y oxígeno. Los valores de PVDR obtenidos muestran el potencial de esta técnica de RT, que permitiría reducir los efectos secundarios en los tejidos sanos y que parece ser prometedora para el tratamiento de gliomas. No obstante, se requieren estudios biológicos para probar el potencial de esta innovadora propuesta radioterapéutica.

Referencias

[1] Dilmanian, Proc.Natl.Acad.Sci.USA 103 (2006); [2] Deman, Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys. 82 (2012); [3] Prezado, J.Synchrotron Radiat. 19 (2012); [4] Prezado, Radiat. Res. 184 (2015).



Figura 1. ***Izquierda.*** *Esquema del colimador usado para generar los minihaces.* ***Derecha.*** *Película radiocrómica que muestra el patrón de picos y valles obtenido en este tipo de técnicas de radiación espacialmente fraccionada.*

ID: 00997
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Cálculo Automático del Índice de Dosis SSDE

Javier García Ledesma[1] , David Hernández González[1] , Cristina Ansón Marcos[1] , Jorge Hernández Rodríguez[2] , Noelia Suárez Álvarez[2] , Paula García Castañón[1] , María Luisa España López[1]

1) Hospital Universitario de La Princesa 2) Hospital Universitario de Salamanca

Objetivo del Trabajo

Se ha elaborado una herramienta de cálculo automático del índice de dosis SSDE, mediante la implementación de un interfaz gráfico realizado en MATLAB R2016. Esta herramienta permite mediante segmentación automática establecer el contorno del paciente, obtener el diámetro geométrico efectivo y el diámetro equivalente efectivo en agua, en todos los cortes del estudio. A partir de estos datos y haciendo uso de los factores de conversión CTDIvol a SSDE se obtiene el índice dosimétrico SSDE. Además el interfaz gráfico nos posibilita visualizar en una gráfica, la variación del diámetro equivalente en agua, el diámetro geométrico efectivo y la modulación de la carga del CT, permitiéndonos evaluar el funcionamiento de la modulación de la carga en los diferentes cortes del estudio.

Materiales y Métodos

Para el cálculo de índice de dosis SSDE tal y como nos indica la AAPM, se necesita calcular el radio efectivo del paciente, mediante la utilización de uno de los siguientes métodos:

- Topograma
- Adquisición CT

En este trabajo se ha utilizado el segundo método de cálculo del índice SSDE, que evita las imprecisiones de magnificación, pero como gran desventaja frente al método anterior, requiere de la adquisición CT para poder calcular el índice.

El código ha sido realizado en MATLAB R2016a, hemos incluido un script que nos proporciona la lectura tanto de la matriz imagen, como de la cabecera DICOM de los ficheros exportados desde el escáner. Este script incluye la ejecución de un algoritmo básico de detección de bordes, que nos va a posibilitar la segmentación automática del cuerpo del paciente.

Para conseguir el diámetro geométrico efectivo, simplemente se obtiene el número de vóxeles que se encuentran dentro del cuerpo paciente, segmentado por la herramienta, y multiplicando por el área axial del vóxel.

La obtención del diámetro equivalente en agua efectivo lo conseguimos multiplicando el diámetro geométrico efectivo por la densidad másica media del cuerpo en ese corte, gracias al valor de unidad Hounsfield media de los vóxeles que se encuentran en el contorno cuerpo.

Gracias a los factores de conversión CTDIvol a SSDE, que nos relacionan ambos índices según el diámetro efectivo, podemos obtener el índice SSDE del estudio.

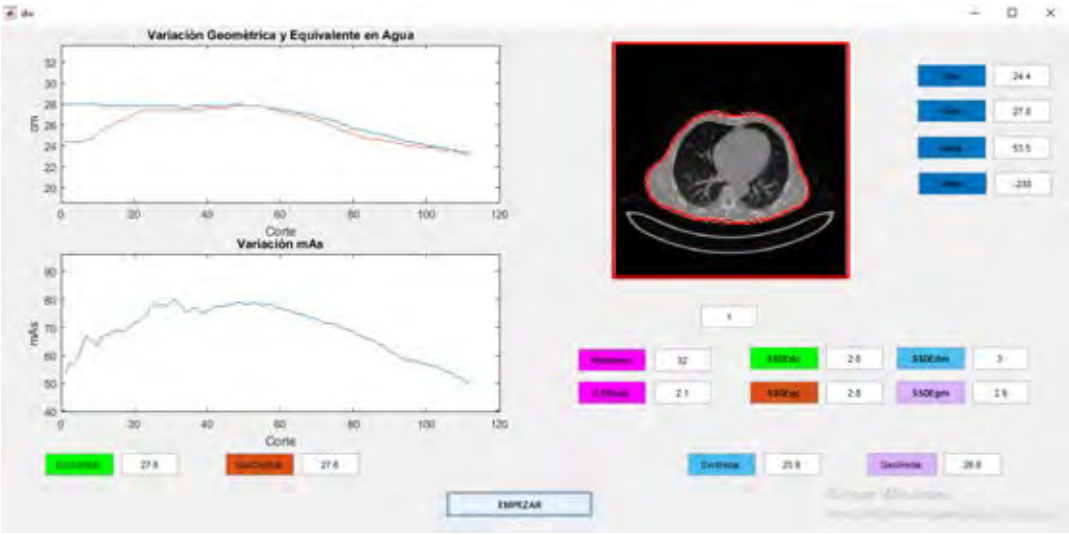
Este índice es presentado de cuatro formas distintas, calculado con la medida del diámetro geométrico efectivo y el diámetro equivalente efectivo en agua en el corte central del estudio y calculado con la medida del diámetro geométrico efectivo medio y el diámetro equivalente efectivo en agua medio en todo el estudio. Las últimas recomendaciones de la AAPM nos indican que se debería presentar el índice SSDE mediante el uso del diámetro equivalente efectivo en agua medio.

Resultados

La herramienta es capaz de realizar la segmentación automática del cuerpo del paciente en la mayoría de los estudios para todos los cortes. Sin embargo existen algunos estudios en los que en algunos cortes, la segmentación no es realizada de manera correcta, porque aparecen elementos en el campo de visión que provocan que el algoritmo no sea capaz de discernir el cuerpo del paciente. Una futura mejora para esta aplicación es la posibilidad de realizar una segmentación manual en los cortes, donde la segmentación realizada no sea la correcta.

Conclusiones

Futuras líneas de investigación que se abren, gracias a la elaboración de esta herramienta, es la de optimización de los protocolos de adquisición de distintos tipos de estudios y en especial en los estudios pediátricos. Otra posibilidad que nos brinda esta herramienta, es la de auditar el cálculo realizado del índice de dosis SSDE por diferentes sistemas que implementan este tipo de dato, como pueden ser sistemas de gestión de dosis o equipos CT modernos. Por otro lado también podemos comprobar que las distintas formas de calcular el índice SSDE en la mayoría de los estudios apenas existe una diferencia apreciable, pero en otros esta diferencia es significativa.



ID: 01028
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Verificación y comparación dosimétrica de distintos algoritmos de cálculo utilizados en RT externa

J A Vázquez Rodríguez[1] , M Fernández Montes[1] , R Fabregat-Borrás[1] , E Rodíguez Serafín[1] , S Ruíz-Arrebola[1] , M T Pacheco Baldor[1] , P J Prada Gómez[1]

1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, Santander

Objetivo:

El comisionado es una de las partes más importantes del programa de garantía de calidad de los sistemas de planificación de tratamientos (TPS) de radioterapia externa y del proceso de planificación, el cual, implica realizar la verificación dosimétrica de los algoritmos de cálculo pertenecientes a dichos sistemas. Para poder analizar la exactitud de estos algoritmos, existen publicaciones que constan de una serie de tests clínicos donde se comparan las dosis calculadas por los algoritmos de cálculo con la dosis medida experimentalmente. El objeto del estudio es evaluar los resultados de dichos tests para los diferentes algoritmos de cálculos existentes en nuestro centro.

Material y métodos:

Los algoritmos sometidos a estudio han sido Clarkson-Cunningham y Collapsed Cone Convolution Superposition (CCCS) de PCRT 3D v6.0.2 (Técnicas Radiofísicas), Collapsed Cone Convolution Superposition (CCCS) de PINNACLE3 v9.10 (Philips) y, por último, Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) y Acuros XB de Eclipse v13.6.23 (Varian).

Para su análisis se han realizado los ocho tests dosimétricos descritos en el documento IAEA TECDOC 1583 (Referencia 1), los cuales incluyen combinaciones de uno o varios haces conformados, distintos tamaños de campo, ángulo de gantry, colimador, mesa y cuña, todos ellos correspondientes a haces de fotones de 6 MeV.

Estos tests consisten en realizar una comparación entre la dosis calculada por el planificador evaluado y la dosis medida experimentalmente en distintos puntos del maniquí antropomórfico CIRS Thorax phantom Model 002LFC mostrado en la figura 1. Dicho maniquí permite evaluar el cálculo de dosis en material equivalente a agua, pulmón y hueso en distintos puntos de medida. La dosis predicha se calcula con cada uno de los algoritmos de cálculo estudiados a partir de un TC realizado al maniquí. Por otro lado, la medida de dosis experimental se realiza mediante una cámara tipo Semiflex de PTW insertada en los distintos orificios del maniquí antropomórfico correspondientes a los distintos puntos de medida descritos por cada test del documento.

Finalmente se calcula la diferencia porcentual entre la dosis calculada y la dosis medida para cada punto de medida de los ocho tests y se comparan estos resultados obtenidos con las tolerancias definidas por el documento TECDOC1583. Un total de 35 puntos de medida son evaluados.

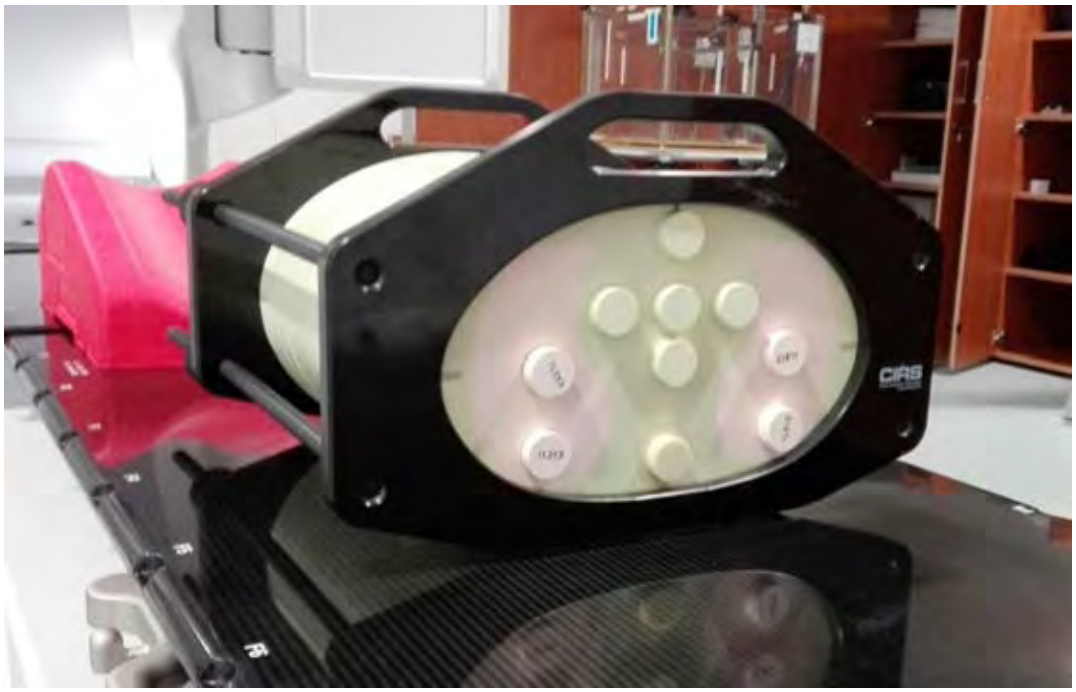
Resultados:

La tabla 1 muestra para cada algoritmo el promedio de las diferencias porcentuales entre la dosis calculada y la dosis medida para los 35 puntos de los ocho tests. Además, se muestran los promedios clasificando los puntos de medida según el material equivalente que se le asigna. Finalmente se muestra el porcentaje de puntos de medida cuya diferencia porcentual supera la tolerancia aceptada por el documento TECDOC1583.

Conclusiones:

Todos los algoritmos de cálculo evaluados presentan resultados similares tras el comisionado en puntos de medida homogéneos equivalentes a agua. Sin embargo, en aquellos puntos en el que el medio posee densidad distinta a agua se observa una discrepancia entre los distintos algoritmos, ofreciendo mayor exactitud respecto la dosis medida el algoritmo AXB_Dm del planificador Eclipse, tanto en medio equivalente a pulmón como equivalente a hueso.

[1] IAEA TECDOC No. 1583 Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques



		PCRT v6 Clarkson	PCRT v6 CCCS	Pinnacle CCCS	AAA	Acuros AXB_Dm
Promedio de las diferencias porcentuales (%)	Total	2,0	1,5	1,8	1,8	0,7
	Agua	1,1	1,2	1,0	1,7	0,7
	Pulmón	4,0	2,2	2,2	2,7	0,9
	Hueso	2,3	1,7	3,6	1,0	0,8
Porcentaje de puntos de medida que se encuentran fuera de tolerancia (%)		20,0	14,3	14,3	11,4	0,0

ID: 01064
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Dosis a pacientes en cardiología intervencionista. Niveles de referencia para diagnóstico

Roberto M Sánchez Casanueva[1] , Eliseo Vañó Carruana[3] , José Miguel Fernández Soto[2] , Jose Ignacio Ten Morón[1] , Xavier Pifarré Martínez[4] , José Manuel Oridales Solís[5] , Manuel F Rodríguez Castillo[6] , Paula García Castañón[7] , Francisco Carrera Magariño[8] , Patxi Rosales Espízua[9] , José Antonio Miñano Herrero[10] , Clara Delgado Soler[11]

1) Hospital Clínico San Carlos. Madrid. 2) Instituto de Investigación Sanitaria del Hospital Clínico San Carlos. Madrid. 3) Universidad Complutense de Madrid. 4) Hospital Puerta de Hierro. Madrid. 5) Hospital de Mérida. 6) Hospital Universitario de Valme. Sevilla. 7) Hospital de la Princesa. Madrid. 8) Hospital Juan Ramón Jiménez. Huelva. 9) Hospital de Basurto. Bilbao. 10) Hospital Reina Sofía. Córdoba. 11) Hospital Valle de Hebrón. Barcelona.

Introducción y objetivos:

El grupo de trabajo DOCCACI, impulsado por la Sección de Hemodinámica de la Sociedad Española de Cardiología, ha propuesto niveles de referencia para diagnóstico en los procedimientos más frecuentes de esta disciplina médica. En este trabajo se presenta la última revisión de valores de referencia propuestos para la angiografía coronaria (AC) y la angioplastia coronaria transluminal percutánea (ACTP).

Materiales y métodos:

El grupo DOCCACI está formado por 10 centros españoles que desarrollan las siguientes tareas:

1) Realizar pruebas de estado de los equipos de rayos-X de hemodinámica, consistentes en la verificación del medidor de kerma del equipo de rayos-X, la medida de la tasa de kerma en condiciones de referencia (20 cm PMMA) y una verificación de la calidad de imagen.

2) Obtención de valores de dosis a pacientes en procedimientos más frecuentes, ACs y ACTPs para un mínimo de 30 casos por procedimiento y sala de hemodinámica. Los participantes deberán aportar como mínimo los principales indicadores de dosis a los pacientes: Producto kerma área (PKA), tiempo de fluoroscopia, número de series de adquisición (cine) y número total de imágenes (cine).

Para calcular los valores de referencia propuestos, se han obtenido las medianas de los indicadores de dosis para cada equipo de rayos-X estudiado y posteriormente, se ha obtenido el tercer cuartil de esa distribución de medianas.

Resultados y discusión

En las tasas de kerma medidas en un maniquí de 20 cm de PMMA colocado en el isocentro, se observan importantes diferencias en todos los modos de adquisición de imágenes. En el caso del modo cine, hay un factor 5,6 de diferencia en el kerma de entrada/imagen entre los valores máximo y mínimo (en protocolos de cine a 15 imágenes/segundo). En este caso, la razón de esta gran diferencia se debe a que el equipo de menor kerma por imagen (0,03 mGy/img) posee un sistema de reducción de dosis, mientras que el otro equipo (0,17 mGy/img) no dispone de él. En otros modos de fluoroscopia las diferencias entre los valores máximos y mínimos en la tasa de kerma resultó ser de un factor entre 2,5 y 3,3.

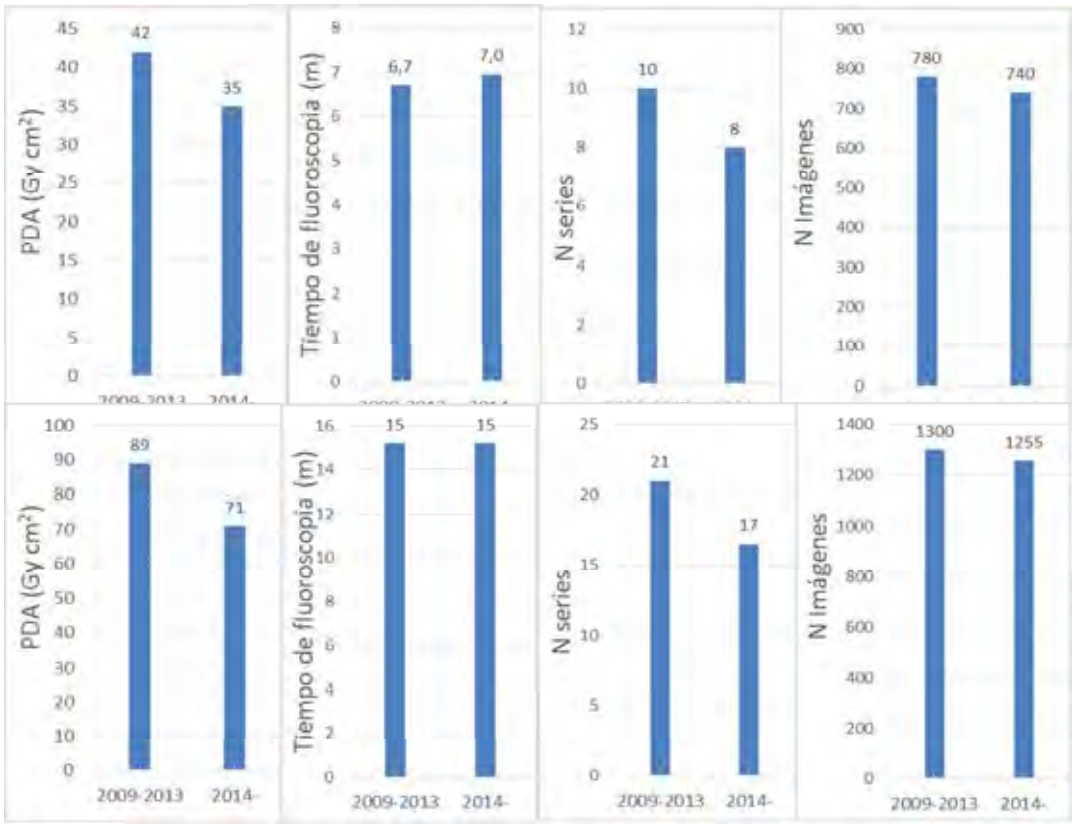
En algunos equipos fueron necesarias correcciones del 20% en los valores suministrados de PKA por los sistemas de medida incorporados en los equipos de rayos-X. En caso de que también se quieran corregir los valores de dosis por la atenuación de la mesa y de la colchoneta, teniendo en cuenta la calidad del haz y el ángulo de incidencia, este valor podría variar entre 0,5 y 0,9.

Desde el año 2009 hasta la fecha se han recopilado valores de dosis de más de 30000 procedimientos. Los niveles de referencia propuestos para el KAP y el AK_R son 35 Gy·cm^2 y 520 mGy para las ACs y 70 Gy·cm^2 y 1200 mGy para las ACTPs. Estos valores de KAP son menores que los publicados en la Unión Europea (RP-180 parte 2) de 60 y 100 Gy·cm^2 para AC y ACTP respectivamente.

En las figuras 1 y 2 se presentan los niveles de referencia de los principales indicadores de dosis a los pacientes, ordenados en dos períodos: 2009-2013 y desde 2014-en adelante. Se aprecia una reducción significativa de un 20% en el KAP tanto en ACs como en ACTPs. Dicha reducción puede deberse en parte a una mejora de la optimización de las prácticas motivada por la participación en este programa.

Conclusiones

La Sección de Hemodinámica de la Sociedad Española de Cardiología a través del grupo DOCCACI ha propuesto niveles de referencia para diagnóstico para los procedimientos más frecuentes de hemodinámica: las ACs y las ACTPs. Los valores de referencia propuestos para KAP son menores que los publicados en el entorno europeo. Desde el inicio del proyecto en 2009, se han detectado reducciones de un 20% en los valores de referencia de KAP. Dichas reducciones pueden deberse a una mejora de la optimización de las prácticas.



ID: 01065
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Simulación Monte Carlo en la nube de tratamientos de radioterapia con CloudMC

Héctor Miras del Río[1] , Rubén Jiménez Marrufo[3] , Álvaro Perales Molina[2] , Miguel Antonio Cortés Giraldo[2] , Rafael Arrans Lara[1] , Antonio Ortiz Lora[1] , José Macías Jaen[1]

1) Hospital Universitario Virgen Macarena 2) Universidad de Sevilla 3) Icinetic TIC SL

Objetivo: Se ha desarrollado en la aplicación en la nube CloudMC una solución para la simulación Monte Carlo (MC) de tratamientos completos de radioterapia (RT) de forma rápida, fácil y económica. Esta solución ha sido implementada en el proceso de verificación rutinario de tratamientos de IMRT de nuestro centro.

Material y métodos: CloudMC[1] es una aplicación web inicialmente diseñada por autores de este trabajo para disminuir los tiempos de cálculo de simulaciones MC mediante la paralelización de los cálculos en un clúster de máquinas virtuales que se crea a demanda sobre la nube de Microsoft®. En los últimos años la aplicación ha sido mejorada y actualizada para ofrecer la posibilidad de realizar verificación MC de tratamientos de RT completos. En la figura 1 se muestra un esquema de la arquitectura de la aplicación. La interfaz de usuario permite crear/configurar/editar un modelo de acelerador, que consiste en un conjunto de ficheros/programas para la simulación MC del acelerador y en una parametrización de los ficheros de entrada y salida para realizar las tareas de paralelización. Una vez creado el modelo de acelerador en CloudMC, para realizar una verificación MC de un tratamiento de RT tan solo es necesario proporcionar el conjunto de imágenes CT del paciente, el plan de tratamiento (RTPLAN) y la matriz de dosis (RTDOSE) exportados del sistema de planificación (todo en formato DICOM). Se han desarrollado nuevos métodos en CloudMC para realizar las siguientes tareas:

- Actualización de los parámetros geométricos en los ficheros de entrada para la simulación MC con la información contenida en el RTPLAN (posiciones gantry, colimador, MLC, isocentro, etc.).

- Distribución y paralelización de las simulaciones de los hazces/segmentos en el número de máquinas virtuales seleccionado por el usuario.

- Generación del maniquí de densidades/materiales a partir de las imágenes CT y la tabla de densidades/materiales–HU

- Procesado de los resultados generados en cada máquina virtual para proporcionar la matriz de dosis MC del tratamiento completo en formato RTDOSE.

- Herramientas visuales para evaluar la verificación MC: HDV, isodosis, etc.

Se han generado en CloudMC modelos MC de los aceleradores disponibles en nuestro centro, Siemens PRIMUS y Siemens ONCOR. La simulación consta de dos fases, una en la que se genera un espacio de fases a la salida del acelerador y otra en la que se lanza este espacio de fases sobre el maniquí de densidades del paciente. CloudMC está diseñado de forma que sea independiente del código MC. Se utiliza BEAMnrc+DOSxyz para las simulaciones del acelerador PRIMUS y GEANT4+PenEasy para ONCOR.

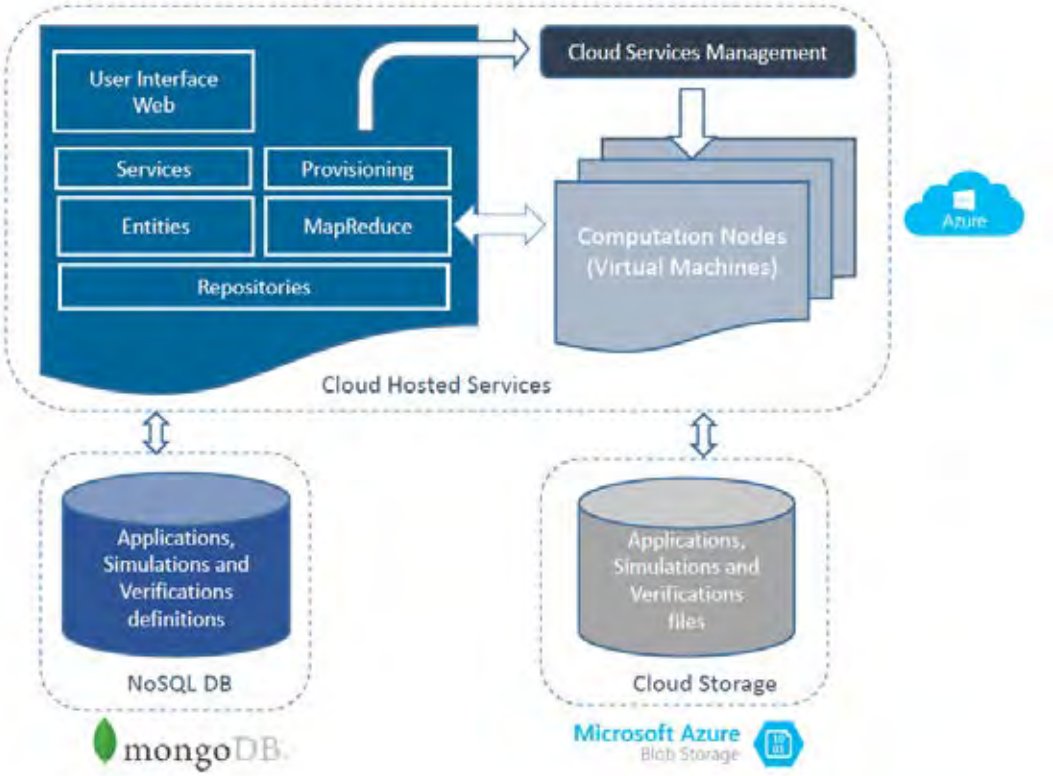
Resultados: Se ha introducido la verificación MC en la nube como parte del proceso de control de calidad pre-tratamiento de los tratamientos de IMRT que se administran en nuestro centro. Las simulaciones se lanzan con $2{\cdot}10^9$ historias y se distribuyen en 200 máquinas virtuales en la nube de 3.5GB de RAM. Las incertidumbres de las matrices de dosis resultantes ($2x2x5mm^3$ de tamaño de vóxel) es inferior al 1.5%. Los tiempos de cálculo típicos son 30-40min, que equivalen a más de 100h en una única CPU. La nube de Microsoft sigue un modelo de pago por consumo. El coste asociado a cada verificación MC realizada es inferior a 10€.

Conclusiones: El nuevo paradigma conocido como computación en la nube ofrece una serie de características que permiten resolver los principales problemas que hasta ahora estaban asociados al uso de algoritmos MC para

los cálculos de tratamientos radioterápicos: Tiempos de cálculo elevados, acceso a los recursos de hardware necesarios, etc. La solución presentada en este trabajo permite a cualquier usuario realizar cálculos de tratamientos de RT mediante simulación MC en cuestión de minutos sin más requerimiento que un terminal con conexión a internet.

Referecias

[1]H Miras, R Jiménez, C Miras, C Gomà. "*CloudMC: A Cloud Computing application for Monte Carlo simulation*" Phys. Med. Biol. 58 (2013) N125-N133



ID: 01068
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Optimización de los parámetros del modelado del MLC para VMAT en el TPS RayStation

Paula Monasor Denia[1] , Miguel Guasp Tortajada[1] , Natalia Montenegro Iglesias[1] , María del Carmen Castellet García[1] , Juan David Quirós Higueras[1]

1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

1. Objetivo y aportación original

El objetivo de este trabajo es el modelado del colimador multiláminas (MLC) en el sistema de planificación de tratamientos (TPS) *RayStation* v. 5.0 (*RaySearch Laboratories*) para optimizar los tratamientos de arco terapia volumétrica modulada (VMAT) en el acelerador *Synergy* (*Elekta*).

Pasar de tratamientos 3DRT-IMRT a VMAT requiere una modificación del modelado del MLC en el TPS.

El modelo de lámina redondeada de *RayStation* utiliza los parámetros *leaf-tip offset*, *leaf-tip width*, factor de transmisión medio y *tongue and groove*.

Éstos, se optimizan para conseguir: un ajuste correcto de los tamaños de campo dosimétricos, un correcto patrón de *picket-fence* y una correcta administración de tratamientos de VMAT.

Los parámetros obtenidos pueden servir como punto de partida para usuarios de *RayStation* y *Synergy*.

2. Métodos y materiales

El MLC del *Synergy* consta de 40 pares de láminas de 1 cm. La energía empleada en VMAT es de 6 MV.

Los parámetros de partida en la optimización son:

-Factor de transmisión medio: Medido con cámara tipo *Farmer* FG65-G (*Iba Dosimetry*) y promedio de medida posicionada en el centro del volumen activo y desplazada 0.5 cm longitudinalmente.

-*Leaf-tip width*: El TPS *RayStation* tiene en cuenta la transmisión de la radiación en la punta de la lámina con la raíz cuadrada del factor de transmisión promedio. El punto de partida de este valor corresponde al modelado del TPS para 3DRT-IMRT.

-*Leaf-tip offset*: La curvatura de las láminas se modelan con la siguiente expresión:
$x_{tip=}$xend+*offset*+*gain*$\cdot x_{end}$+*curvature*$\cdot x_{end}^{2}$
Partimos de los valores de *offset*, *gain* y *curvature* del modelado del TPS para 3DRT.

-*Tongue and groove*: El valor inicial se obtiene de la medida del espesor del efecto *tongue and groove* en el isocentro con película radiocrómica *Grafchromic* EBT2.

La optimización consistió en:

1.Modificar los parámetros de *leaf-tip* para conseguir que los tamaños de campo medidos y computados (definidos por el 50% de la dosis) por el TPS difirieran lo menos posible.

2.Modificar el valor del *leaf-tip width*. Comparar el cálculo de la prueba de *picket-fence* con las medidas de la misma prueba realizadas en el dispositivo de imagen portal (EPID).

3.Comprobar que la distribución de dosis calculada para un tratamiento de VMAT cumple los criterios de

aceptación establecidos para IMRT.

4.Si el plan de VMAT no cumple los criterios de aceptación, se modifican de nuevo los parámetros anteriores hasta que cumplan los tres puntos anteriores. Si el plan de VMAT cumple los criterios de aceptación, se repiten los pasos 1 y 2 con pequeñas modificaciones para optimizar finalmente el paso 3.

Finalmente, comparamos las distribuciones de dosis planificadas con el modelado de 3DRT y el de VMAT para 5 tratamientos de VMAT de cáncer de próstata con las dosis administradas. Para ello usamos el detector *Octavius* 4D (1500).

La comparación dosimétrica se lleva a cabo con el criterio *gamma* con las siguientes características: *gamma* 3D, 3mm/3%, dosis local, y suprimiendo las dosis inferiores al 10% del máximo.

3. Resultados

Las diferencias medias entre los distintos tamaños de campo son de 0.4 mm.

El patrón de *picket-fence* modelado y medido difiere en menos de 5%.

En la Tabla 1 se muestra como el 97% de los puntos analizados supera el criterio *gamma* con el modelado de VMAT frente al 90% del modelado 3DRT, mejorando sensiblemente las regiones de dosis altas.

Los parámetros con los que se obtienen estos resultados son: factor de transmisión medio=0.014*, leaf-tip width*=0.25 cm, *offset*=-0.045 cm, *gain*=0.0015, *curvature*=0.00045 cm^{-1}, *tongue and groove*=0.1 cm.

La Figura 1 muestra como varía el perfil de un tratamiento en función de los parámetros utilizados.

4. Conclusión

El modelado del TPS para VMAT, reproduce correctamente las medidas de los tamaños de campo y patrón de *picket-fence* y mejora significativamente los resultados del análisis *gamma*.

Los parámetros obtenidos pueden servir de referencia para *Synergy* y *RayStation* en tratamientos de VMAT.

Tabla 1. Resumen del análisis *gamma* (3mm/3%). Los valores son presentados como medias de los cinco casos con su desviación estándar. El valor p se refiere a la significación estadística de la prueba *t-Student*. La columna de porcentajes de dosis indica los intervalos de dosis analizados, por ejemplo, 95% indica que se analizan los puntos de dosis entre 100% y 95% de la dosis de normalización.

Porcentajes de dosis	v1 *Passing Rate* (3mm/3%) (%)	v2 *Passing Rate* (3mm/3%) (%)	p
10 %	90.9 ± 1.9	97.1 ± 0.6	0.001
30 %	86.5 ± 4.7	97 ± 1.4	0.006
50 %	82.2 ± 4.4	96.5 ± 0.5	0.002
70 %	73.9 ± 5.0	94.4 ± 0.80	0.001
80 %	74.4 ± 6.8	94.8 ± 1.7	0.002
85 %	70.5 ± 7.3	93.8 ± 1.9	0.001
90 %	67.0 ± 8.1	92.8 ± 2	0.002
95 %	69.8 ± 11.3	94.7 ± 1.72	0.007
100 %	100 ± 0	100 ± 0	1

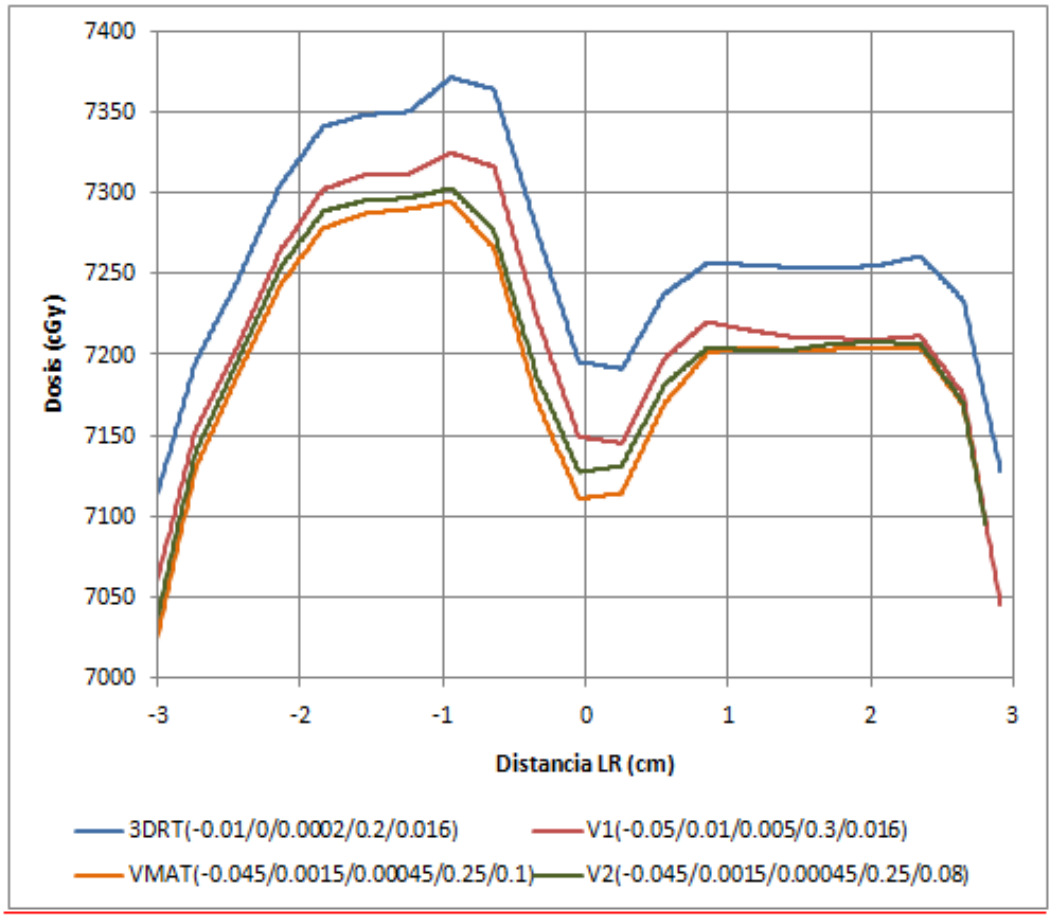


Figura 1. Variación del perfil de un tratamiento en función de los parámetros utilizados. Entre paréntesis se indica el valor de los parámetros (*offset, gain, curvature, leaf-tip, width, tongue and groove*).

ID: 01071
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Robustez radiobiológica y su influencia en la verificación pretratamiento de planes de IMRT

Alejandro García Romero[1] , Alejandro Barranco López[1] , Aznar León Palacios[1] , Sonia Serrano Zabaleta[1] , Araceli Hernández Vitoria[1] , Pablo Ortega Pardina[1]

1) Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

Recientemente hemos propuesto una expresión matemática que permite calcular un índice de robustez radiobiológica dado un plan de tratamiento de IMRT. Este índice se basa en el uso de índices radiobiológicos modificados TCP_{MOD} y $NTCP_{MOD}$, obtenidos a partir de las expresiones de TCP y NTCP estándar, con objeto de incrementar la sensibilidad a cambios de dosis en el entorno de las dosis de restricción del plan de tratamiento. El objetivo del presente trabajo es comprobar si los resultados que se obtienen con un método de verificación pretratamiento de planes basado en HDV pueden ser predichos de alguna manera por sus índices de robustez, lo que daría información valiosa acerca de la viabilidad de un plan antes de ser aprobado.

MATERIAL Y MÉTODO

Se han seleccionado 113 planes de IMRT para diferentes localizaciones. Se define el índice de robustez como (FIGURA 1) donde “X” se sustituye por “TCP” o por “NTCP” según tipo de volumen, gEUD es la dosis equivalente uniforme generalizada para el volumen i (con N volúmenes en total) y en el denominador aparece la pendiente máxima de la curva de respuesta modificada. Por definición IR varía entre 0 (poca robustez) y 1 (mucha robustez).

El sistema Compass v3.1b (IBA Dosimetry) permite calcular los HDV usando medidas de fluencia (detector MatriXX) y su posterior cálculo sobre la TC de planificación. La distribución de dosis de verificación se ha denominado “CMPM” frente al cálculo del sistema de planificación (PCRT3D, TRF), denominado “TPS”. Los planes de IMRT “step and shoot”, han sido clasificados tras la verificación como aceptables o no aceptables de acuerdo con cuatro métricas. Las dos primeras son “diferencias en dosis” (DD) y “diferencias en dosis basada en objetivos” (DDOBJ), que evalúan si algún PTV o OAR discrepa en la verificación más de un 3% de la dosis prescrita en el punto en el que se está examinando la diferencia CMPM-TPS, por ejemplo, dosis media o D95 para el PTV, dosis media en parótidas, D1 en médula, etc... y se diferencian en que la segunda permite aceptar el plan si se sobrepasa el 3% de dosis pero no se incumplen las restricciones del plan. La tercera métrica se denomina “Gamma3D en volúmenes de interés” (GAMMA3D_VI), y rechaza el plan si alguno de los volúmenes tiene más de un 10% de puntos fuera de tolerancia en el análisis gamma 3D (3%/3mm). Para 58 de los 113 planes, la cuarta métrica evalúa ?TCP y ?NTCP en PTV y OARs y rechaza el plan si alguno de los incrementos es superior a un valor preestablecido en porcentaje C (?TCP/NTCP_C, con C=1,2,3,5,7,9,12 y 15 %). Se ha estimado la probabilidad de rechazo de un plan para cada una de las métricas en función del IR previo de cada plan, con la estadística obtenida a partir de todos los planes y usando tablas de contingencia entre la métrica considerada y una variable binaria definida por aquellos planes con IR<x o IR>x, siendo x el valor de corte escogido para IR.

RESULTADOS

Se presentan en la FIGURA 2 las probabilidades de rechazo del plan en función de IR para cada métrica de las empleadas. En cada gráfica la línea de puntos representa dicha probabilidad si IR<x y la de cuadrados, si IR>x. Se observa que para un IR<0.05 todas las métricas tienen mayor probabilidad de rechazo. En el resto de niveles de corte empleados para IR (entre 0.1 y 0.8) los resultados siguen la misma tendencia para las métricas ?TCP/NTCP_C y no son tan concluyentes para las métricas basadas en diferencias de dosis DD, DDOBJ y GAMMA3D_VI.

CONCLUSIÓN

Es posible seleccionar un valor de corte para IR por debajo del cual todas las métricas estudiadas tienen una mayor probabilidad de rechazo. Por tanto este tipo de índices pueden ser de utilidad en el proceso de planificación como información añadida a la calidad del plan. Este tipo de análisis basado en funciones radiobiológicas ha sido

estudiado en planes de IMRT “step and shoot” pero es extensible a otro tipo de técnicas como por ejemplo VMAT.

$$IR = \prod_{i=1}^{N} \left(1 - \frac{\partial X_{i,MOD}}{\partial gEUD_i} \Big/ \left. \frac{\partial X_{i,MOD}}{\partial gEUD_i} \right|_{\max} \right)$$

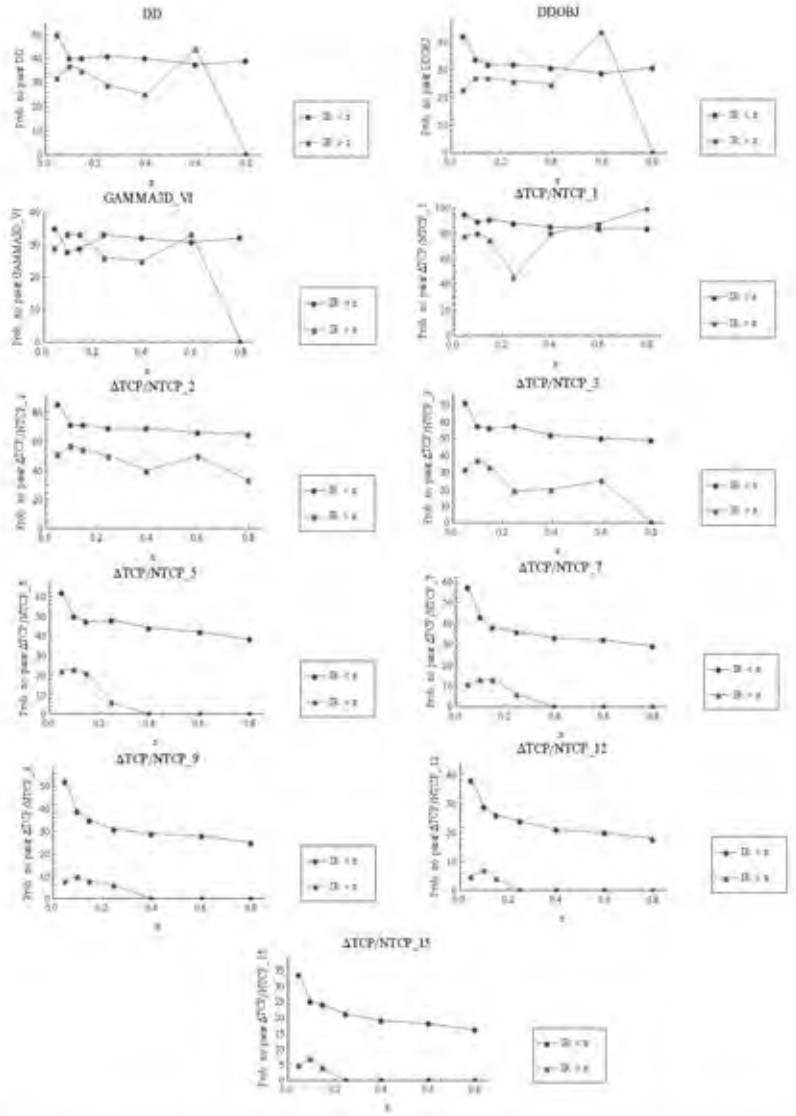


Figura 2. Probabilidad de no pasar la métrica especificada en la gráfica en función del índice de robustez previo del plan. Cada punto representa la probabilidad estimada con las tablas de contingencia entre la métrica y la variable definida por el valor x de corte para IR. La línea de puntos es la probabilidad de rechazo para planes con IR<x y la línea de cuadrados es dicha probabilidad para planes con IR>x.

ID: 01083
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Comparación de valores de dosis glandular media, mediante el uso de cámara de ionización y multímetro

Nerea Gallardo[1] , Santiago Miquélez[1] , Fernando Caudepón[1] , Vitor Raposo[1] , Daniel Martinez[1] , Laura Bragado[1] , Santiago Pellejero[1] , Fernando Mañeru[1] , Naiara Fuentemilla[1] , Anastasio Rubio[1]

1) Complejo Hospitalario de Navarra

Comparación de valores de dosis glandular media obtenidos en el mismo mamógrafo, mediante el uso de cámara de ionización y multímetro, aplicando el método de Dance.

(1) Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original.

Mediante este trabajo se pretende hacer una comparativa en los valores obtenidos para la dosis glandular media de mamógrafos Lorad Selenia para el filtro de W/Rh mediante el uso de dos detectores distintos: una cámara de ionización y un multímetro con detectores de estado sólido.

(2)Material/ Métodos.

El valor de la dosis glandular media (DGM) se obtiene a partir del cálculo del valor del kerma en aire en la superficie de entrada y de los coeficientes de conversión de Dance obtenidos por Monte Carlo, según la ecuación:

$DGM = K_{a,i} .g.c.s$

La obtención del kerma en aire en la superficie de entrada se estima a partir del rendimiento y de la carga del tubo según:

$K_{a,i} = R(1m) .mAs.100^2/d_{se^2}$

d_{se}: distancia foco superficie de entrada

Los CAE de los mamógrafos digitales eligen distintas calidades del haz en función del espesor y grosor de la mama. Por lo tanto, es necesario determinar los rendimientos para al menos las calidades del haz que son seleccionadas automáticamente para distintos espesores.

Para la medida del rendimiento hemos usado la pala de tamaño 24x30 colocada lo más cercana posible al foco. Por tanto, habrá que multiplicar nuestros valores de kerma, por un factor debido a la contribución de la radiación dispersa hacia delante, producida por la pala. La literatura habla de un factor de 1,07 aunque nosotros hemos estimado empíricamente un factor de corrección promedio por radiación dispersa proveniente de la pala compresora, de 1,10. Variando kV en el rango de 24 a 35 con W / Rh, los factores varían desde 1.085 hasta 1.11.

$K_{a,i}$ es kerma en aire sin retrodispersión con lo que o empleamos un detector blindado por la parte posterior o separamos éste del bucky una distancia suficiente.

Como los factores g y c calculados por Dance dependen del valor de la capa hemirreductora, tenemos que calcular el valor de ésta en función del kV.

Tanto rendimiento como C.H.R varían cuadráticamente con el kV quedando ambos bien definidos mediante el uso de un polinomio de 2º grado: $R (kV) = = a.kV^2 + b.kV + g$ y $CHR (kV) = a.kV^2 + b.kV + c$. El software de Lorad emplea dichos ajustes obteniendo en nuestro caso ajustes con $R2 > 0.998$ y máximo error en un punto,

diferencia entre el valor medido y el calculado con la expresión, del 1.00% para el rendimiento y con R2 >0 .994 y máximo error en un punto, de 0.003 mm de Al para la C.H.R.

Para la obtención de la capa hemirreductora empleamos un tamaño de campo de 10x10, ya que el mismo, debe estar colimado al tamaño de nuestro detector, siendo en ambos casos, 10x10. Al igual que en el caso del rendimiento la cámara de ionización estará colocada a una distancia de 10 cm del bucky y el multímetro en la superficie y ambos posicionados a 6 cm de la pared torácica.

Por último se interpolan todos los parámetros para el cálculo de la DGM .

(3)Resultados:

Tabla (adjunta)

La diferencia promedio que encontramos entre las DGM obtenidas empleando cámara de ionización (tamaño de campo 24 x 30 para el rendimiento y campo 10 x 10 par capa hemirreductora) y las obtenidas con los valores derivados del uso de un multímetro de estado sólido en función del rango de espesor utilizado son inferiores al 6%, según lo descrito en la siguiente tabla, observando que estas diferencias aumentan con el kilovoltaje y el espesor de la mama.

(4) Conclusiones:

Es posible emplear detectores de estado sólido en la obtención de la DGM sin cometer un error determinante .Las diferencias entre el cálculo de la DGM empleando un multímetro, capaz de determinar la C.H.R. de un solo disparo y la DGM empleando una cámara de ionización, son inferiores en el peor de los casos (D CHR = 0.003 mm de Al) a valores en torno al 6.0 %.

	Rango de espesores (mm)					
kVp	10 a 20	20 a 30	30 a 40	40 a 50	50 a 60	60 a 70
25	2,75%	3,40%				
26			4,06%			
27				4,55%		
28				5,10%	5,36%	
29					5,40%	
30					5,78%	
32						5,96%

ID: 01085
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Optimización del DLG para verificación de tratamientos con campos pequeños

Patricia Gago Gómez[1] , Brais Rodríguez López[1] , Jose Olasolo Alonso[1] , Clara Eito Valdovinos[1] , Alicia Olarte García[1] , Germán Valtueña Peydró[1]

1) Clínica IMQ Zorrotzaurre

OBJETIVO

El auge de técnicas especiales en el tratamiento de pacientes, tales como SRS o SBRT, que emplean haces de radiación muy pequeños, hacen necesario confirmar de manera particular la idoneidad del planificador para realizar correctamente esos cálculos.

El objetivo del trabajo es la verificación de tratamientos de pacientes con campos pequeños y la posterior optimización del DLG (Dosimetric Leaf Gap).

MATERIAL Y MÉTODOS

Una vez realizada la verificación de los campos pequeños estáticos del acelerador, se planificaron varios tratamientos ficticios sobre TACs de pacientes, con lesiones pequeñas (de dimensiones menores a 4cmx4cmx4cm) y prescripciones similares a las usadas habitualmente en el ámbito clínico. Se realizaron las medidas de control de calidad de esos tratamientos, para comprobar la validez del modelo del acelerador empleado en el cálculo para planificaciones de PTVs pequeños. Además, se repitieron los cálculos para diferentes valores del DLG, de manera que se pudiera crear un modelo de máquina optimizado para tratamientos de campos pequeños.

El acelerador con el que se realizaron las medidas es un Truebeam STx 2.0 de Varian, con un colimador Millenium HD120MLC. El planificador empleado fue Eclipse v13.5 y el algoritmo Acuros XB. Los planes se calcularon empleando la energía de 6MV sin filtro aplanador. Los controles de calidad de los tratamientos se efectuaron con 2 métodos diferentes. Para empezar, medidas con el maniquí Octavius 4D de PTW, que gira sincronizado con el gantry, con la matriz de 1500 detectores; y a continuación medida de dosis absoluta en punto con cámara PinPoint de PTW, en maniquí de agua sólida.

Las planificaciones que se analizaron son: dos tratamientos de radiocirugía, dos SBRT espinales, una SBRT de pulmón y una cuerda vocal.

RESULTADOS

En primer lugar se analizaron las medidas obtenidas con la matriz de detectores. Al ser tratamientos de lesiones pequeñas se usó la opción “merge” del programa Verisoft (PTW), que permite, desplazando la matriz 0,5cm en longitudinal, aumentar el número de puntos empleados para la comparación. La normalización de dosis se hizo respecto al máximo, omitiendo los datos con dosis menores al 15%. Se obtuvieron los resultados correspondientes a los criterios gamma (3%,3mm), (2%,2mm) y (1%,1mm). La tolerancia establecida para considerar administrable un tratamiento es que los puntos evaluados tengan una gamma (3%,3mm) superior al 95%.

Para medir la dosis puntual se buscó en cada plan un punto con dosis alta y no situado en zona de gradiente. La tolerancia que se tuvo en cuenta para dar un plan por válido fue un 3%.

Las planificaciones se hicieron en un primer momento con el modelo del acelerador empleado en el cálculo habitual en la clínica (DLG=0,26 mm). Posteriormente, se fue variando el valor del DLG en el modelo y se volvieron a comparar los cálculos sobre el maniquí del Octavius con las medidas. Con el valor del DLG para el que mejor quedaban los resultados (DLG=0,5 mm), se recalcularon los planes sobre el maniquí de agua sólida para la y se volvieron a hacer las comparaciones con las medidas de dosis puntual. Los resultados se muestran en la Tabla 1.

Tabla1. Resultados de las verificaciones para diferentes valores del DLG.

Se observó que los resultados de los controles de calidad de los tratamientos con el modelo de máquina en el planificador empleado hasta la fecha eran aceptables, aunque alguno de los planes no habría superado los criterios establecidos para la medida de dosis puntual. Al comparar de nuevo los planes, pero esta vez con un nuevo DLG, todos los planes analizados resultaron ser aptos para el tratamiento.

CONCLUSIÓN

Del análisis de los resultados de las verificaciones de los tratamientos con campos pequeños se observó la idoneidad de optimizar el modelo del acelerador empleado en las planificaciones. Se modificó el valor del DLG y se evaluó su influencia en los cálculos. En vista de los resultados se decidió crear una máquina en el planificador específica para los tratamientos de lesiones pequeñas.

		OCTAVIUS 4D								DOSIS PUNTO	
		DLG (mm)								DLG (mm)	
		0.1	0.26	0.4	0.5	0.55	0.6	0.7	1	0.26	0.5
SRS 1	3%/3mm	99.9	99.9	100	100	100	100	100	100	1.89%	1.05%
	2%/2mm	97.6	98.8	99.6	99.7	99.7	99.7	99.6	98.6		
	1%/1mm	77.1	83.6	85.9	85.8	85.5	85	83.3	73.8		
SRS2	3%/3mm	100	100	100	100	100	100	100	100	3.50%	1.40%
	2%/2mm	99.7	99.5	99.5	99.5	99.4	99.4	99.4	99.2		
	1%/1mm	80.7	87.5	94.9	96.1	95.6	94.5	91.4	81.4		
SBRT espinal 1	3%/3mm	99.6	99.8	99.9	99.9	99.9	99.9	99.9	99.9	3.34%	2.78%
	2%/2mm	96.2	97.6	98.3	98.5	98.6	98.5	98.3	96.6		
	1%/1mm	68.6	72.9	75.1	76	76.2	76.4	75.8	69.8		
SBRT espinal 2	3%/3mm	99.9	99.9	100	100	100	100	99.9	99.8	0.62%	-0.11
	2%/2mm	96.6	97.7	98.1	98.2	98.1	98	97.6	95.4		
	1%/1mm	67.6	69.8	70.9	71.4	70.6	70.2	69.7	62		
SBRT pulmón	3%/3mm	100	100	100	100	99.9	99.9	99.9	99.9	-0.48%	-1.05%
	2%/2mm	98.4	99	99.3	99.4	99.4	99.4	99.4	99		
	1%/1mm	77.5	80.8	82.4	83	82.9	83	82.5	78.1		
Cuerda vocal	3%/3mm	99.5	99.7	99.8	99.9	99.9	99.9	100	99.9	1.33%	0.34%
	2%/2mm	96.9	97.7	98.1	98.3	98.4	98.4	98.4	97.5		
	1%/1mm	70.7	75.8	78.5	80.1	80.5	80.7	80.6	76		

ID: 01099
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Implantación de un sistema de dosimetría in vivo en tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis de próstata.

Rosa Fabregat Borrás[1] , Samuel Ruiz Arrebola[1] , Manuel Fernández Montes[1] , Eduardo Rodríguez Serafín[1] , María Mercedes Pérez Macho[1] , José Andrés Vázquez Rodríguez[1] , María Teresa Pacheco Baldor[1] , Javier Tomás Anchuelo Latorre[1] , Andrea Kannemann[1] , Juan Cardenal Carro[1] , Ana García Blanco[1] , María Ferri Molina[1] , Damián Guirado[2] , Pedro José Prada Gómez[1]

1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, Santander 2) Hospital Universitario San Cecilio, Granada

Objetivo: La dosimetría *in vivo* (DIV) permite monitorizar la dosis absorbida administrada en zonas de interés clínico. Los detectores tipo MOSFET son dispositivos de medida indicados para este propósito en tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis (HDRBT). Su pequeño tamaño permite realizar las medidas introduciéndolos en agujas idénticas a las utilizadas en los implantes. Sin embargo, estos detectores presentan una respuesta dependiente de la temperatura del medio, del ángulo de medida y de la distancia fuente-detector. El objetivo del presente trabajo ha sido evaluar los resultados de la DIV realizada en tratamientos de HDRBT de próstata utilizando detectores MOSFET TN-502RDM (Best Medical Canadá). Dichos detectores han sido previamente caracterizados para la fuente de Ir-192 Vr2 del equipo Flexitron (Nucletron,Elekta). A partir de dicha caracterización se obtuvieron los modelos matemáticos que describen las distintas dependencias para, más tarde, aplicarlos a las medidas con el fin de minimizar el impacto de estas dependencias en la medida de dosis absorbida.

Material y métodos: Se han evaluado las medidas realizadas en 18 implantes de HDRBT en pacientes con cáncer de próstata. En cada implante se han tomado uno o dos dos puntos de medida que se corresponden clínicamente con la zona periuretral (ZPU) y/o la zona próxima a uno de los haces neurovasculares (HNV). En cada uno de ellos se coloca un detector MOSFET. Se analizan un total de 13 puntos tipo HNV y 15 puntos tipo ZPU.

El implante se realiza mediante imagen guiada ecográficamente. Se implantan las agujas para el tratamiento y una aguja adicional por cada detector. Usando el sistema de planificación de tratamientos (TPS) OncentraProstate 4.2.2.4, se sigue el procedimiento usual para realizar la dosimetría del tratamiento. Posteriormente se extraen del TPS las coordenadas del punto de medida, r, y las de cada parada de la fuente, i, junto con la contribución de dosis de cada parada al punto de medida, $D_i(r)$. La corrección que se aplica a la medida del MOSFET puede escribirse como sigue: $D_M(r)=F?FC?M(r)$, donde D_M(r) es la dosis calculada a partir de la lectura del MOSFET en r, $M(r)$ la lectura del MOSFET en ese punto, FC es el factor de calibración y F el factor de corrección que puede expresarse como: $F=[?(D_i(r)/D(r)?f_1(z)?f_2(?)?f_3(?)?f_4(t))]^{-1}$, donde $f_1(z)$, $f_2(?)$, $f_3(?)$, $f_4(t)$ son los factores de corrección para la distancia, el ángulo polar, el ángulo azimutal y la temperatura, respectivamente.

Resultados: La tabla 1 muestra los modelos considerados para las diferentes contribuciones al factor de corrección, sus parámetros y la bondad de los ajustes. Se obtiene el valor de dosis absorbida dado por el TPS, el valor medido por el MOSFET y el calculado aplicando el factor de corrección sobre el valor medido anterior, que se muestran en la figura 1A normalizados al valor dado por el TPS. Antes de aplicar las correcciones, el 32% de los puntos medidos fueron estadísticamente compatibles con la dosis absorbida indicada por el TPS. Sin embargo, tras aplicar las correcciones a las medidas, esto ocurrió en el 57% de los puntos. Por otro lado, la figura 1B muestra en forma de diagrama en caja las diferencias porcentuales encontradas entre la dosis absorbida indicada por el TPS y la medida por el detector MOSFET antes de aplicar los modelos de corrección y tras aplicarlos. En este último caso se observa una disminución general de las diferencias porcentuales.

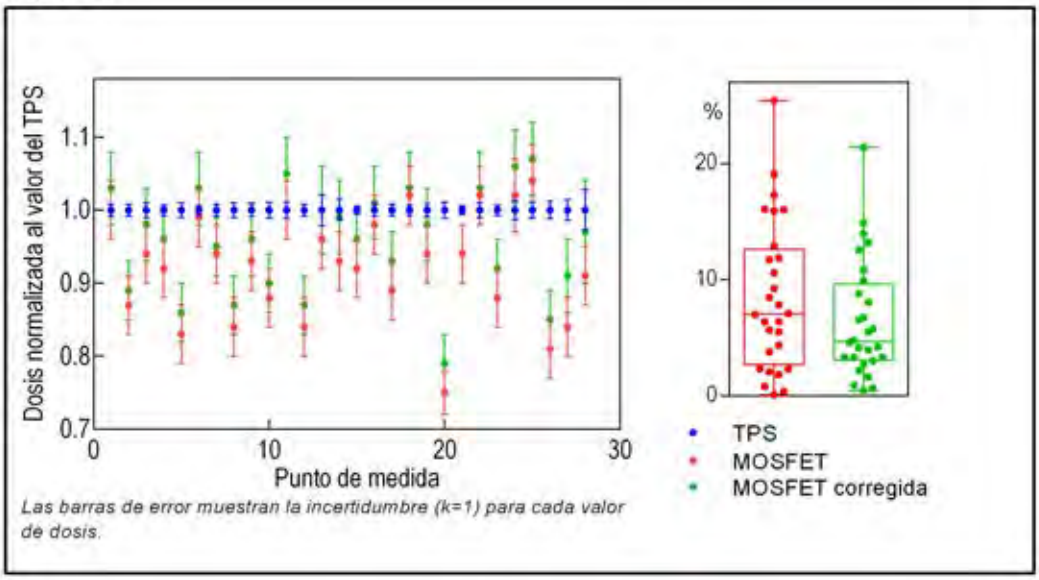
Conclusión: Aplicar la corrección proporcionada por los modelos que describen las dependencias estudiadas para los detectores MOSFET TN-502RDM incrementa la exactitud y la precisión de la dosimetría *in vivo* realizada. No obstante, la implementación de la dosimetría *in vivo* como control de calidad de los tratamientos de HDRBT con la metodología descrita precisa de la evaluación de una mayor muestra de puntos, con el fin de establecer un

umbral de detección de errores y posibilitar la toma de decisiones.

Tabla 1.

Dependencia	Ajuste	Parámetros			χ^2/ν	R^2
		b_0	b_1	b_2		
Angular polar	$Y=b_0+b_1 \cdot X+b_2 \cdot X^2$	1.099(6)	-6.5e-2(5) [rad^{-1}]	1.03e-2(7) [rad^{-2}]	1.567	-
Angular acimutal		6.7e-1(4)	1.23e-1(18) [rad^{-1}]	-1.15e-2(17) [rad^{-2}]	2.374	-
Distancia	$Y=b_0+b_1 \cdot X$	9.53e-1(6)	1.53(13) [m^{-1}]	-	-	0.9617
Temperatura		1.41(6)	-1.4e-3(2) [K^{-1}]	-	-	0.8771

Figura 1.



Las barras de error muestran la incertidumbre (k=1) para cada valor de dosis.

ID: 01111
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

TOMOSÍNTESIS DE MAMA: ESTIMACIONES DE LAS DOSIS A PACIENTES IMPARTIDAS POR VARIOS SISTEMAS

MARIA CASTILLO [1] , ALEJANDRO RODRIGUEZ-RUIZ[2] , MARGARITA CHEVALIER[1] , JULIA GARAYOA[3] , DANIEL PRIETO[4] , ALEJANDRO DE INES[5] , EDUARD BARDAJI[6] , JUAN JOSE MORANT[6]

1) DEPARTAMENTO DE RADIOLOGÍA. FACULTAD DE MEDICINA. UNVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID 2) Departamento de Radiología y Medicina Nuclear, Radboud University Medical Center, PO Box 9101, 6500 HB Nijmegen, Países Bajos 3) Unidad de Protección Radiológica, Hospital Fundación Jiménez Díaz, Avda. Reyes Católicos, 2, 28040 Madrid, España 4) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Ramón y Cajal, Ctra. Colmenar Viejo, km. 9,100, 28034 Madrid 5) GE Healthcare, c/Gobelas 35-37. 28023 Madrid 6) Unitat Técnica de Protecció Radiologica. Universidad Rovira y Virgili. Tarragona

OBJETIVO

La tomosíntesis de mama (DBT) está cobrando cada vez más relevancia reemplazando o complementado a la mamografía digital (FFDM). Los sistemas de DBT se basan en la adquisición de varias proyecciones desde distintos ángulos a partir de las cuáles se reconstruye un volumen pseudo-3D de la mama. Esta tercera dimensión hace que la DBT tenga mayor sensibilidad y especificidad que la mamografía.

Cada una de las proyecciones del barrido de DBT está diseñada para proporcionar un valor de dosis relativamente bajo. Sin embargo, la suma de las dosis de todas las proyecciones puede exceder los valores impartidos en la mamografía digital. En los últimos dos años, nuestro objetivo ha sido estimar los valores de dosis promedio en tejido glandular (DG) proporcionados por distintos sistemas en función de los protocolos de examen recomendados por los fabricantes en cada caso.

MATERIALES Y MÉTODOS

La investigación se llevó a cabo en cinco hospitales equipados con los siguientes sistemas DBT: Fujifilm Amulet Innovality, GE SenoClaire, Hologic Selenia Dimensions y Siemens Mammomat Inspiration (2 equipos). Las características de los equipos se encuentran en la Tabla 1. Es importante hacer notar que tanto la dosis por proyección como el número de proyecciones difieren entre los sistemas comercializados. Los datos necesarios para estimar la DG (factores de exposición y características de la mama) se extrajeron de las cabeceras DICOM de un total de respectivamente 416,163,196,45 y 3452 pacientes. Las estimaciones de la DG se hicieron de acuerdo con la metodología propuesta por Dance (2000, 2011) para los exámenes de FFDM y DBT. La DG se calcula multiplicando el kerma-aire medido en la superficie de entrada de la mama por unos factores de conversión dependientes de las características de la mama (espesor y glandularidad), del haz de radiación (capa hemirreductora, CHR) y del número de proyecciones y angulación de cada una (solo en DBT). Tanto el kerma-aire como la CHR se midieron con los dosímetros disponibles en cada centro debidamente calibrados. La glandularidad (%) de las pacientes fue estimada a partir de los ajustes polinómicos en función del espesor de mama propuestos por Dance (2000).

RESULTADOS

Los valores de DG por imagen (FFDM) y por barrido (DBT) se muestran en la figura 1 en función del espesor de mama. Para mamas con espesor entre 50 mm – 60 mm (intervalo más frecuente), los valores medios de DG para DBT superaron a los de FFDM en:30% para Dimensions, 42% para Innovality, 60% para Inspiration 1 y Empire y 75% para Inspiration 2. Los valores de DG de FFDM y DBT para Senoclaire son similares.

El protocolo de examen recomendado en la modalidad COMBO es: Hologic: dos proyecciones (CC y MLO) por mama. En cada proyección se obtiene una imagen 2D y un barrido 3D. Los otros tres fabricantes: dos proyecciones 2D por mama (CC y MLO) más una proyección (MLO) en el modo tomo. Las DG totales por examen

estimadas para mamas con espesor entre 50 mm – 60 mm son: 3.85 mGy para Dimensions; 3.3 mGy para SenoClaire; 2.72 mGy para Innovality; 2.63 mGy para Inspiration 1; 3.28 mGy para Inspiration 2; 2.91 mGy para Inspiration Empire. Para estos espesores de mama, el uso de la imagen sintética implica ahorros de dosis en torno a un 60% en los sistemas que tienen disponible esta imagen. Las diferencias entre sistemas del mismo fabricante se deben a calibraciones diferentes así como a la utilización de algoritmos distintos.

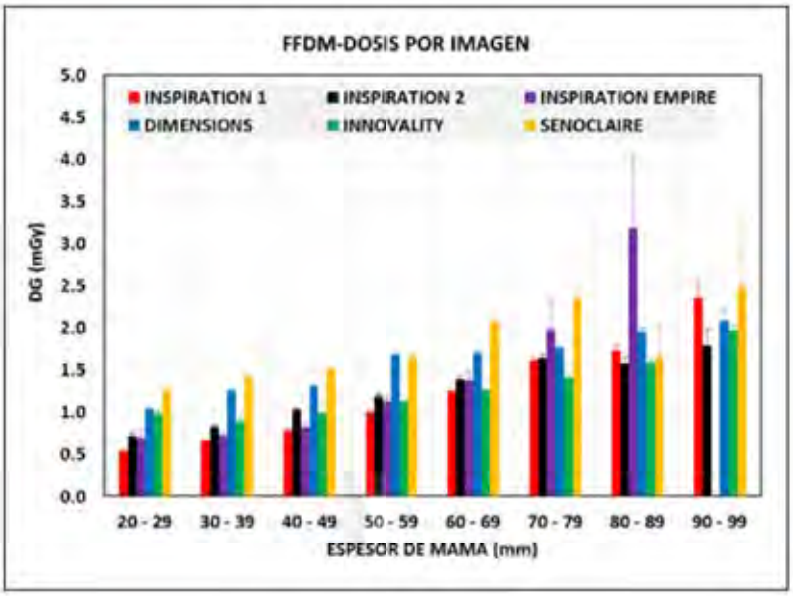
CONCLUSIÓN

En este trabajo hemos estimado los valores de DG impartidos por varios sistemas DBT y el ahorro de dosis debido al uso de la imagen sintética. Los valores de DG del barrido de DBT no superan el valor de referencia (2.5 mGy) recomendado para FFDM para espesores de 50 mm (Figura 1) en el Protocolo Español (Rev. 2011).

Tabla 1 – Características de los sistemas de tomosíntesis de mama analizados.

	Fujifilm Amulet Innovality (dos modos, ST / HR)	*General Electric Healthcare Senoclaire*	*Hologic Selenia Dimensions*	*Siemens Mammomat Inspiration*
Adquisición				
Ánodo - Filtro (espesor en µm)	W - Al (700)	Mo / Rh – Mo (30) / Rh (25)	W - Al (700)	W – Rh (50)
Detector	a-Se	CsI-Si	a-Se (con rotación)	a-Se
Rejilla anti dispersión	No	Lineal	No	No
Tamaño pixel en las projecciones (µm)	68 (hexagonal)	100	140	85
Movimiento del tubo de rayos X	Continuo	Step & Shoot	Continuo	Continuo
Rango angular (°)	15 / 40	25	15	46
Número de proyecciones	15	9	15	25
Reconstrucción				
Tamaño de pixel en los planos reconstruidos (µm)	100-150 / 50-100	100	95-117 (reconstrucción proyectiva)	85
Algoritmo de reconstrucción	Retroproyección filtrada (FBP)	Iterativo (ASIR)	FBP con mejora iterativa del contraste	Equipo 1: FBP Equipo 2^: FBP / EMPIRE
Mamografía sintética	En prueba	En prueba	Sí	Sí ^

^El equipo 2 de Siemens Inspiration está equipado también con la reciente nueva versión de software, llamada EMPIRE, que utiliza un algoritmo de retroproyección filtrada (FBP) con optimización iterativa de artefactos y contraste e incluye la imagen sintética. Para el equipo 2 también tenemos datos previos a dicha actualización, es decir, con software similar al equipo 1.



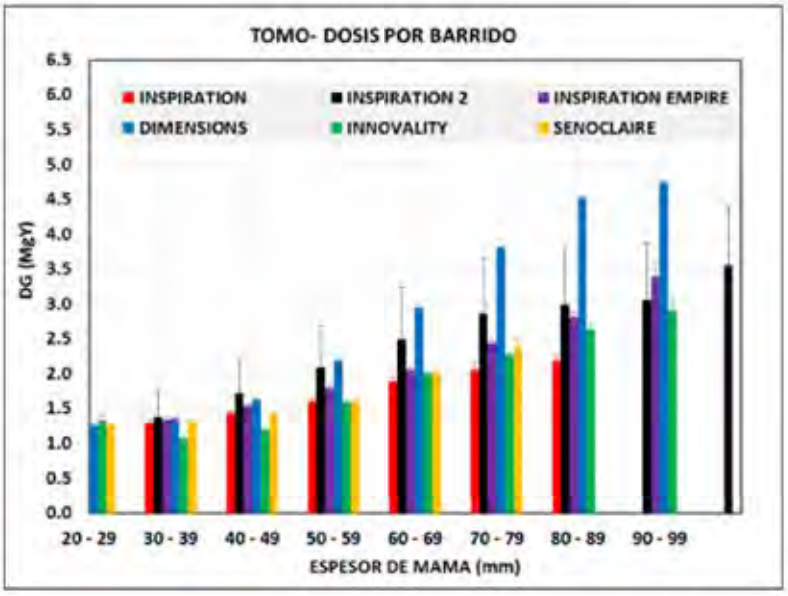


Figura 1. Valores promedio de DG (mGy) por imagen (modalidad FFDM) y por barrido (modalidad DBT) agrupados por intervalos de espesor de mama (mm) para los distintos sistemas.

ID: 01144
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Nuevo método de evaluación de la distribución de dosis para algoritmos de última generación

Diego Jurado-Bruggeman[1] , Albert Onsès-Segarra[1] , Carles Muñoz-Montplet[1]

1) Institut Català d'Oncologia-Girona

Objetivo

Los algoritmos de última generación, tipo MonteCarlo o ecuación de Boltzmann, modelan el transporte de radiación en el medio considerando su composición atómica y todos los tipos de interacción posibles. Esto mejora la exactitud del cálculo pero también conlleva valores de dosis diferentes, sobre todo en medios heterogéneos, lo que dificulta la evaluación de las distribuciones de dosis en base a los parámetros clásicos con los que se tiene experiencia clínica y discriminar si los valores anómalos son debidos a efectos del medio o a que la planificación no es óptima.

El objetivo del estudio es proponer una metodología fácilmente implementable que facilite la evaluación de las distribuciones de dosis calculadas con este tipo de algoritmos. Para realizar este análisis se propone una modificación de los valores de dosis calculados en función de las características del medio en cada punto.

Material/Métodos

Se utiliza el algoritmo Acuros XB (AXB) versión 13 como algoritmo de última generación (ecuación de Boltzmann). El transporte de radiación se realiza en el medio para determinar la fluencia electrónica en cada punto y la dosis se obtiene usando las características físicas del voxel: agua o medio en función de si la dosis se expresa en términos de agua (Dw) o medio (Dm) respectivamente. El medio se caracteriza mediante su densidad másica y composición atómica, obtenidas a partir del valor del número CT del voxel.

En primer lugar se determina la curva de modificación de dosis en función del medio. Su finalidad es la de compensar los fenómenos extra que contemplan estos algoritmos (fotoeléctrico y creación de pares). Para ello, se provee fluencia uniforme y equilibrio electrónico en una pequeña heterogeneidad de densidad variable. El factor de conversión de dosis se determina como el cociente de la dosis para densidad 1 entre la dosis para la densidad considerada. Para determinar la curva, se modela un maniquí virtual cúbico de densidad 1 en cuyo centro está la heterogeneidad de 2.5 mm y densidad variable (0 a 4.42 g/cm^3). Se utilizan dos campos paralelos opuestos de la misma energía con UM fijas que proporcionan la fluencia uniforme. En este trabajo utilizaremos solo la curva para fotones de 6 MV y Dw para poder comparar los resultados con los del algoritmo AAA (convolución/superposición).

Se ha desarrollado un programa en MATLAB que, a partir de las imágenes y la matriz de dosis (AXB) en formato dicom, utiliza la curva establecida anteriormente para modificar los valores de dosis en función del número CT medio del voxel. La matriz de dosis modificada (AXB*) se importa en el sistema de planificación. Se ha realizado un script de Eclipse para evaluar los siguientes parámetros dosimétricos para el PTV, con dosis prescrita D_p y volumen V:

- Índice de Homogeneidad (ICRU83): (D2-D98)/D_p
- Homogeneidad S-index=?[?(D_i-D_{media})^2v_i/V], donde v_i es el elemento de volumen i con dosis ? D_i
- D50%, D2%

Se ha utilizado un maniquí virtual cilíndrico con heterogeneidades extremas en anillo y se han tomado un total de 20 casos clínicos de cabeza y cuello, próstata con marcas fiduciales, pelvis y SBRT. Se han calculado los mismos parámetros con AAA.

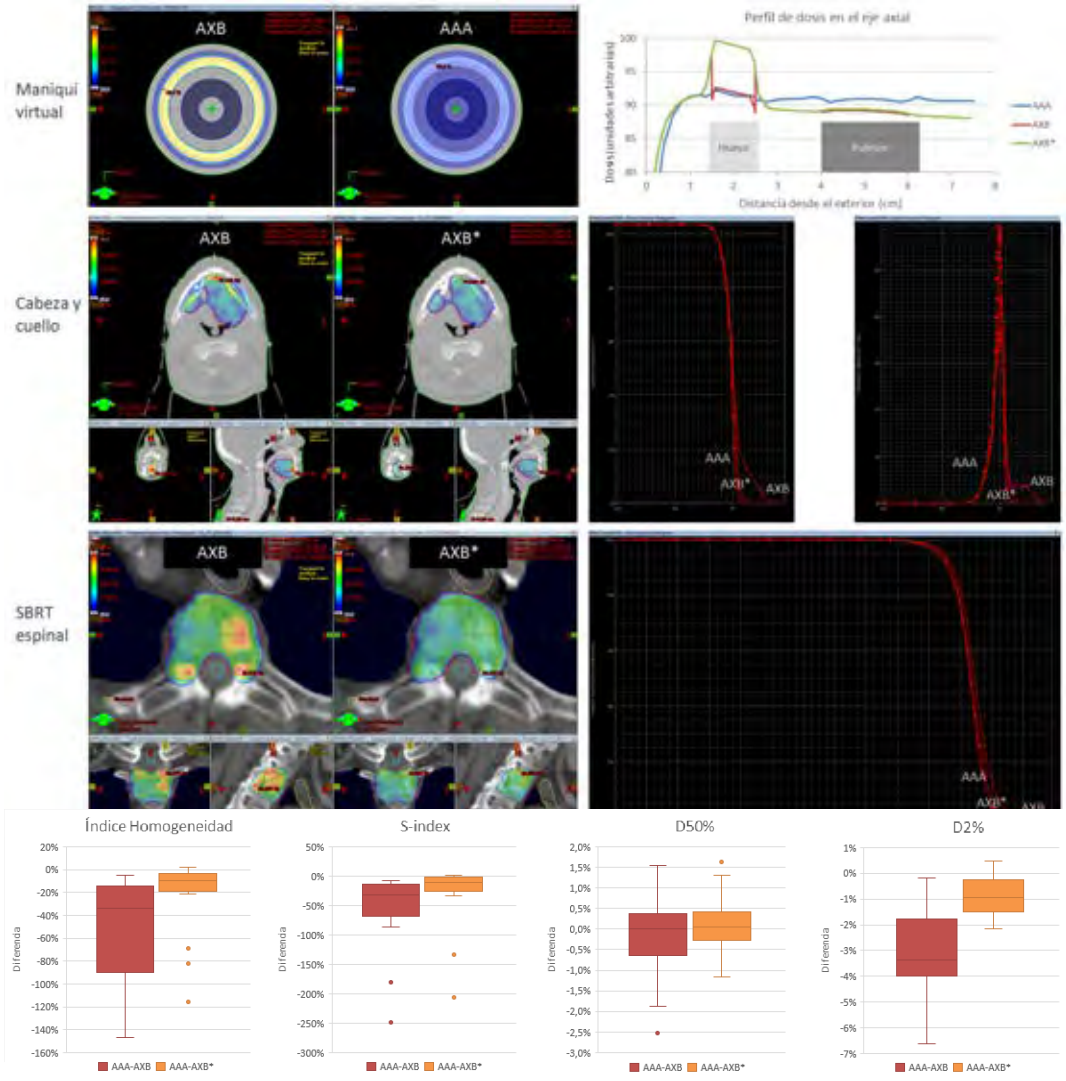
Resultados

En la figura 1 se muestra para algunos casos representativos como se reajustan los valores de dosis altas debidos a heterogeneidades de alta densidad.

En la figura 2 se muestran las diferencias entre AAA, AXB y AXB* de los parámetros evaluados. El uso de AXB distorsiona y dificulta la valoración cuantitativa de la distribución, mientras que AXB* soluciona estos inconvenientes.

Conclusión

La metodología propuesta permite mantener las bondades de cálculo de los algoritmos avanzados a la par que posibilita una evaluación más intuitiva de las distribuciones de dosis y la aplicabilidad de los criterios clásicos, sobre todo en lo referente a homogeneidad y puntos calientes. Permite también discriminar si los puntos con valores anómalos son debidos al medio o a que la planificación no es óptima.



ID: 01226
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Dosis real en pulmón en tratamientos hepáticos con esferas de Y-90

Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Álvaro A. Fernández Lara[1] , Sofía García Repiso[1] , Javier Sánchez Ruipérez[1] , Noelia Suárez Álvarez[1] , Carlos Montes Fuentes[1] , Pablo L. Gómez Llorente[1] , Enrique de Sena Espinel[1]

1) Servicio de Radiofísica y P. R. Complejo Asistencial de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca

Objetivo del trabajo

Para los tratamientos de cáncer hepático, se inyecta a través de la arteria que irriga el lóbulo donde se encuentra el tumor microesferas de Ytrio-90. La mayor parte de estas esferas se quedan atrapadas en los capilares que se encuentran en dicha zona, quedando un gran porcentaje en la zona tumoral, y proporcionando una dosis considerable al tumor.

Idealmente, todas las microesferas deberían quedarse en la zona hepática, sin embargo, un pequeño porcentaje logra atravesar los capilares y acaban alojándose en los alveolos de los pulmones. Este porcentaje que termina en pulmón se le conoce como *Lung Shunt Fraction (LSF)*, se determina con una prueba de imagen previa al tratamiento, con Tc99m, y suele estar en torno al 5%.

Teniendo esto en cuenta, para saber la dosis absorbida en pulmón se considera que los pulmones tienen una masa de 1 kg para todos los pacientes y se comprueba que la dosis recibida no supera la de tolerancia (30 Gy).

Mediante este trabajo se pretende medir la masa de los pulmones de varios pacientes, para comprobar si la estimación de 1 kg de masa para los pulmones es correcta o habría que realizar ajustes.

Material y métodos

Para medir correctamente la masa de los pulmones, se han seleccionado 30 CT (15 hombres y 15 mujeres) de cuerpo completo, descartándose patologías pulmonares. Con el planificador Eclipse, se han segmentado ambos pulmones en cada paciente y se ha medido el volumen que supone el tejido pulmonar. A partir de la densidad media en UH y la curva de calibración másica, obtenemos la densidad media de la estructura en g/cm3. Multiplicando ambos factores podemos obtener la masa pulmonar de cada paciente. Usando este método, se elimina la incertidumbre de la fase respiratoria en la que se realiza el CT, ya que el volumen pulmonar en inspiración y expiración es muy distinto.

Resultados

Tras las medidas de los 30 pacientes, se observa que la masa pulmonar de los pacientes es muy variable, desde 600 g hasta 1300 g, pero en la mayor parte de los casos (86,7%) se encuentra por debajo de un kilogramo, como se puede observar en la figura 1:

La media de masa pulmonar es de 861 g, con una desviación típica de 166 g. Esto implica que la dosis real en pulmón en estos pacientes es, de media, un 16.2% mayor que la calculada.

Si lo dividimos por sexos, en el caso de los hombres hemos encontrado una media de 919 g con desviación de 164 g y en el caso de las mujeres, la media es de 802 g con desviación de 151 g. Estos datos implican unas infraestimaciones medias de dosis de 8.9% y de 24.6% en varones y mujeres respectivamente.

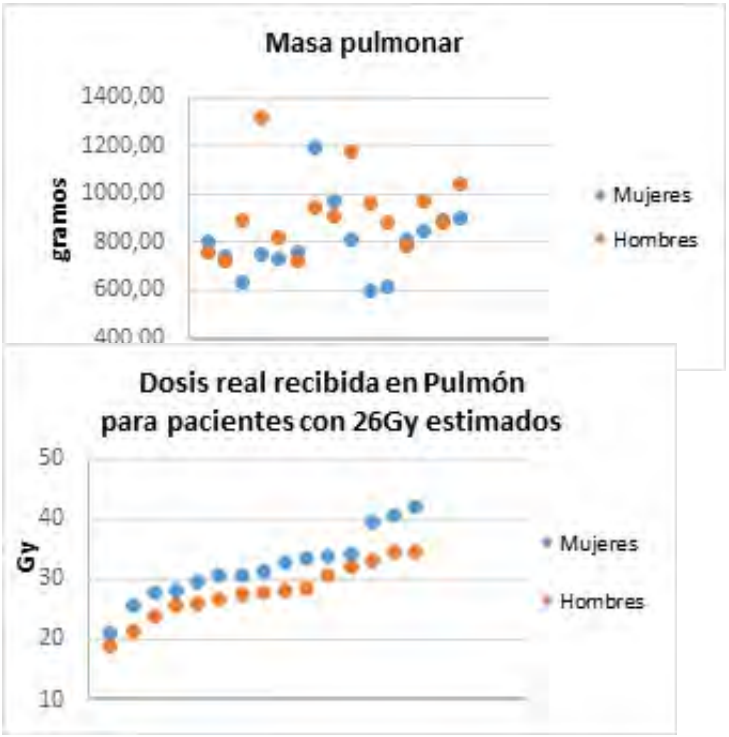
Si nos vamos a la región más inferior de los datos, en el rango de 600 g a 800 g donde se encuentra el 40% de los pacientes, encontramos infravaloraciones de la dosis pulmonar desde el 25% hasta el 68%.

Conclusiones

Que el 86.7% de los casos tengan menos de un kilogramo de masa pulmonar implica que la dosis en pulmón de esos pacientes ha estado, en mayor o menor medida, infraestimada, llegando a alcanzar un 68%.

En el caso de que el LSF de estos pacientes provoque que les lleguen a los pulmones 26 J, la dosis calculada con la estimación de masa actual sería de 26 Gy para todos ellos, dentro de la tolerancia de pulmón (30 Gy). Sin embargo, con las medidas tomadas, nos encontramos dosis reales desde 19 Gy hasta 42 Gy, como se muestran en la gráfica de la figura 2, y la gran mayoría de los pacientes recibirían más de los 26 Gy calculados.

Se recomienda realizar una dosimetría personalizada, midiendo la masa pulmonar de cada paciente o, para facilitar el proceso, trabajar con unas estimaciones de masa estándar más correctas que las actuales (1kg), situándolas en valores más realistas, de forma que se logre realizar una dosimetría correcta.



ID: 01267
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Corrección de atenuación en rastreos planares de gammacámaras mediante un estudio CT

Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Javier Sánchez Ruipérez[1] , Noelia Suárez Álvarez[1] , Álvaro A. Fernández Lara[1] , Sofía García Repiso[1] , Carlos Montes Fuentes[1] , Pablo L. Gómez Llorente[1]

1) Servicio de Radiofísica y P. R. Complejo Asistencial de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca

Objetivo del trabajo

Para efectuar dosimetría en terapia con radiofármacos se requiere disponer de varias adquisiciones a lo largo del tiempo para ver cómo evoluciona la actividad en un órgano específico. La forma más común de realizar estas adquisiciones es mediante rastreos planares. Sin embargo, en esta técnica las imágenes obtenidas no son cuantitativas y es necesario corregirlas para compensar diferentes aspectos siendo el principal de ellos la atenuación.

Mediante este trabajo, se propone un método de corrección de la atenuación en los rastreos planares mediante el mapa de atenuación proporcionado por un estudio CT.

Material y métodos

Todas las pruebas mostradas se realizan en una gammacámara Symbia (Siemens) con un CT incorporado.

En primer lugar se necesita disponer del coeficiente de atenuación para la energía de 99mTc en agua (μ_{agua}) pues, debido principalmente al efecto de la dispersión, no coincidirá con el coeficiente de atenuación lineal. Para ello se utiliza un vial con 2.23 mCi de 99mTc debajo de un maniquí cilíndrico rellenable de agua. Se realizan varias adquisiciones estáticas con espesores de agua conocidos, y se obtiene el μ_{agua} mediante un ajuste exponencial de las cuentas obtenidas, corregidas por el tiempo, al espesor de agua.

Por otra parte se adquiere un rastreo planar de un vial de 20 ml con 1.97 mCi de 99mTc inmerso en un maniquí cilíndrico de agua de 22 cm de diámetro. Se adquiere un CT en la misma configuración geométrica. Este CT, con vóxeles en Unidades Houndsfield, se transforma, mediante un programa de creación propia en Matlab, en valores de coeficiente de atenuación, mediante la relación que aparece en la ecuación 1:
$HU=((\mu_{voxel}- \mu_{agua})/ \mu_{agua})\cdot 1000$.

Hay que tener en cuenta que los coeficientes de atenuación cambian según la energía con la que se trabaje, por ello se ha de introducir un factor que lleve los coeficientes obtenidos a 55 keV (energía efectiva del CT) hasta los coeficientes a la energía de trabajo (140 keV en el caso del 99mTc): $\mu_{agua(140\ keV)}/ \mu_{agua(55\ keV)}$.

Una vez obtenido la matriz tridimensional de coeficientes de atenuación, el programa suma los vóxeles en la dirección antero-posterior, creándose así una matriz bidimensional cuyos pixeles son la suma aritmética de los valores del coeficiente de atenuación de los vóxeles (μ_T) que hay en esa proyección (Ecuación 2):
$e^{(-\mu_1 L)} \cdot e^{(-\mu_2 L)} \cdot e^{(-\mu_3 L)} \ldots = e^{(-(\mu_1+ \mu_2+ \mu_3)L)}= e^{(-\mu_T L)}$

siendo L el tamaño de voxel.

De esta forma, se ha obtenido un mapa de atenuación planar, que se podrá utilizar si se registra correctamente la posición con respecto los rastreos planares . Para esto, es necesario cambiar los tamaños de pixel para que coincidan entre el rastreo planar y el mapa de atenuación obtenido.

Para obtener el número de cuentas correcto en cada pixel del rastreo, según MIRD 16, se ha de utilizar la media geométrica de ambas proyecciones (AP y PA), compensada por la atenuación obtenida mediante la ecuación 3:

Cuentas reales = ?(cuentas$_{AP}$·cuentas$_{PA}$/ e^(-μ_TL))

Este valor se multiplica por la sensibilidad de nuestra gammacámara para obtener la actividad real que hay en cada pixel del rastreo planar.

Resultados

Tras el ajuste realizado mediante las adquisiciones con varios espesores de agua, se encuentra un coeficiente de atenuación del agua para el ^{99m} Tc (140keV) de 0.12 cm^{-1}, que es menor que el coeficiente de atenuación lineal (0.15 cm^{-1}) debido a que el efecto de la dispersión disminuye la atenuación en el estudio.

A partir del CT y del rastreo planar del maniqui cilíndrico con el vial de 99mTc, se encuentra que la actividad total calculada es de 1.98 mCi, por lo que el error obtenido frente a la actividad real es de un 0.8%.

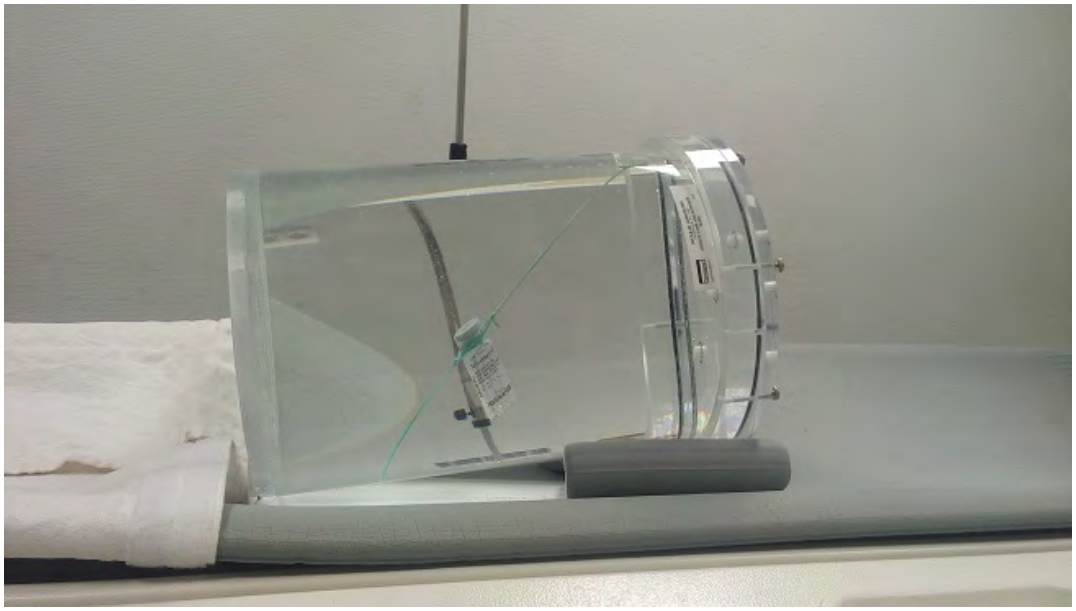
Conclusiones

Puesto que en transcurso de los estudios necesarios para efectuar dosimetría en terapia con radiofármacos suele realizarse un SPECT/CT es posible utilizar este CT para compensar la atenuación si en el resto de estudios se realizan únicamente rastreos planares.

$$HU = \frac{\mu_{voxel} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \times 1000 \text{ (Ecuación 1)}$$

$$e^{-\mu_1 L} \times e^{-\mu_2 L} \times e^{-\mu_3 L} \times \ldots = e^{-(\mu_1+\mu_2+\mu_3+\cdots)L} = e^{-\mu_T L} \text{ (Ecuación 2)}$$

$$Cuentas\ reales = \sqrt{\frac{cuentas_{AP} \times cuentas_{PA}}{e^{-\mu_T L}}} \text{ (Ecuación 3)}$$



ID: 01294
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

DOSIS PEDIÁTRICAS EN MEDICINA NUCLEAR

Gema Muñiz[1] , Rocío Iglesias[1] , Laura Brero Sánchez[1] , Carlos Baeza[1] , María Perucha[1] , María Carraso[1] , Javier Luis[1]

1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

1. Objetivo

La naturaleza no invasiva de las pruebas de Medina Nuclear hace que sean extremadamente útiles como herramienta para el diagnóstico y el estudio de la evolución de tratamientos en niños. Sin embargo, estas pruebas implican la exposición del paciente a rayos X o la administración de pequeñas cantidades de radiofármacos que emiten radiación beta o gamma. Se ha demostrado que éstas exposiciones están asociadas a un pequeño pero significativo aumento en la incidencia de tumores y este riesgo es mayor si se trata de niños, que tienen una mayor expectativa de vida durante la cual puede manifestarse un cáncer potencialmente producido por la radiación. El aumento de exposición a la radiación de la población pediátrica ha incitado el desarrollo de protocolos adecuados para reducir al mínimo la dosis recibida (principio ALARA, “as low as reasonably achievable”). Con el fin de optimizar estos protocolos es fundamental realizar un seguimiento de las pruebas realizadas a niños en medicina nuclear, los isótopos empleados y las actividades administradas. El objetivo del presente trabajo es determinar los valores de referencia local de dosis efectiva en pacientes pediátricos sometidos a pruebas de medicina nuclear, clasificándolos según el tipo de estudio y la edad del paciente.

2. Material/Métodos

Los datos recogidos se corresponden a los estudios pediátricos llevados a cabo en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Universitario Virgen del Rocío (Sevilla) durante el año 2016. Se ha determinado tanto la dosis efectiva asociada con la administración de radiofármacos como la debida a la realización de tomografías computarizadas (TC) en los estudios híbridos. En el primer caso, la metodología para calcular la dosis efectiva viene dada por ICRP-106, ICRP-80, ICRP-53 y el prospecto de los radiofármacos, mientras que para el caso de un TC la dosis efectiva se ha determinado desde el DLP (“Dose Lenght Product”) según NRPB-PE/1/2004, NRPB w67(2003) y AAPM report 96 (TG23) 2008. El hospital dispone de un protocolo mediante el cual todos estos datos dosimétricos aparecen recogidos en la historia clínica del paciente.

Se clasifican los 538 pacientes según su edad y tipo de estudio realizado, analizando la dosis media y desviación estándar. Para los pacientes sometidos a una TC, se determinará cuál es la dosis total administrada, resultado de la suma de la dosis debida a la administración de un radiofármaco más la dosis debida a la TC.

3. Resultados

Como se puede observar en la tabla 1, la mayoría de los pacientes pediátricos son sometidos a gammagrafías de riñón (44.8%), inyectándole radiofármacos marcados con el isótopo ^{99m}Tc. Esta prueba lleva asociado unos niveles de dosis muy bajos (0.7 mSv). Sin embargo, aunque el número de pacientes sometidos a un PET-TC es menor (10.9%), la dosis total (dosis por radiofármaco más dosis por CT) administrada durante esta prueba es la más alta con un valor medio de 14.5 mSv. En la figura 1 se puede observar que la mayoría de los pacientes pediátricos sometidos a pruebas de medicina nuclear tienen una edad inferior a 5 años (50%), encontrándose la proporción más pequeña para pacientes con edad superior a 14 años (14%).

4. Conclusiones

Las dosis más altas las reciben los pacientes sometidos a pruebas que implican la realización de una TC, y dentro de este grupo, aquellos que se han realizado un PET de tórax y abdomen, siendo con diferencia la prueba que implica una mayor dosis al paciente. Es muy importante, por tanto, utilizar técnicas de baja dosis. La realización de estudios como este permite optimizar las pruebas para delimitar el riesgo y evaluar el protocolo actual implantado.

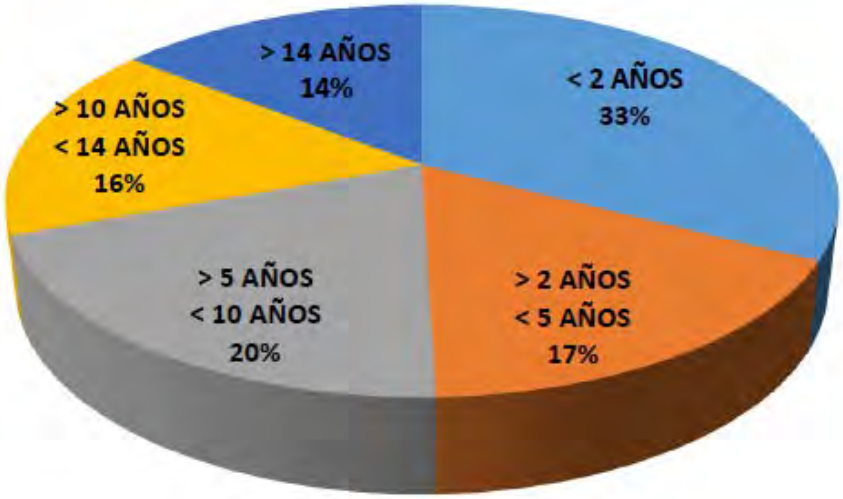


Figura 1. Distribución de pacientes pediátricos según su edad

Tipo de estudio	Frecuencia (nº casos)	Porcentaje (%)	Isótopo	Dosis media (mSv)	Desviación estándar (mSv)
PET-TC tórax y abdomen	25	4,6	^{18}F	14.5	4.3
PET-TC cuerpo entero	25	4.6	^{18}F	9.7	2.8
PET-TC cerebro	9	1.7	^{18}F	5.0	0.8
SPECT-TC esqueleto	23	4.3	^{99m}Tc	6.0	1.9
GA ósea	133	24.7	^{99m}Tc	3.0	1.1
GA glándula suprarrenal	21	3.9	^{123}I	2.8	1.4
GA tiroides	15	2.8	^{99m}Tc	1.7	0.4
GA digestivo	21	3.9	^{99m}Tc	1.6	0.8
GA riñón	241	44.8	^{99m}Tc	0.7	0.2
GA vejiga	25	4.6	^{99m}Tc	0.3	0.09

Tabla 1: Distribución de pacientes clasificados según el tipo de estudio. Dosis media total y desviación estándar de cada grupo.

ID: 01307
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

SimDoseCT: programa para la evaluación de dosis en un escáner volumétrico de Tomografía Computarizada

Maria Cros [1] , Raoul M S Joemai[2] , Jacob Geleijns[2] , Diego Molina[1] , Marçal Salvadó[1]

1) Facultat de Medicina i Ciències de la Salut, Universitat Rovira i Virgili, C/Sant Llorenç¸ 21, 43201 Reus, Espanya. 2) Radiology Department, Leiden University Medical Center, Albinusdreef 2, 2333 ZA Leiden, The Netherlands.

Objetivo

El objetivo de este trabajo es desarrollar un programa para evaluar las dosis en pacientes para un equipo de Tomografía Computarizada (TC) volumétrico dinámico basado en simulación Monte Carlo (MC) en maniquíes *voxelizados* de referencia publicados por la ICRP.

Materiales y métodos

Para el presente estudio se ha utilizado el escáner de TC Aquilion ONE (Toshiba). Este equipo de haz cónico contiene 320 hileras de detectores permitiendo operar con dieciséis anchuras distintas de haz de máximo 160 mm. El equipo puede funcionar en modo axial, modo helicoidal o en irradiación sin rotación del tubo para fines de planificación.

El programa de simulación MC que se ha usado para obtener las dosis en órganos y las dosis efectivas emplea el código EGS4 y fue desarrollado y caracterizado dosimétricamente para el Aquilion ONE en trabajos anteriores. También se implementaron al programa los maniquíes computacionales *voxelizados* publicados por la ICRP 110 y que representan el hombre (AM) y la mujer (AF) adultos estándar.

Usando este código se han realizado simulaciones para las combinaciones de los parámetros siguientes: voltaje (80, 100, 120 y 135 kVp), filtro de forma (S, M y L), punto focal (S y L) y anchura de haz (160, 128, 60, 50, 40, 16, 8, 4 y 2 mm). Se han llevado a cabo simulaciones axiales de una rotación desde la cabeza hasta los pies de los maniquíes cada 4 mm en todos los casos, excepto para las anchuras de haz menores (que se ha simulado cada 2 y 1 mm respectivamente). Además, se han realizado simulaciones con anchura de haz de 2 mm y con el tubo fijo de forma continua a lo largo de los maniquíes para la opción de planificación.

SimDoseCT, programado en lenguaje C#, consiste en una interfaz gráfica (Figura 1), conectada a la base de datos programada mediante MySQL, dónde se almacenan los resultados obtenidos en las simulaciones. Las dosis en órganos y la dosis efectiva que recibe un paciente estándar en el protocolo elegido por el usuario, así como el $CTDI_{vol}$ y el DLP se pueden visualizar en la interfaz en tiempo real y en un informe descargable.

Los valores de dosis que no contiene la base de datos pueden ser calculados por el mismo programa. De este modo, las dosis en posiciones del tubo no almacenadas, se interpolan linealmente. Además, se ha diseñado un cálculo de aproximación para protocolos que usan una de las siete anchuras de haz no existentes en la base de datos (140, 120, 100, 80, 32, 20 y 12 mm), así como para calcular las dosis en modo helicoidal.

Con el objetivo de validar el programa se han comparado las dosis obtenidas en el mismo y las obtenidas directamente con simulación MC para un mismo protocolo: cabeza, tórax y abdomen; para los dos maniquíes y para distintas anchuras de haz (160, 140, 120, 100, 80, 20, 12 y 2 mm) en modo axial y para 32 mm en un protocolo de abdomen helicoidal.

Resultados

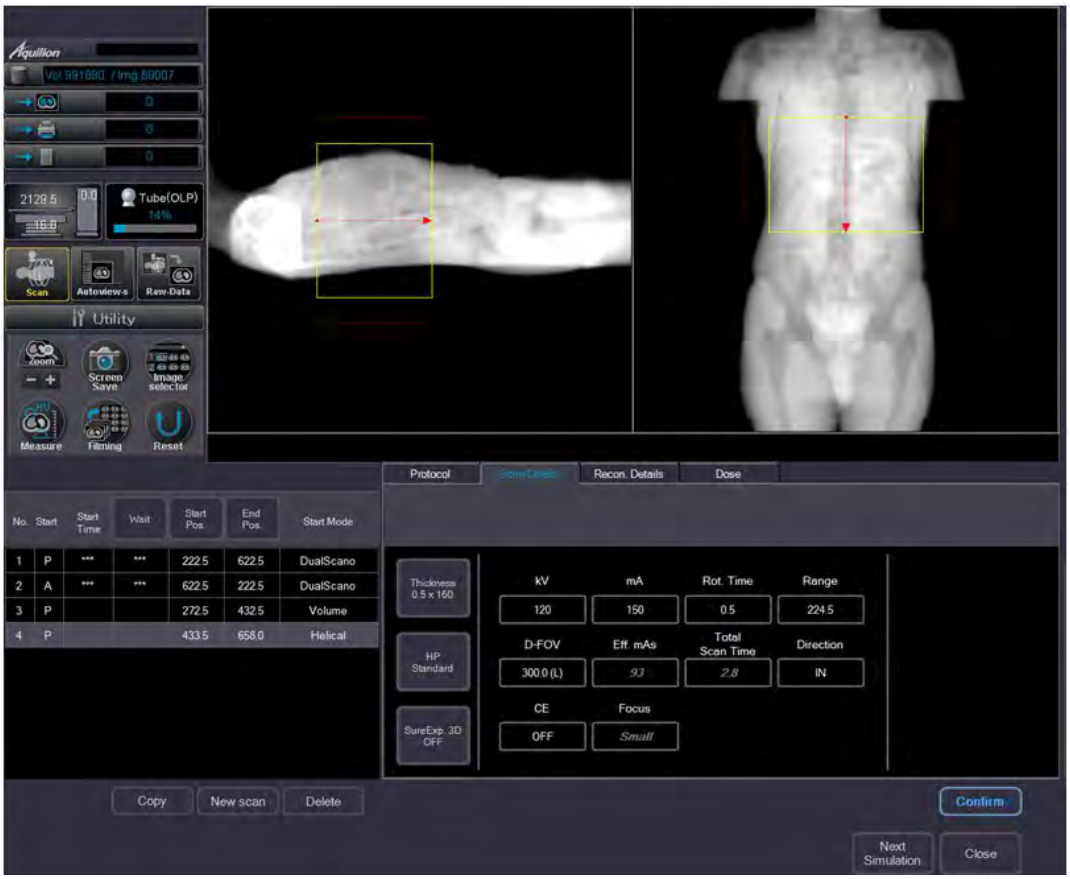
El programa SimDoseCT desarrollado en este estudio permite evaluar las dosis recibidas en pacientes para todos los posibles parámetros de adquisición que ofrece el equipo Aquilion ONE (Tabla 1).

En la comparación de dosis efectivas obtenidas mediante el programa SimDoseCT y la simulación MC para

cabeza, tórax y abdomen, se han encontrado unas diferencias inferiores al 8 %, siendo nulas en la mayoría de los casos. Para los protocolos que usan anchuras de haz que implican el cálculo de dosis mediante métodos de aproximación, las diferencias halladas en las dosis en órganos son menores al 10%, excepto para casos en que las dosis son muy pequeñas (< 0,5 mSv) o para órganos con masa muy pequeña como la región extra torácica, el timo o el cristalino, dónde pueden llegar a 1 mSv. En estos casos las dosis obtenidas en SimDoseCT son las más conservadoras.

Conclusión

En el presente estudio se ha desarrollado y validado el programa SimDoseCT, una herramienta práctica para la evaluación de dosis en pacientes estándares en estudios de TC para un escáner volumétrico de 320 hileras de detectores basado en simulación MC.



MODO ESCANEO	MANIQUÍ	VOLTAJE (kVp)	FILTRO DE FORMA (FOV)	PUNTO FOCAL	ANCHURA DE HAZ (mm)
Volumétrico (axial)	AM, AF	80, 100, 120, 135	S, M, L	S , L	160, 140, 128, 120, 100, 80, 60, 50, 40, 32, 20, 16, 12, 8, 4, 2
Helicoidal	AM, AF	80, 100, 120, 135	S, M, L	S , L	80, 50, 40, 32, 20, 16, 8, 4, 2
Irradiación tubo fijo (planificación)	AM, AF	80, 100, 120, 135	S, M, L	L	2

ID: 01343
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Dosimetría interna de pacientes de medicina nuclear con el código de simulación PENELOPE

Natalia López-Vilanova[1] , Maria Amor Duch[1] , Santiago Bullich[2]

1) Institut de Tècniques Energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya 2) Piramal Imaging GmbH

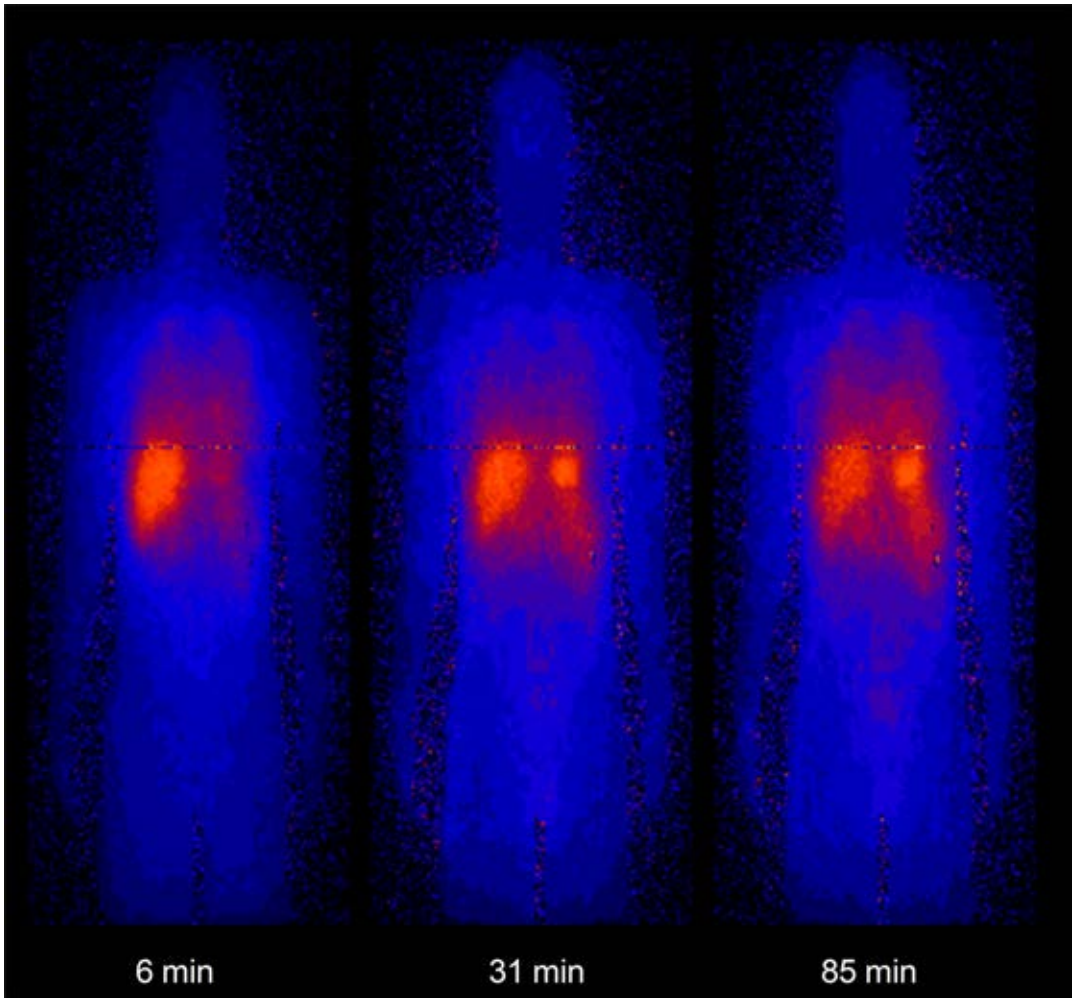
Objetivo: La estimación de la dosis interna del paciente en medicina nuclear es un tema de creciente interés. La posibilidad de realizar la dosimetría individualizada para cada paciente, a partir de imágenes de su anatomía y distribución del radiofármaco, puede ser una de las mayores mejoras para la determinación de la dosis en comparación con las técnicas de dosimetría estándar basada en modelos prefijados. El presente estudio tiene como objetivo la puesta a punto de técnicas de simulación Monte Carlo para la estimación de la dosimetría interna individualizada en pacientes de medicina nuclear, habiéndose desarrollado varias rutinas para la simulación a partir de imágenes PET/CT.

Material y métodos: Para la simulación Monte Carlo basada en imágenes, se emplea la adquisición de imágenes dinámicas PET/CT. A partir de ellas se obtiene al mismo tiempo la anatomía específica del paciente (CT) y la distribución del radiofármaco aplicado (PET). Se han desarrollado rutinas en el entorno MATLAB de tal modo que a partir de la imagen anatómica se asigna un medio material (densidad y composición) a cada voxel, y a partir de la imagen funcional se calculan las funciones de densidad de probabilidad acumulada de que la aniquilación se haya producido en cada voxel, y por tanto, la posición del positrón emitido por el radiofármaco. Esta información se usa como ficheros de entrada de penEasy/PENELOPE. El isótopo a simular se indica en el archivo de entrada a partir del espectro beta correspondiente (energía y probabilidad) calculado previamente. Como resultado de la simulación con PENELOPE se obtiene un fichero de salida que corresponde a un mapa de distribución de dosis a nivel de voxel, y puede ser exportado como una imagen de dosis absorbida. Si se dispone de un estudio dinámico (imágenes en distintos momentos temporales tras la administración del radiofármaco), una rutina específica permite obtener la dosis absorbida total debida al radiofármaco en los órganos de interés para el usuario.

Con el fin de validar las rutinas desarrolladas en imágenes para las que se conociera perfectamente la actividad de radiofármaco presente en cada órgano se simularon imágenes PET a partir del maniquí voxelizado de Zubal. Se asignó una distribución de actividad de radiofármaco homogénea en cada órgano en base a las curvas tiempo-actividad publicadas para el radiofármaco empleado en el estudio (11C-GSK931145), generándose 9 modelos de actividad. Las imágenes PET se simularon con el código Simset configurado para un PET/CT generándose imágenes realistas en cuanto a nivel de ruido, así como se empleó el código Stir para la reconstrucción.

Resultados: Se han estimado las dosis absorbidas en cada órgano de interés, teniendo en cuenta la contribución tanto de origen beta como fotónica, habiéndose determinado también la contribución fotónica por separado. En la figura 1 pueden observarse distintas imágenes de dosis absorbidas fotónicas correspondientes a distintos momentos temporales. Para el órgano blanco, el hígado en el caso del 11C-GSK931145, la incertidumbre promedio en un voxel ha sido de 2.4 ± 0.2%.

Conclusiones: Se ha puesto a punto una técnica para realizar análisis dosimétricos individualizados que puede ser aplicada a pacientes sometidos a exploraciones PET/CT.


6 min
31 min
85 min

ID: 01351
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Modelo con alta precisión para la evaluación de la VMAT y sistemas de verificación asociados

Ana Rita Pereira Barbeiro[1] , Ana Ureba[2] , José Antonio Baeza[3] , Rafael Linares[4] , Maria Perucha[5] , Elisa Jiménez Ortega[6] , Santiago Velázquez[7] , Juan Carlos Mateos[8] , Antonio Leal [6]

1) Dpto. Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla 2) Medical Radiation Physics, Stockholm University, Karolinska Institutet / Instituto de Biomedicina de Sevilla, IBIS 3) Dept. Radiation Oncology, Maastricht University Medical Center / Dpto. Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla 4) Servicio de Radiofísica, Hospital Infanta Luisa, Sevilla 5) Servicio de Radiofísica, Hospital Infanta Luisa, Sevilla / Instituto de Biomedicina de Sevilla, IBIS 6) Dpto. Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla / Instituto de Biomedicina de Sevilla, IBIS 7) Servicio de Radiofísica, Hospital Virgen del Rocío, Sevilla / Instituto de Biomedicina de Sevilla, IBIS 8) Servicio de Radiofísica, Hospital Virgen del Rocío, Sevilla

Objetivo:

La implementación de una técnica radioterápica dinámica, como la VMAT, involucra dos principales fuentes de incertidumbre: una relacionada a la precisión del cálculo de la dosis, y otra asociada a la impartición continua de un cálculo discreto. Para una evaluación justa y fiable de las soluciones de VMAT actuales, es necesario llevar a cabo una verificación específica, tanto del paciente como del acelerador y del sistema de planificación, para controlar y reducir las incertidumbres inherentes.
En este trabajo se propone el uso de un modelo específicamente desarrollado para integrar la alta precisión de la simulación Monte Carlo (MC) y alta resolución de medidas 3D con película radiocrómica en un maniquí propio, para estudiar la eficiencia de las soluciones VMAT actualmente en uso. Este modelo, junto con el maniquí se ha implementado en un sistema para su aplicación clínica, llamado QuAArC.

Material y Métodos:

Para una verificación 3D se diseñó un maniquí cilíndrico que permite enrollar películas radiocrómicas a diferentes distancias radiales del isocentro. De este modo, es posible tener en cuenta la fluencia de entrada, la distribución de dosis 3D y también la dosis absoluta con cámara de ionización. Además, se desarrolló una simulación MC automática de los ficheros log de tratamientos VMAT para calcular las geometrías irradiadas, mientras que las unidades monitor (UMs) reales se ajustaron experimentalmente para reconstruir el histograma dosis-volumen (HDV) en la imagen del paciente, a través de un proceso de retroalimentación que integra las medidas experimentales en el maniquí. Los datos de espacios de fase de cada punto de control (CP) se obtuvieron con el código EGSnrc/BEAMnrc para varios aceleradores Elekta, previamente modelados. La Figura 1 muestra el flujo de trabajo del modelo propuesto. Varios casos clínicos, previamente solucionados con diferentes sistemas de planificación y verificados con distintas soluciones comerciales, fueron seleccionados para poner a prueba la viabilidad operativa del modelo. También se estudió el nivel de discretización utilizado para la simulación de los ficheros log y su efecto frente a una detección de alta densidad proporcionada por películas en el maniquí.
Para una verificación en tiempos más cortos y más adaptada a la práctica clínica, la implementación del sistema QuAArC se puede llevar a cabo en un planificador comercial, tal como MONACO, donde pueden gestionarse individualmente las dosis debidas a cada CP. La integración de dosimetría portal en el algoritmo de retroalimentación propuesto, también se hace posible. Para esto último, imágenes obtenidas con el sistema de dosimetría portal durante la irradiación del maniquí, para verificación pre-tratamiento se han calibrado en dosis a través de un modelo propio basado en factores de corrección MC.

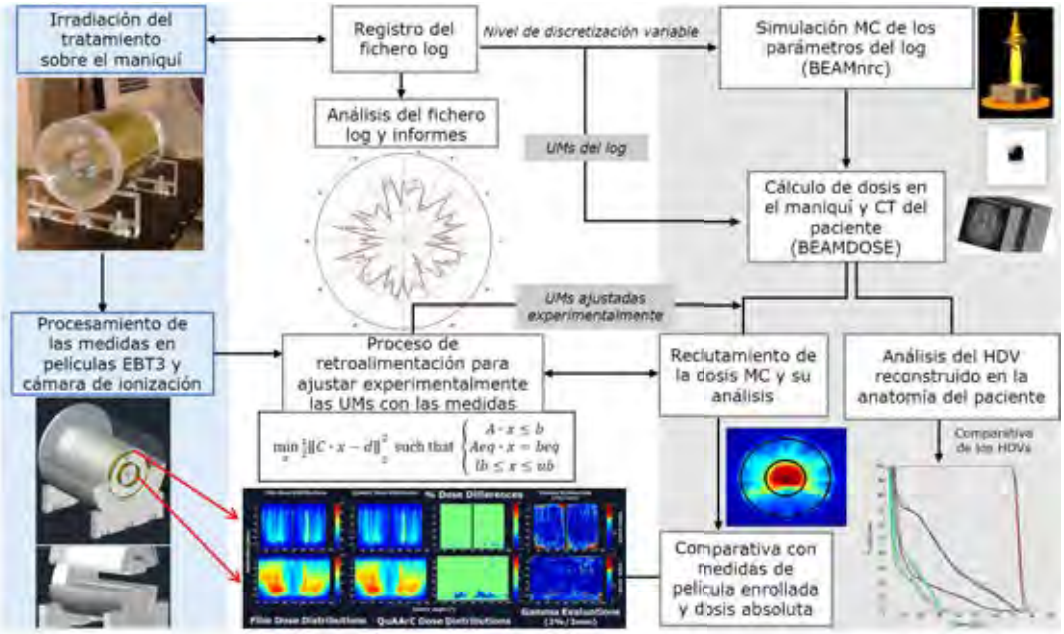
Resultados:

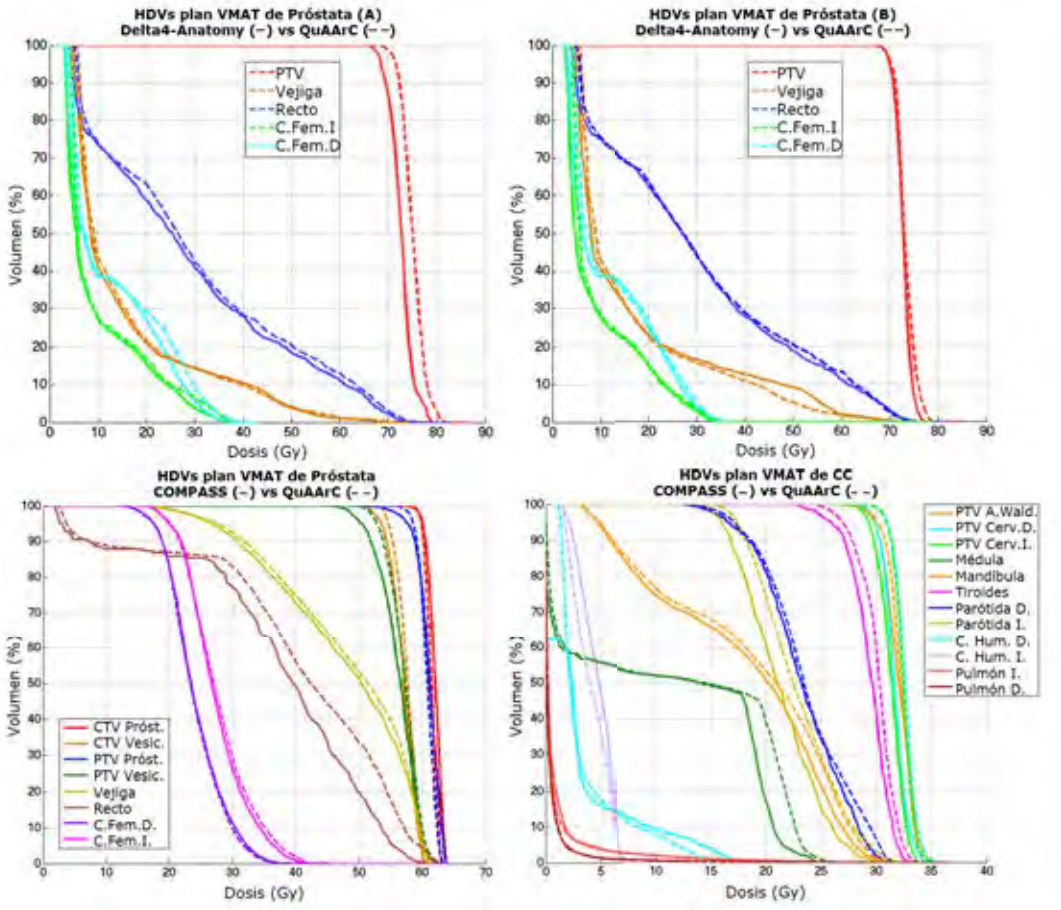
Las distribuciones de dosis reconstruidas por nuestro modelo mostraron un alto acuerdo con las medidas en película (> 90% de puntos con índice gamma global <1, para 2% /2 mm) y valores de dosis absoluta dentro del 3% de la medida con cámara. Esto mostró un funcionamiento correcto del procedimiento de retroalimentación y fiabilidad de los resultados de los HDV. El nivel de discretización del log para el cálculo y verificación de la dosis

mostró ser sensible a la densidad de detección. Se observaron diferencias en los HDV reconstruidos con QuAArC frente a los evaluados de otros sistemas comerciales (Figura 2), vinculadas al grado de densidad de detección de los dispositivos y/o al algoritmo de optimización implementado en los sistemas de planificación.

Conclusión:

El modelo propuesto mostró ser válido para la evaluación de las soluciones VMAT y de otros sistemas de verificación. Además, los resultados obtenidos también mostraron que el modelo es suficientemente robusto y eficiente para su aplicación clínica, como sistema de verificación pre-tratamiento de VMAT.





ID: 01375
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Análisis del algoritmo AAA y de tratamientos VMAT de pelvis en presencia de prótesis de cadera

Miguel López Sánchez[2] , María Pérez Fernández[2] , Victor Hernández Masgrau[1] , Juan Antonio Vera Sánchez[1] , Rubén Abella Cereigido[1] , Manuel González Leyba[1] , Manel Artigues Pedrola[1]

1) Hospital Universitari Sant Joan de Reus 2) Hospital Universitario Lucus Augusti

Introducción: En este trabajo se ha testeado el algoritmo Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) para haces que atraviesan prótesis de cadera de varios tipos y se ha desarrollado un procedimiento para mejorar la exactitud del cálculo de dosis en tratamientos de VMAT.

Material y Métodos: Se ha realizado el estudio con los tipos de prótesis más habituales en la actualidad. El vástago está hecho de una aleación de titanio (TiAlNb). La cabeza femoral está fabricada en una aleación de cobalto, cromo y molibdeno o de un material cerámico(Al_2O_3). La componente acetabular consta de un núcleo de polietileno cubierto de una capa delgada que puede contener varios metales. En este estudio asumimos que está compuesta solo de titanio.

- Testeo del algoritmo de cálculo AAA

Se ha diseñado un maniquí cúbico compuesto por una prótesis de cadera inmersa en un medio equivalente a agua y se le ha realizado un TAC.

Utilizando el planificador Eclipse™ se han contorneado los volúmenes de las diferentes partes de la prótesis y se han corregido manualmente los artefactos producidos por el metal. Se han asignado las densidades electrónicas de los diferentes materiales de la prótesis y se ha creado un plan consistente en un haz de 6MV con dirección perpendicular a la prótesis. La dosis se ha calculado con el algoritmo AAA. Se ha disparado el haz planificado sobre el maniquí real en un acelerador Varian Trilogy™ y, usando películas radiocrómicas GAFCHROMIC® EBT3, se ha registrado la distribución de dosis en dos planos ubicados en la parte posterior de la prótesis. Posteriormente, se ha comparado la distribución de dosis obtenida con la proveniente del planificador usando el software IBA Dosimetry® OmniPro-I'mRT. Se ha buscado la densidad electrónica que, asignada a cada material, minimiza la diferencia de dosis entre las dos distribuciones (Fig 1). Se ha repetido el mismo proceso para los diferentes tipos de prótesis (Tabla I).

- Comprobación de un tratamiento de VMAT

Se ha construido un maniquí, simulando la anatomía de un paciente real con prótesis de cadera con cabezas de CoCrMo y cerámica. Se ha realizado un TAC y delimitado estructuras simulando un caso real de tratamiento de próstata. Se han planificado tratamientos de VMAT usando tres valores diferentes de densidad electrónica para las prótesis
i. Las asignadas automáticamente por el TPS en función de las HU que proporciona el TAC(**?$_e$** *no corregida*)
ii. Las reales (**?$_e$** *real)*
iii. Las que maximizan la exactitud del cálculo(**?$_e$** *óptima*)

A continuación se ha disparado el tratamiento, registrando con películas radiocrómicas la dosis liberada en tres planos ubicados entre las dos prótesis. También se han hecho medidas usando una cámara de ionización de 0.04cm^3 (Iba CC04) para ajustar la dosis absoluta administrada a las películas. Mediante el método gamma se han comparado las distribuciones de dosis medidas con las calculadas por el planificador(Tabla I).

Resultados: Los resultados del análisis gamma aparecen reflejados en la TablaI. Usando la densidad electrónica correspondiente al valor de saturación del TAC (**?$_e$** *no corregida*) se obtienen porcentajes de aprobación del gamma(2%,2mm) que van desde 81% para el plano más cercano a la prótesis de CoCrMo hasta el 93% en el plano más alejado. En los otros dos casos (**?$_e$** *real* y **?$_e$** *óptima*), los resultados son mucho mejores estando el

porcentaje de aprobación por encima del 95% en todos los planos.

Conclusiones: Se concluye que, una vez corregidas las densidades, el algoritmo AAA es lo suficientemente preciso para realizar tratamientos de VMAT en pacientes con prótesis de cadera con unos resultados comparables al caso sin prótesis. Para ello es imprescindible conocer el material de las prótesis en cada caso a partir de información de cada paciente o realizando imágenes de megavoltaje en las que se pueden identificar los distintos materiales. También es necesaria la corrección manual de los artefactos si no se dispone de algún algoritmo de supresión de los mismos.

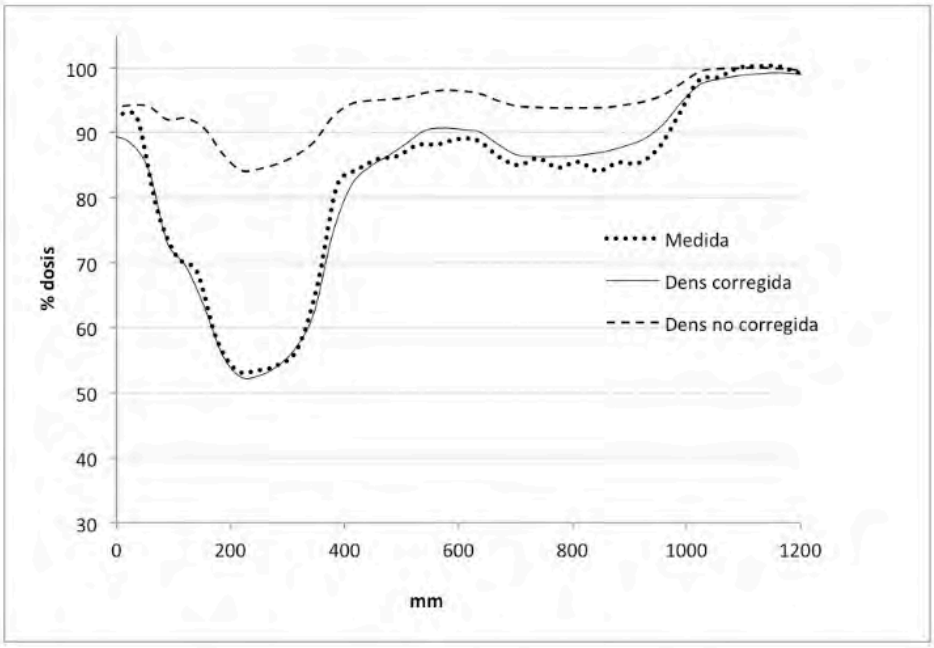


Figure 1. Perfil de dosis que muestra la atenuación producida por una prótesis. Se muestran los resultados de la medida y del cálculo con y sin corrección de las densidades.

TABLA I

Material	***Densidad electrónica relativa***		
	ρ_e ***real***	ρ_e ***óptima***	ρ_e ***no corregida***
CoCrMo	6.75	8.20	2.60
TiAlNb	3.73	3.92	2.60
Cerámica	3.50	3.92	2.60

ID: 00895
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

ESTUDIO DE LA RESPUESTA DE UN DETECTOR DE CeBr3

Fernando Legarda Ibañez[1] , Natalia Alegría Gutiérrez[1]

1) Universidad del País Vasco / Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV/EHU)

1. Objetivo

A lo largo de última década, con el desarrollo de nuevos detectores que no necesitan refrigeración para operar correctamente realizando espectrometría gamma, entre otros, los detectores de centelleo de Bromuro de Lantano ($LaBr_3$), Bromuro de Cerio ($CeBr_3$) o Ioduro de Estroncio (SrI_2), se está analizando la posibilidad, a nivel europeo, de incluir alguno de estos nuevos detectores en las redes de vigilancia que operan en continuo. De manera que, además de disponer de los valores de tasa de dosis de radiación gamma que se miden en esas redes de vigilancia, se dispondría de información sobre el o los radionucleidos responsables del incremento que pudiera detectarse.

A partir de los espectros obtenidos por los detectores de espectrometría gamma se puede estimar la tasa de dosis y para ello es necesario caracterizar el comportamiento de los mismos.

Se ha hechor un estudio de la respuesta del detector de Bromuro de Cerio ($CeBr_3$) que permite evaluar la posibilidad de predecir su respuesta utilizando técnicas de Monte-Carlo.

2. Métodos

El estudio del detector de Bromuro de Cerio de 1 x 1 pulgadas ha consistido en los siguientes análisis:

- Análisis experimental: calibración, obtención de espectros de tres fuentes puntuales: ^{241}Am, ^{137}Cs y ^{60}Co y cálculo de la eficiencia del detector en los picos de esos radionucleidos.

Para esta actuación, el detector y las diferentes fuentes se han situado enfrentados una distancia de 35 cm entre ambos. Los experimentos se han realizado colocando el detector y las distintas fuentes sobre una mesa de metacrilato y con unos posicionadores del mismo material, que provoca una retrodispersión muy baja.

En cuanto al tiempo de contaje, el fondo del laboratorio se ha medido durante 86400 s, mientras que los espectros de las 3 fuentes puntuales se han medido durante el tiempo necesario para que se dispusiera de al menos 10000 cuentas en el canal central del pico característico de cada uno de ellos.

- Análisis de simulaciones: empleando el código de Montecarlo MCNP-5 se ha simulado el laboratorio donde se ha

realizado la parte experimental, la geometría del detector y las fuentes radiactivas.

Asimismo para realizar la simulación ha sido necesario incorporar la ecuación obtenida en la calibración en energía del detector, además de incluir los parámetros que permiten obtener el FWHM, de manera que se puedan obtener de forma simulada los espectros obtenidos experimentalmente.

3. Resultados

Los resultados de los tres análisis del estudio son los siguientes:

- Se debe destacar que por debajo de 40 keV los detectores de este tipo muestran una no linealidad en la respuesta debido a la existencia de una discontinuidad en el rendimiento luminoso y que la eficiencia en el pico de 661.6 keV del ^{137}Cs próxima al 3%.

- Análisis experimental: se puede destacar que a partir de la calibración se ha obtenido una curva de ajuste canal-energía polinómica de grado dos y que todos los espectros obtenidos tienen una incertidumbre inferior al 10 %.

3º Análisis de simulaciones: se puede destacar que todas las simulaciones tienen incertidumbres en cada canal inferiores al 5% y que el tiempo de ejecución de las simulaciones es de 90 minutos, a pesar del número de elementos incluidos (paredes, suelo, techo, mesa, posicionadores, detector y fuentes).

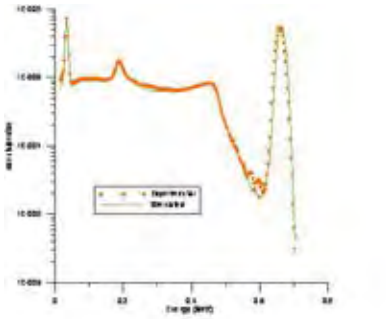
Como comparación, en la figura 1 se muestran los resultados obtenidos con la fuente puntual de ^{137}Cs.

Las eficiencias obtenidas de forma experimental y simulada son coherentes, como se muestra en la siguiente tabla:

4. Conclusión

Se puede concluir que las medidas experimentales y los resultados de las simulaciones tienen un ajuste muy bueno.

Fuente	Energía (keV)	Eficiencia Experimental (%)	Eficiencia Simulada (%)
^{241}Am	59.5	$1.5\ 10^{-2}$	$1.5\ 10^{-2}$
^{137}Cs	661.6	$5.4\ 10^{-3}$	$5.4\ 10^{-3}$
^{60}Co	1173.2	$1.5\ 10^{-3}$	$1.6\ 10^{-3}$
^{60}Co	1332.5	$1.2\ 10^{-3}$	$1.2\ 10^{-2}$



ID: 00920
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

MODELIZACIÓN BIOCINÉTICA DEL I-131 EN PACIENTES CON CÁNCER DE TIROIDES. DOSIMETRÍA INDIVIDUALIZADA

Jacobo Guiu-Souto[1] , Juan Pardo-Montero[1] , Pablo Argüeso[3] , Manuel Sánchez-García[1] , Óscar López-Pouso[2] , Miguel Pombar-Cameán[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela 2) Departamento de Matemática Aplicada. Universidad de Santiago de Compostela 3) Centro de Superomputación de Galicia

(1) El propósito del presente trabajo consiste en realizar un modelo biocinético compartimental que reproduzca el metabolismo del I131 en pacientes con carcinoma de tiroides de cara a realizar una dosimetría individualizada. Para que el modelo sea particular para cada paciente se utiliza un procedimiento de optimización iterativo en el que éste se ajusta con datos experimentales obtenidos directamente del paciente. Así pues, se intenta obtener aquella actividad que deposita la dosis óptima sobre el tejido patológico, y consecuentemente, ajuste de manera razonable la dosis sobre órganos y tejido libre de afección. El modelo biocinético propuesto es más realista que otros modelos como, por ejemplo, el propuesto en las publicaciones Nº 53 y Nº 30 de la International Commission on Radiological Protection (ICRP), actualmente en uso. Además permite también considerar el fenómeno de disfunción renal/diálisis.

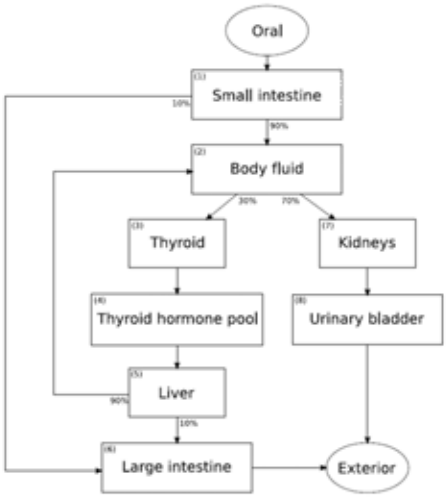
(2) El modelo utilizado (ver Fig.1) se corresponde con un sistema de ecuaciones diferenciales acopladas de nueve compartimentos: tiroides (o restos postquirúrgicos), estómago, intestino delgado, torrente sanguíneo, depósito corporal de ^{131}I organificado, intestino grueso, hígado, riñones y vejiga. La cinética de cada compartimento se rige por tres fases, incorporación, residencia y eliminación. Para la resolución del modelo, se emplea un método lineal multipaso conocido como backward differentiation formula (BDF). Una vez obtenido el valor de la actividad por compartimento la dosis se obtiene por medio de los coeficientes tabulados del RAdiation Dose Assessment Resource (RADAR) utilizando el maniquí de mujer adulta. Las condiciones iniciales de arranque del modelo son actividades nulas para todos los compartimentos salvo para el estómago que parte de una actividad inicial conocida. Respecto de los semiperiodos de las constantes de intercambio entre compartimentos, inicialmente se parte de valores tabulados en la literatura (ICRP/MIRD). Sin embargo, con el fin de que el modelo ajuste a la naturaleza de cada paciente, estos semiperiodos se perturban, mediante un procedimiento iterativo de optimización, basado en el algoritmo de Nelder-Mead, en el cual se minimiza la Chi-cuadrado correspondiente a la diferencia entre los valores del modelo y datos experimentales de tasa de dosis medidos sobre el paciente en las horas posteriores a la administración del I131.

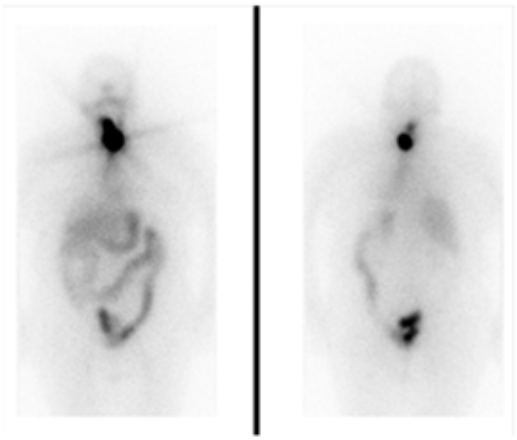
(3) En la Fig.2a se presenta el valor de la evolución de la actividad obtenida mediante: nuestro modelo, el modelo de ICRP y la experimental determinada a partir de detector de radiación calibrado. Se observa como los resultados del modelo de la ICRP no se adecúan a la curva experimental, sin embargo nuestro modelo presenta buena correlación. La dosis equivalente en médula roja para nuestro modelo y para el de ICRP son, 34 µGy/MBq y 131 µGy/MBq, respectivamente. En lo referente a la dosis efectiva total, el valor obtenido por nuestro modelo es 540 µGy/MBq mientras que para ICRP resultan 1 mSv/MBq. Por otro lado, en la Fig.2b se observa la repercusión en la actividad acumulada de un paciente con una disfunción renal del 50%, lo que conlleva un incremento de dosis efectiva del 69.1%, mientras que si se somete a un ciclo de diálisis de 4 horas/día el incremento sería del 48.2%.

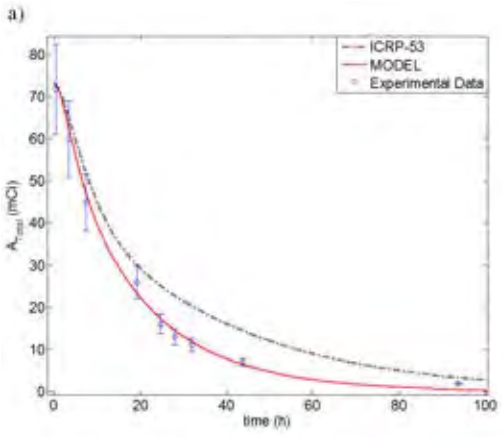
(4) La estrategia de utilizar un método de optimización para ajustar el modelo a los datos experimentales, junto con el hecho de resolver un mayor número de compartimentos que los modelos tradicionales, permite lograr dosimetrías más realistas. Además, la manera en que se realiza la modelización, permite abordar otros fenómenos como el de la disfunción renal y/o diálisis que significativamente afectan a la dosimetría.

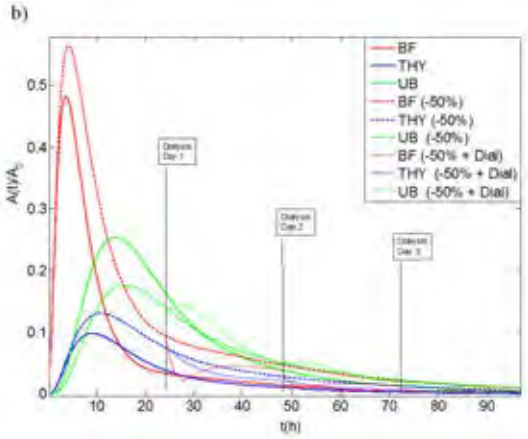
---

[1]J. Guiu-Souto, J. Pardo-Montero, M. Sánchez-García, O. López-Pouso and M. Pombar-Cameán. *Biokinetic modelization of ^{131}I in patients with thyroid caner: impact on internal dosimetry*. Physics in Medicine and Biology (*Submitted)*


Oral
Small intestine
Body fluid
Thyroid
Kidneys
Thyroid hormone pool
Urinary bladder
Liver
Large intestine
Exterior




a)
ICRP-53
MODEL
Experimental Data
time (h)


b)
BF
THY
UB
BF (-50%)
THY (-50%)
UB (-50%)
BF (-50% + Dial)
THY (-50% + Dial)
UB (-50% + Dial)
t(h)

ID: 01164
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

ESTUDIO DE LA ANISOTROPÍA DE LAS FUENTES DE 252Cf Y 241Am-Be DEL LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS DEL CIEMAT

Roberto Méndez Villafañe[1] , Marco Aurelio Sousa Lacerda[2] , Xandra Campo Blanco[1]

1) CIEMAT 2) CDTN/CNEN, Brasil

OBJETIVO

El Laboratorio de Patrones Neutrónicos del CIEMAT (LPN) constituye el laboratorio de referencia nacional en metrología neutrónica. Es uno de los laboratorios con que cuenta el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT (LMRI) depositario de los patrones nacionales para radiaciones ionizantes (Real Decreto 533/1996).

Esta instalación cuenta con dos fuentes neutrónicas calibradas de ^{252}Cf (con valores nominales de 0,225 µg, 5 GBq, y una tasa de emisión a fecha 1-09-2016 de B= $1{,}75 \cdot 10^{8}$ s^{-1}), ^{241}Am-Be (185 GBq y B= $1{,}1 \cdot 10^{7}$ s^{-1}) y está desarrollando una tercera de Cf moderado por agua pesada, según las recomendaciones del a norma ISO 8529, *Reference neutron radiations*. Esta norma recomienda la determinación del factor de anisotropía para cada fuente por Monte Carlo, en los casos en que no sea posible la medida experimental. Debido al diseño de la instalación, en la que las fuentes están asociadas a un sistema de manipulación y posicionamiento automatizado se ha recurrido a una simulación mediante MCNPX, comparándolo con la bibliografía existente.

MATERIALES Y MÉTODOS

Las fuentes neutrónicas están doblemente encapsuladas y, además, alojadas en unos porta-cápsulas diseñados para su manipulación remota por los sistemas automatizados del LPN desde la Sala de Control, *Fig. 1*. Por ello se han simulado todos los detalles constructivos tanto de las fuentes como de los porta-cápsulas y de los elementos más relevantes de la propia Sala de Irradiación, empleando MCNPX 2.7 junto con las librerías ENDF/B VII.

Figura 1. Detalles de la simulación mediante MCNPX 2.7 de las fuentes de ^{252}Cf y ^{241}Am-Be en sus porta-cápsulas.

La fuente de ^{252}Cf ha sido manufacturada por QSA Global, y se trata del modelo X.1, de 10,06 mm x 7,8 mm (Ø) según la clasificación ANSI/ISO C66545. La de ^{243}Am-Be fue manufacturada por Eckert & Ziegler, y es del tipo Am1.N20 con dimensiones son 48,6 mm x 19,1 mm (Ø) y según la clasificación C66646. Ambas fuentes tienen geometrías cilíndricas por lo que se ha estudiado su anisotropía según los dos ejes de rotación, transversal y longitudinal. Los cálculos se han realizado para ángulos entre 0º y 180º en intervalos de 5º.

Se han realizado simulaciones de las fuentes en sus cápsulas sin los porta-cápsulas y con ellos para determinar la influencia de los materiales. Se han desarrollado simulaciones complementarias variando la posición del material en la zona activa de las fuentes para evaluar efecto.

El factor de anisotropía $F_I(?)$ se define como la relación entre la fluencia para un cierto ángulo *?* respecto al eje de referencia, y una fluencia promedio sobre todos los puntos alrededor de la fuente a una misma distancia.

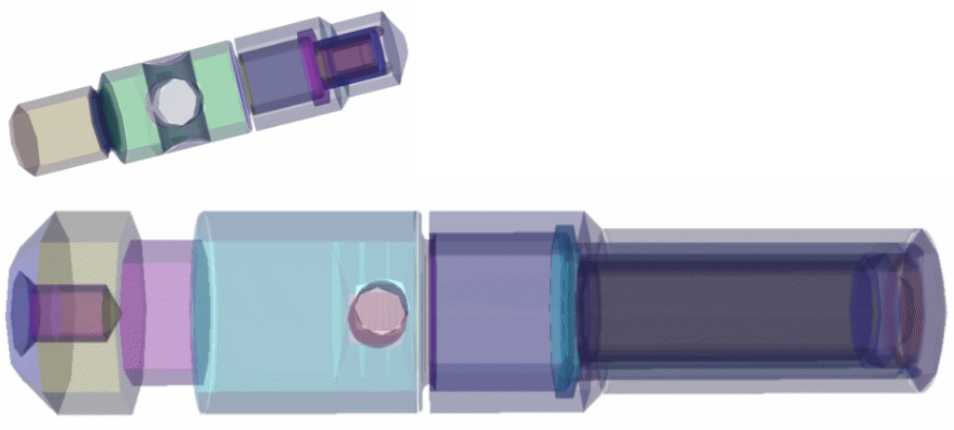
RESULTADOS

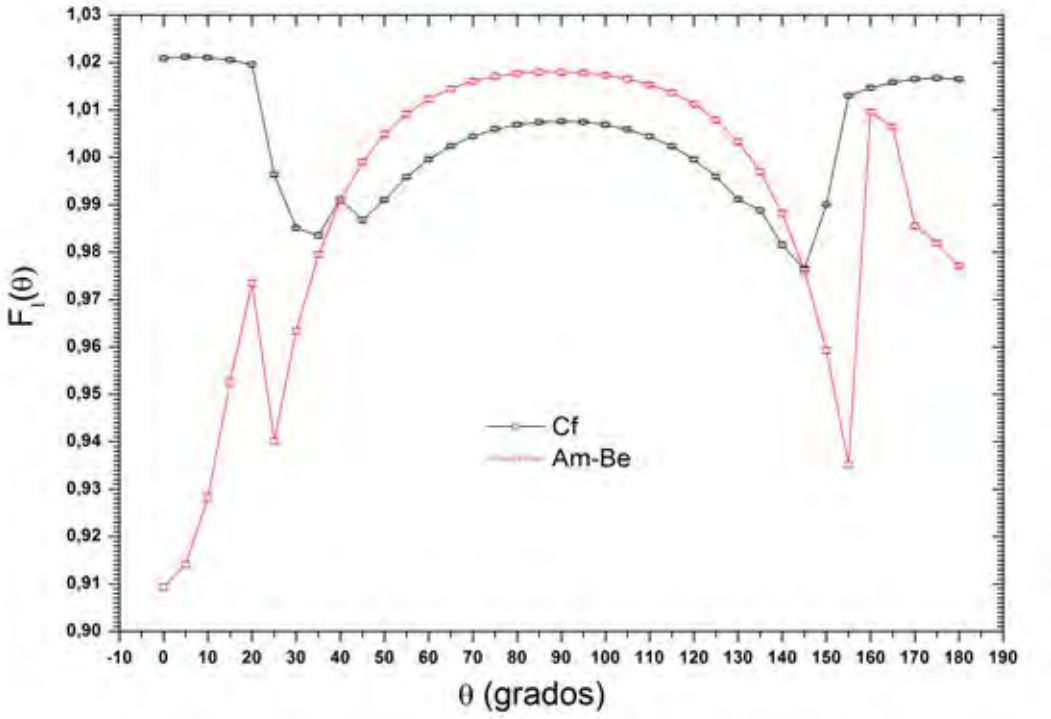
El valor obtenido para el factor de anisotropía a 90º, $F_l(90)$, para la fuente de Am-Be sin el porta-cápsula está de acuerdo las medidas experimentales realizadas por la empresa proveedora. Para la fuente de Cf el valor determinado en este trabajo también concuerda con los datos publicados por otros autores para el mismo tipo de cápsula.

Fig. 2. Comparación de los factores de anisotropía calculados para las fuentes de ^{241}Am-Be y ^{252}Cf sin porta-cápsulas.

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos permiten concluir que los factores de anisotropía calculados pueden ser empleados con seguridad para las calibraciones rutinarias desarrolladas en el LPN.




1,03
1,02
1,01
1,00
0,99
0,98
0,97
0,96
0,95
0,94
0,93
0,92
0,91
0,90
F1(θ)
-10 0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100 110 120 130 140 150 160 170 180 190
θ (grados)
Cf
Am-Be

ID: 01168
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

VIGILANCIA DOSIMÉTRICA DE TRABAJADORES EXPUESTOS A U ENRIQUECIDO POR BIOENSAYO Y ESPECTROMETRIA ALFA

Inmaculada Sierra[1] , Carolina Hernández[1] , Jaime Meseguer[1] , Paula Albendea[1]

1) Laboratorio Bioeliminación. Servicio Dosimetría Radiaciones. CIEMAT

OBJETIVO

La vigilancia de los trabajadores profesionalmente expuestos a uranio requiere de técnicas y métodos indirectos de medida para la cuantificación del radionucleido en excretas, cuya principal ventaja es la capacidad para alcanzar bajos niveles de detección de actividad. Esta facultad es de una importancia máxima en el caso de que la incorporación se realice mediante inhalación, y los compuestos sean muy poco solubles, ya que la excreción en orina es baja.

La Fosforimetría Cinética inducida por Láser, la Espectrometría de Masas con Plasma de Acoplamiento Inducido y la Espectrometría Alfa (EA) son tres técnicas de medida indirectas empleadas en los Servicios de Dosimetría para la cuantificación de uranio en orina. Se considera a la Espectrometría Alfa el método de referencia al proporcionar la composición isotópica del uranio y bajos niveles de detección, aunque necesita de largos tiempos de procesado de muestra y elevados tiempos de contaje.

Se presenta en este trabajo el procedimiento de separación radioquímica de uranio y medida mediante EA en muestras de orina aplicado por el Laboratorio de Bioeliminación de CIEMAT a los trabajadores de ENUSA.

MATERIAL Y MÉTODOS

El método de Espectrometría Alfa (ver esquema **Figura 1**) se basa en el tratamiento de muestra de orina de excreción urinaria de 24 horas en calor, medio ácido y agitación a la que se añade el trazador ^{232}U para evaluar el rendimiento químico de separación al finalizar el proceso. Posteriormente la muestra es concentrada mediante coprecipitación de los isótopos con fosfato cálcico, generándose un precipitado que se lava e incinera mediante la aplicación de calor y ácido nítrico concentrado hasta obtener un residuo de color blanco.

El aislamiento de los isótopos de uranio (^{238}U, ^{235}U y ^{234}U) se realiza mediante Cromatografía de Intercambio Iónico, empleando la resina aniónica AG 1-X8 que, una vez acondicionada en medio clorhídrico, se hace pasar la muestra; tras la adición de distintas cantidades y concentraciones de ácido clorhídrico se eluye la fracción correspondiente al uranio. El proceso finaliza con la preparación de una fuente mediante electrodeposición para el contaje mediante Espectrometría Alfa, en un espectrómetro integrado marca Canberra, con detectores de semiconducción de barrera de silicio de 18 keV de resolución y área activa de 450 $mm^{2.}$

RESULTADOS

El laboratorio de Bioeliminación del Servicio de Dosimetría Interna del CIEMAT está autorizado desde 1992 por el CSN, acreditado según norma ISO 17025 desde 2012 y validado en ejercicios de intercomparación internacional (**Tabla 1**). Realiza desde 2014 la vigilancia de los trabajadores con riesgo de incorporación de uranio enriquecido al 4-5% de ^{235}U (UO_2 o U_3O_8), implicados en tareas de fabricación del elemento combustible nuclear en la fábrica de Juzbado (Salamanca) mediante la técnica de medida in vitro de Espectrometría Alfa a través de un control rutinario anual. Se han analizado 79 muestras en 2014, 106 en 2015 y 112 en 2016.

La técnica permite la cuantificación de la actividad isotópica del uranio en el organismo (mBq/d) y su evolución temporal. El límite de detección de la técnica Espectrometría Alfa es AMD=0.5 mBq/muestra para ^{234}U, ^{238}U y ^{235}U en muestras de orina de 24h. La capacidad de detección de este método de bioensayo permite determinar en controles rutinarios dosis inferiores a los límites legales, con un Nivel de Registro de 1 mSv/año.

CONCLUSIONES

El trabajo muestra el método de ensayo de Espectrometría Alfa del Laboratorio de Bioeliminación, autorizado por CSN, acreditado por ENAC según ISO17025 y validado en ejercicios de intercomparación para su aplicación en la vigilancia de los trabajadores expuestos a uranio enriquecido. Se considera la técnica de referencia en la cuantificación del uranio en orina, por su facultad para proporcionar la composición isotópica incorporada y capacidad para obtener los niveles de detección óptimos.

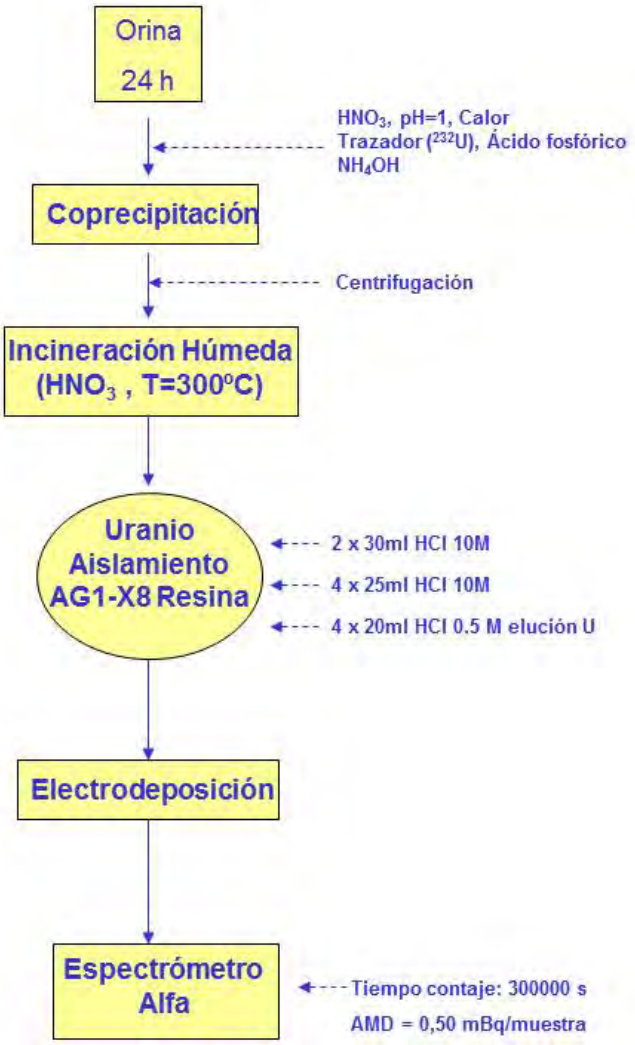


Figura 1. Esquema del procedimiento de separación radioquímica de los isótopos de Uranio (^{238}U, ^{235}U y ^{234}U) en muestras de orina para su medida por Espectrometría Alfa.

ELEMENTO	VALORES ENVIADOS POR LAB. BIO CIEMAT	VALORES DE REFERENCIA (BfS)	ERROR RELATIVO
U-234 (mBq/L)	45.5 ± 1.66	49.9 ± 1.57	- 0.09
U-235 (mBq/L)	2.33 ± 0.22	2,34 ± 0.16	0.00
U-238 (mBq/L)	46.1 ± 1.49	50.9 ± 1.35	- 0.10

Tabla 1. Resultados ejercicio intercomparación de Uranio en orina 2016 organizado por BfS

ID: 01207
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

Características dosimétricas del dosímetro de anillo del CND

Cristian Candela Juan[1] , Ángela Soriano Cruz[1] , Jorge Vilar Palop[1] , Juan José Rovira Escutia[1] , Irene Mas Muñoz[1] , Juan Diego Palma Copete[1] , Mª Carmen Pujades Claumarchirant[1] , Juan Carlos Ruiz Rodríguez[1] , José Manuel Martínez Masmano[1] , Victoria Mestre de Juan[1] , Nieves Llorca Domaica[1]

1) Centro Nacional de Dosimetría (CND)

Objetivo: El Centro Nacional de Dosimetría (CND) ha adquirido un nuevo dosímetro de anillo para el control de trabajadores expuestos. Con el fin de obtener la autorización expresa del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) para su uso oficial en España, es necesario demostrar que satisface una serie de requisitos dosimétricos. El objetivo de este estudio es reportar los resultados de mayor interés obtenidos por el CND en los ensayos realizados a sus nuevos dosímetros.

Material/Métodos: El dosímetro de anillo adquirido y utilizado en este estudio es el modelo comercial DXT-RAD 707H-2 (ThermoScientific, Oakwood Village, USA). Consiste en un detector de ^{7}LiF:Mg,Cu,P de 7 mg/cm^2 de espesor y 2 mm de diámetro, sensible a fotones y radiación beta, al cual se le añade un filtro a la entrada de 3.3 mg/cm^2 de espesor. Los detectores están unívocamente identificados por un código de barras y un número, y se han diseñado programas informáticos que permiten tener registrados, entre otros, el historial del dosímetro, su estado, a qué usuario está asociado y desde qué fecha. Esto permite garantizar una correcta asignación de la dosis. Los detectores se leen con un lector Harshaw 8800, y a las lecturas obtenidas se les aplica un algoritmo de cálculo que las convierte a equivalente de dosis personal, Hp(0.07).

Entre los ensayos evaluados destacamos los siguientes: homogeneidad del lote, reproducibilidad de la lectura, linealidad con la dosis, respuesta en función de las condiciones ambientales de temperatura y humedad, umbral de detección, fondo intrínseco, señal residual en la determinación del umbral de detección y en la respuesta, respuesta angular para radiación fotónica, respuesta en energía para radiación fotónica y respuesta en energía para radiación beta. También se ha determinado el tratamiento térmico a aplicar para regenerar los detectores.

Resultados: Entre los resultados obtenidos destacamos los que consideramos que pueden ser de mayor interés para los usuarios. La dependencia angular evaluada para la calidad W-80 (energía media de 57 keV), y para ángulos de hasta 60º respecto a la normal, es despreciable (< 1.2 %). En cuanto a la dependencia con la energía de los fotones, la variación máxima respecto a la calidad de calibración es inferior al 30%, tal y como se muestra en la Figura 1. Por último, basándonos en los resultados de dosis residual, reproducibilidad y variación del fondo ambiental, hemos determinado un rango útil de registro de entre 0.3 mSv y unos 10 Sv. Para el resto de ensayos realizados, también se satisfacen los requisitos establecidos por el CSN.

Conclusión: El nuevo dosímetro de anillo adquirido por el CND cumple con todos los requisitos dosimétricos exigidos por el CSN para la dosimetría oficial de extremidades de trabajadores expuestos. Esto, junto con los programas informáticos que hemos diseñado, permite garantizar una dosimetría de calidad. Los datos proporcionados pueden ser también de interés para los usuarios y responsables de protección radiológica a la hora de interpretar los resultados que, con periodicidad mensual, informamos.

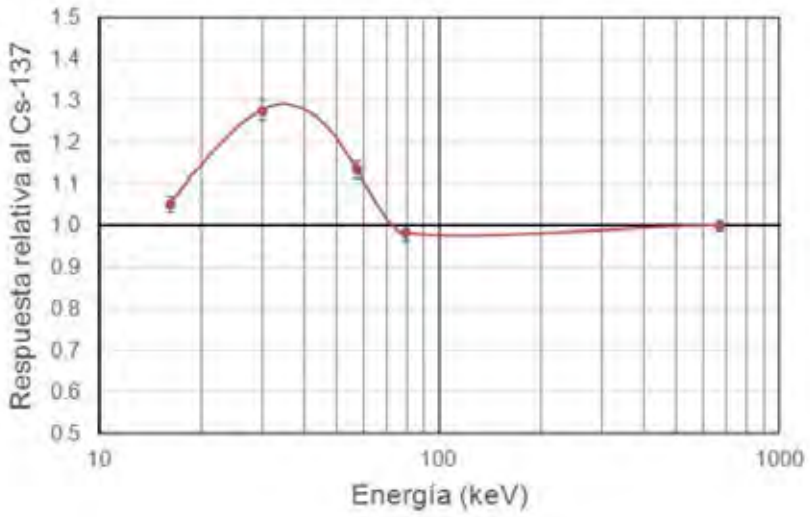


Figura 1. Dependencia energética de los dosímetros de anillo DXT-RAD 707H-2 del CND para radiación fotónica.

ID: 01268
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

CÁLCULO DE INCERTIDUMBRES EN LA CUANTIFICACIÓN DE ACTIVIDAD DE EMISORES BETA EN ORINA MEDIANTE LSC

Inmaculada Sierra[1] , Carolina Hernández[1]

1) Laboratorio Bioeliminación. Servicio Dosimetría Radiaciones. CIEMAT

OBJETIVO

El Laboratorio de Bioeliminación del Servicio de Dosimetría de Radiaciones del CIEMAT está autorizado por el Consejo de Seguridad Nuclear para realizar controles de dosimetría interna a trabajadores expuestos con riesgo de contaminación empleando medidas indirectas. Está acreditado por ENAC desde 2012 según la norma UNE-EN ISO/IEC 17025:2005 para diferentes técnicas de medida (Espectrometría Alfa, Espectrometría de Centelleo en Fase Líquida (LSC) y Fosforimetría Cinética Inducida por Láser), con las que se analizan y cuantifican radionucleidos emisores alfa y beta en muestras de orina y heces.

La norma ISO 17025 establece como requisito técnico la necesidad de realizar una correcta estimación de todas las fuentes de incertidumbre que puedan afectar al resultado analítico obtenido. En este trabajo se presentan la identificación y cuantificación de todas las fuentes de incertidumbre existentes en los procedimientos de preparación y medida empleados en la determinación de los emisores beta (^{3}H, Timidina tritiada, C-14, S-35 y P-32) en muestras de orina. La técnica de medida utilizada es la Espectrometría de Centelleo en Fase Líquida

MATERIAL Y MÉTODOS

El procedimiento de cuantificación de actividad de emisores beta en orina mediante LSC recurre a escaso o ningún tratamiento previo en la muestra, preparándose viales por duplicado para su medida en el equipo de centelleo. El sistema realiza un proceso de normalización, y tras su verificación, se inicia el protocolo específico de medida.

La determinación mediante LSC utiliza curvas de extinción que corrigen aquellos parámetros que impiden en el vial de contaje que todos los fotones sean detectados por los tubos fotomultiplicadores. En el protocolo de medida el sistema emplea la curva de extinción específica del isótopo y el tipo de extinción presente en la muestra. Finalmente, se genera un resultado y un espectro que serán evaluados y analizados.

RESULTADOS

Para la estimación y cálculo de incertidumbres en la medida de actividad de emisores beta en orina por LSC se revisaron e identificaron todos los factores que intervienen e influyen en la medida, se cuantificaron y finalmente, se estimó la incertidumbre total expandida.

El estudio de las 5 fuentes de incertidumbres estimadas y su influencia se resume a continuación:

-Cuentas netas en la región de contaje del isótopo: Depende de las cuentas totales y las cuentas de fondo. El software del equipo suministra el número de cuentas netas del isótopo, corrigiendo en cada muestra la contribución del fondo debida a una muestra blanco, situada en el primer vial de contaje de cada protocolo. También proporciona el valor de incertidumbre del parámetro medido.

-Volumen de muestra: la cantidad de muestra empleada depende del isótopo y procedimiento de medida asociado. El volumen se toma con pipeta automática, cuyas principales fuentes de incertidumbre son: la de la propia pipeta, la de la repetibilidad en el uso y la de las condiciones ambientales.

-Curva de Extinción: se generan añadiendo a los viales por pesada una cantidad conocida de solución de

referencia patrón. Las fuentes de incertidumbre que intervienen son la asociada con la actividad de la solución de referencia, la incertidumbre asociada a su masa y la del factor de corrección por el decaimiento.

-Eficiencia de contaje: está directamente relacionada con la curva de extinción, considerando la incertidumbre de la actividad teórica y las cuentas en la región de contaje.

-Corrección por decaimiento: calculada para radionucleidos con periodos de semidesintegración inferiores al año.

-Condiciones ambientales (temperatura): despreciable siempre que se mantengan las condiciones de refrigeración de las muestras (al menos 3 h).

CONCLUSIONES

En la cuantificación de actividad de emisores beta en orina mediante LSC se han identificado y evaluado las contribuciones de todas las fuentes de incertidumbre alcanzando una incertidumbre total expandida para un factor de cobertura k=2 del 4-5%.

ID: 01293
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

Evaluación de materiales de blindaje neutrónico en campos mixtos neutrón gamma

Xandra Campo Blanco[1] , Roberto Méndez Villafañe[1] , Marco Aurelio de Sousa Lacerda[2] , Francisco Gonzalez Sánchez[1] , David Garrido Quevedo[3]

1) Laboratorio de Patrones Neutrónicos, LMRI, CIEMAT 2) Laboratório de Calibração de Dosímetros, CDTN/CNEN 3) Equipos Nucleares S. A.

Objetivo

El objetivo de este estudio es evaluar y comparar las propiedades como blindaje neutrónico y gamma de dos materiales comerciales de blindaje neutrónico (Borotron UH050 y NS4FR) y un nuevo material (Borotron UH050 con aluminio) en el que se evalúa el efecto de la adición de aluminio en el Borotron UH050, para determinar su semejanza con el NS4FR.

Para ello se establece un acuerdo de colaboración entre el Laboratorio de Patrones Neutrónicos (LPN), perteneciente al Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del Ciemat, y Equipos Nucleares S. A (ENSA).

Material y métodos

Para la evaluación de los materiales, se realizan experimentos de blindaje neutrónico y gamma en el LPN, usando fuentes de ^{252}Cf y ^{137}Cs respectivamente. Para la medida de tasa de equivalente de dosis ambiental, H*(10), se emplean un monitor neutrónico Berthold LB6411 y un monitor gamma Atomtex AT1123. Las placas de material de blindaje se interponen entre la fuente y el detector (Fig. 1), incrementando progresivamente el espesor, desde 1 cm hasta 8,5 cm, para determinar la curva de atenuación de H*(10) y el coeficiente de atenuación lineal de los materiales.

También se realizan experimentos de espectrometría neutrónica para evaluar el efecto de los materiales en el espectro neutrónico y validar las medidas con el monitor neutrónico. Para ello se emplea el sistema de espectrometría de esferas Bonner (BSS) del LPN y los códigos de deconvolución UMG 3.3.

Además se realizan simulaciones Monte Carlo de las irradiaciones, empleando el código MCNPX 2.7, para validar modelos de los materiales.

Figura 1: Disposición experimental con material de blindaje y monitor neutrónico LB6411.

Resultados

De acuerdo con las medidas realizadas (Fig. 2), de los materiales evaluados, el Borotron UH050 es el más

eficiente frente a radiación neutrónica, seguido del NS4FR y por último el Borotron UH050 con aluminio. Las diferencias entre materiales son muy pequeñas. Frente a radiación gamma, el NS4FR es el más eficiente, seguido del Borotron UH050 con aluminio y por último el Borotron UH050, siendo las diferencias entre materiales más significativas.

El efecto de la adición de aluminio al Borotron UH050 es mejorar las propiedades de blindaje frente a radiación gamma, debido al aumento de densidad del material, a costa de reducir las propiedades de blindaje frente a radiación neutrónica, debido a la reducción del contenido en hidrógeno del material.

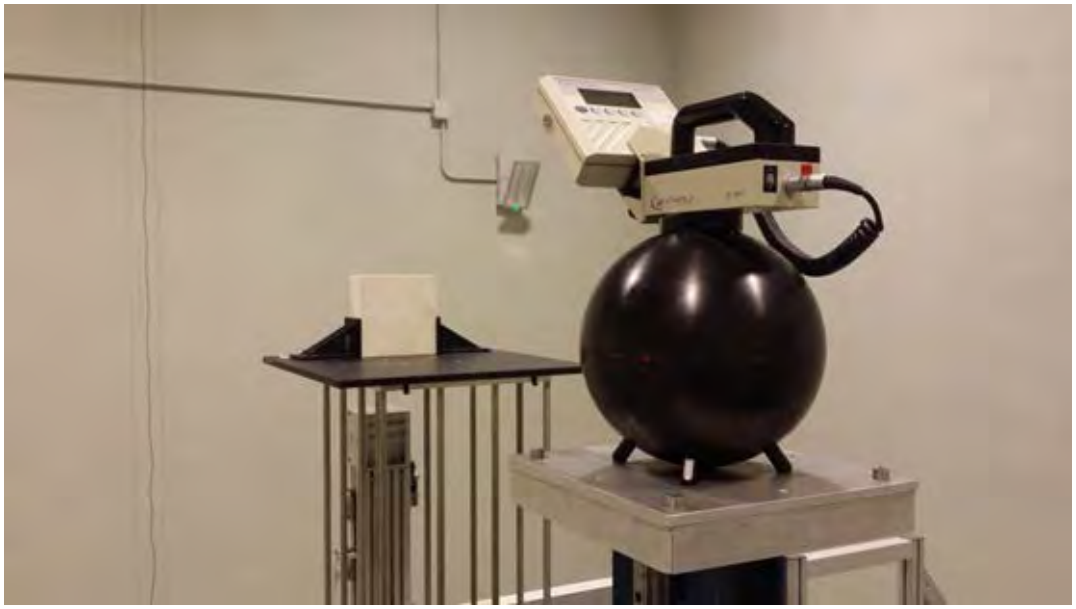
Los espectros neutrónicos, medidos con el BSS para 8,5 cm de espesor de cada uno de los materiales, son muy similares para todos los materiales, presentando componentes térmica y epitérmica significativamente mayores que el espectro sin material de blindaje, debido a la moderación y termalización de los neutrones en los materiales. Los resultados en tasa de H*(10) medidos con el BSS se relacionan a través de un factor de campo con las medidas con el monitor.

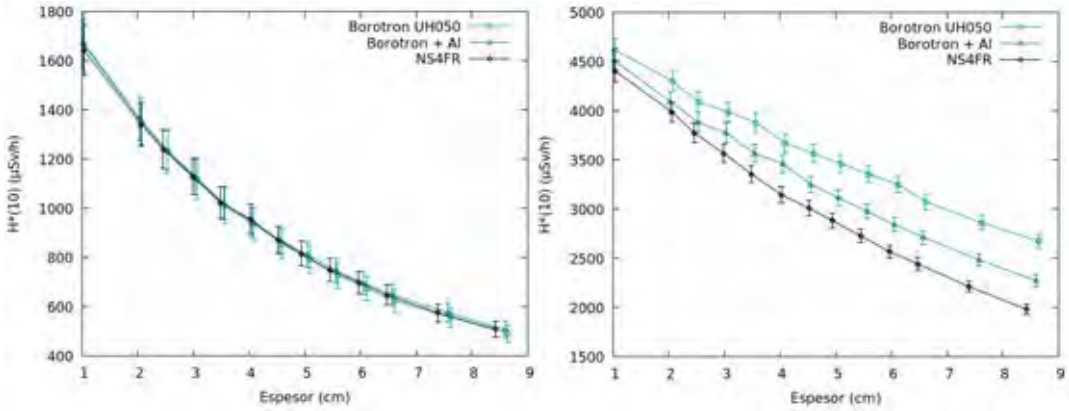
Las simulaciones Monte Carlo reproducen adecuadamente las tasas de H*(10) y espectros medidos, existiendo una tendencia a subestimar ligeramente las medidas del NS4FR para neutrones.

Figura 2: Tasas de H*(10) neutrónica y gamma medidas con los monitores en función del espesor de material de blindaje.

Conclusión

Se puede concluir que la adición de aluminio al Borotron UH050 mejora las propiedades de blindaje gamma y reduce las de blindaje neutrónico. El material resultante prácticamente iguala en eficiencia al NS4FR frente a radiación neutrónica, pero es inferior frente a gamma.
El efecto en el espectro neutrónico es muy similar para todos los materiales. Además, los modelos Monte Carlo de los materiales de blindaje son validados en base a las medidas de tasa H*(10) y espectros neutrónicos.




Borotron UH050
Borotron + Al
NS4FR
H*(10) (μSv/h)
Espesor (cm)
Borotron UH050
Borotron + Al
NS4FR
H*(10) (μSv/h)
Espesor (cm)

ID: 01295
Tipo: Oral
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

Technical Recommendations for Monitoring Individuals for Occupational Intakes of Radionuclides

Maria Antonia Lopez Ponte[1] , George Etherington[2] , Augusto Giussani[3] , Philippe Bérard[4] , Eric Blanchardon[5] , Bastian Breustedt[6] , Carlo Maria Castellani[7] , Didier Franck[5] , James Marsh[2] , Dietmar Nosske[3] , Cécile Challeton-de-Vathaire[5] , Inmaculada Sierra Bercedo[1] , Juan Francisco Navarro Amaro[1] , Raúl Martín García[1] , Carolina Hernández González[1] , Begoña Pérez López[1]

1) Centro de Investigaciones energeticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT), España 2) Public Health England (PHE), Centre for Radiation, Chemical and Environmental Hazards, Reino Unido 3) Bundesamt für Strahlenschutz (BfS), Alemania 4) Commissariat a l'Energie Athomique et aux Energies Alternatives (CEA), Francia 5) Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN), Francia 6) Karlsruhe Institute of Technology (KIT), Alemania 7) Agenzia Nazionale per le Nuove Tecnologie, l'Energia e lo Sviluppo Economico Sostenibile (ENEA), Italia

El proyecto TECHREC de la Comisión Europea (CE, DG-ENER, 2014-2016) coordinado por EURADOS (European Radiation Dosimetry Group) tenía como objetivo la elaboración de las Recomendaciones Técnicas para la medida y evaluación de dosis de trabajadores con riesgo de exposición interna. El documento se publicará en la serie "EC-Radiation Protection" y complementará la publicación RP160 de Recomendaciones Técnicas para Dosimetría Externa.

I. Objetivos

El objetivo del documento TECHREC es proporcionar guías en aquellos aspectos de la implementación de las Directivas de la Unión Europea directamente relacionados con la vigilancia de trabajadores con riesgo de incorporación de radionucleidos en el lugar de trabajo. Se trata de promover la armonización en los métodos de medida y evaluación de la dosis efectiva comprometida E(50) en laboratorios y servicios de dosimetría interna en Europa.

II. Material y Métodos

La elaboración de las Recomendaciones Técnicas se ha llevado a cabo por un consorcio de instituciones y expertos creado desde el grupo de dosimetría interna WG7 de EURADOS. El documento presenta principios básicos y recomendaciones para una buena práctica en este campo. La coordinación técnica ha estado a cargo de G. Etherington (PHE, Reino Unido). CIEMAT ha sido responsable del contacto con las partes interesadas ("stakeholders") y de la información técnica y recomendaciones sobre los métodos de medida y la implementación de la garantía de calidad en todo el proceso dosimétrico. El documento ha contado con revisores de laboratorios y organismos europeos y de fuera de Europa, siendo aprobado finalmente por la Comisión Europea y por el Grupo de Expertos del Artículo 31 de EURATOM.

III. Resultados

El contenido del documento TECHREC proporciona recomendaciones sobre las funciones y responsabilidades de los servicios de dosimetría interna y sobre el diseño de programas de vigilancia de trabajadores expuestos con riesgo de incorporación de material radiactivo al organismo. Así mismo esta publicación presenta las técnicas de medida más adecuadas para la determinación de los radionucleidos incorporados dependiendo del escenario de exposición y un procedimiento secuencial para la interpretación de los datos de actividad medida con el fin de estimar la dosis E(50) mSv (Figura 1). Se ofrece también información para el tratamiento de todas las fuentes de incertidumbres y para el cumplimiento de los requisitos de calidad que garantizan la fiabilidad en los resultados tanto de las medidas como de la estimación de dosis. El documento TECHREC ofrece criterios técnicos para la autorización y acreditación de laboratorios y servicios de dosimetría interna. Además se aporta información sobre

la medida y dosimetría ocupacional del radón, sobre modelos biocinéticos y dosimétricos, dosimetría interna para trabajadores en la respuesta de una emergencia a gran escala y la aplicación de la dosimetría interna en la estimación de riesgos sobre la salud. De máximo interés son los casos de exposición interna resueltos que demuestran el sentido práctico del documento. Todas las recomendaciones técnicas sobre lo anteriormente mencionado se presentan conjuntamente al final de la publicación.

IV. CONCLUSIÓN

La Comisión Europea publicará en 2017 el documento “Technical Recommendations for Monitoring Individuals for Occupational Intakes of Radionuclides” elaborado para promover la armonización y garantizar la calidad en dosimetría interna en Europa. Esta publicación será una herramienta importante para la formación de nuevos profesionales de los laboratorios, servicios y reguladores en este campo.

V. REFERENCIAS

Technical Recommendations for Monitoring Individuals for Occupational Intakes of Radionuclides. G. Etheringon; A. Giussani; M.A. Lopez; P. Bérard; E. Blanchardon; B. Breustedt; C.M. Castellani; D. Franck; J. Marsh; D. Nosske; C. Challeton-de Vathaire. Report to be published in the European Commission\'s Radiation Protection Series, https://ec.europa.eu/energy/en/radiation-protection-publications.

Figura 1.- Secuencia para la evaluación de dosis por exposición interna (Figure B.1 , Draft of EC Report “Technical Recommendations for Monitoring Individuals for Occupational Intakes of Radionuclides”)

ID: 00886
Tipo: Oral
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Análisis de errores de correlación y predicción en tratamientos Cyberknife Synchrony

Francisco Fayos Ferrer[1]

1) Hospital Ruber Internacional

Objetivo

Con el equipo Cyberknife (CK) se dispone de la posibilidad de realizar tratamientos con seguimiento del movimiento del tumor mediante un conjunto de marcas fiduciarias que se implantan en el paciente. Estas fiduciales se colocan según unas normas precisas tanto geométricas como anatómicas. Idealmente, todas ellas deben tener un movimiento perfectamente correlacionado con el del tumor y mantener distancias relativas fijas con éste aunque en la práctica esta relación nunca es perfecta. El software Synchrony construye y actualiza periódicamente un modelo que correlaciona el movimiento de unos marcadores externos (diodos infrarrojos) con el de las fiduciales, evitando así irradiar continuamente al paciente ya que la determinación de la posición espacial de las fiduciales precisa de la irradiación con dos tubos de rayos X.

También, dado el retraso en el procesado de la información y transmisión de la misma al brazo robótico, se tiene un tiempo de inercia (115 ms en nuestro CK) que se trata de compensar mediante un modelo de predicción que se alimenta con los datos del modelo de correlación.

En este trabajo se presenta un software realizado por el autor que a partir de los ficheros log que genera Synchrony obtiene los errores de los modelos de correlación y de predicción. Se analiza la magnitud de los mismos y su contribución al error total del tratamiento. Esto nos permite mejorar la estimación de los márgenes para construir los PTV.

Material y métodos

Se ha contado con los ficheros log que en cada sesión genera Synchrony. Son 5 ficheros que contienen información entre otras cosas sobre la posición espacial del robot, estado del haz, posición espacial de los diodos, posición espacial de las fiduciales y salidas de los modelos de correlación y predicción. Esta información está repartida entre los diferentes ficheros ocupando decenas de miles de líneas de texto y referida a diferentes sistemas de coordenadas. La información de los ficheros además debe cruzarse para obtener alguno de los resultados.

El software elaborado por el autor permite el análisis rutinario de esta información y el cálculo de las estadísticas aportadas por los datos así como la representación gráfica de los mismos.

Se analizaron 28 sesiones de tratamientos de lesiones localizadas en pulmón y se obtuvieron resultados de errores promedio y las correspondientes desviaciones típicas para los modelos de correlación y predicción. El software de análisis excluye los resultados del modelo de predicción que corresponden a periodos en los que el haz no está activo por no ser relevantes.

En nuestro servicio combinamos los errores de los modelos de predicción y correlación con otras fuentes de incertidumbre para caracterizar los márgenes que nos permiten construir los PTV.

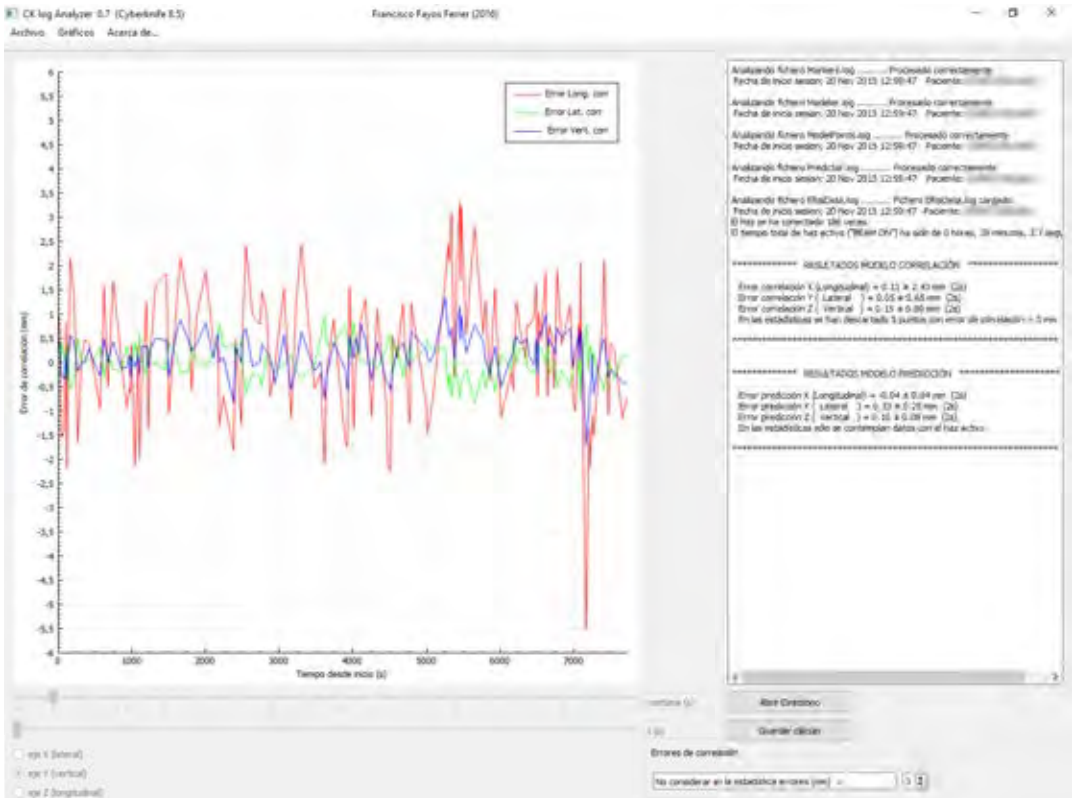
Resultados

Los valores promedio de error del modelo de correlación fueron de 0.05, 0.01 y 0.13 mm en direcciones vertical, lateral y longitudinal, respectivamente. Las desviaciones típicas de los valores respecto al valor medio de cada sesión oscilaron entre los 0.64 y 1.43 mm para dirección antero-posterior, entre 0.26 y 1.04 mm para dirección lateral y entre 0.45 y 1.32 mm para dirección cráneo-caudal.

Respecto a los errores promedio del modelo de predicción estos fueron de 0.09, 0.14 y -0.02 mm para direcciones vertical, lateral y longitudinal, respectivamente. Las correspondientes desviaciones típicas intra-fracción oscilaron entre 0.01 y 0.16 mm, entre 0.02 y 0.16 y entre 0.01 y 0.03 mm, respectivamente.

Conclusión

Se ha obtenido a partir de los ficheros log de Synchrony una estimación de los errores de correlación y predicción para nuestros tratamientos con CK. Junto con las incertidumbres derivadas de la deformación y rotación intra-fracción del tumor y el error derivado de la falta de rigidez del conjunto fiduciales-tumor nos permiten determinar márgenes seguros para los tratamientos.



Dirección	Error Promedio correlación (mm)	Desviación típica (mm)	Error Promedio predicción (mm)	Desviación típica (mm)
Antero-Posterior	0.05	0.64-1.43	0.09	0.01-0.16
Lateral	0.01	0.26-1.04	0.14	0.02-0.16
Cráneo-Caudal	0.13	0.45-1.32	-0.02	0.01-0.03

Tabla 1. Valores de errores promedio y rango de desviaciones típicas para modelos de correlación y predicción

ID: 00894
Tipo: Oral
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Aplicación de estadística de Bayes en protocolos de corrección adaptativos

David Sevillano[1] , Belén Capuz[1] , Rafael Colmenares[1] , Rafael Morís[1] , Maddalen Alonso[1] , María José Béjar[1] , Daniel Prieto[1] , Juan David García[1] , Miguel Cámara[1] , Feliciano García-Vicente[1]

1) Servicio de Radiofísic. Hospital Universitario Ramón y Cajal

Introducción

En general, se considera que las variaciones día a día de los pacientes de nuestra población son constantes, pudiendo utilizar esta aproximación en el diseño de márgenes de tratamiento. Estas aproximaciones implican implícitamente que un protocolo offline de corrección tiene el mismo efecto en todos los pacientes, cuando en la realidad un paciente cuyas variaciones día a día sean mayores tendrá menor precisión en su tratamiento. En este trabajo, la caracterización de los errores aleatorios de nuestra población de pacientes nos va a permitir, mediante estadística de Bayes, conocer el efecto de un protocolo offline en un paciente en particular, y a partir de ahí, decidir si este debería pasar a un protocolo de imagen diaria.

Material y métodos

Se han empleado datos de errores aleatorios de 38 pacientes de próstata (773 imágenes) y 37 de ORL (625 imágenes). Estos errores aleatorios (expresados en términos de varianzas ($?^2$)) han sido ajustados a una distribución Gamma Inversa (GI).

El desarrollo de la aplicación del teorema de Bayes a nuestra situación puede verse en la imagen 1. Lo que vamos a obtener mediante este teorema, y a partir de datos a priori de nuestra población, es la distribución de probabilidad (DDP) de $?^2$ del paciente después de haberle tratado un determinado número de sesiones.

Para poder decidir entre protocolos, tendremos que poder calcular la probabilidad de cobertura de un paciente después de n sesiones. Si el valor de $?^2$ es conocido, ésta será la integral de la distribución normal con varianza igual a $?^2/n$ en el volumen delimitado por $M\text{-}M_{ale}$.

Si suponemos que los errores vienen definidos por una DDP determinada, la probabilidad de que un paciente reciba una dosis adecuada vendrá dada por las coberturas calculadas para cada valor de $?^2$, ponderadas por la probabilidad de que cada $?^2$ ocurra. Si aplicamos esto último a la DDP de $?^2$ propia del paciente, tenemos un método de calcular la probabilidades de que ese paciente particular tenga una cobertura adecuada.

Nuestro protocolo de corrección va a consistir en discriminar a los pacientes que tengan un 90% de probabilidad de tener una cobertura correcta, aquellos que tengan menos de esa probabilidad pasarán a un protocolo de imagen diario.

Para hacer esto, tenemos que encontrar los valores límites de las varianzas medidas (s^2) de un paciente en las primeras n sesiones para los cuales este paciente tendría una probabilidad de cobertura del 90%. Estos valores, en las 3 dimensiones del espacio, van a representar una superficie de isoprobabilidad. Esta superficie resulta ser un elipsoide de ejes s^2_{SIlim}, s^2_{LATlim} y s^2_{APlim}, que representan los valores límites en cada dirección si las varianzas en las otras direcciones son 0. Si después de las sesiones establecidas, el valor s^2 del paciente no se encuentra dentro de la elipsoide de isoprobabilidad del 90%, ese paciente pasará a un protocolo online.

Para analizar el comportamiento de los protocolos propuestos, se realizaron simulaciones Montecarlo de 5000 pacientes cuyos valores de $?^2$ siguen las distribuciones de nuestra población.

Resultados.

El protocolo propuesto en el caso de la próstata y con los datos de nuestra población consiste en utilizar unos márgenes isotrópicos de 8 mm y decidir el protocolo a seguir por cada paciente en la sesión 5. En el caso de ORL, el protocolo es igual pero con unos márgenes aplicados de 5 mm. Los márgenes se decidieron de manera que la proporción de pacientes con protocolo online fuese razonable. Los resultados se muestran en la Tabla 1.

Imagen 1. Desarrollo de Teorema de Bayes para nuestro caso.

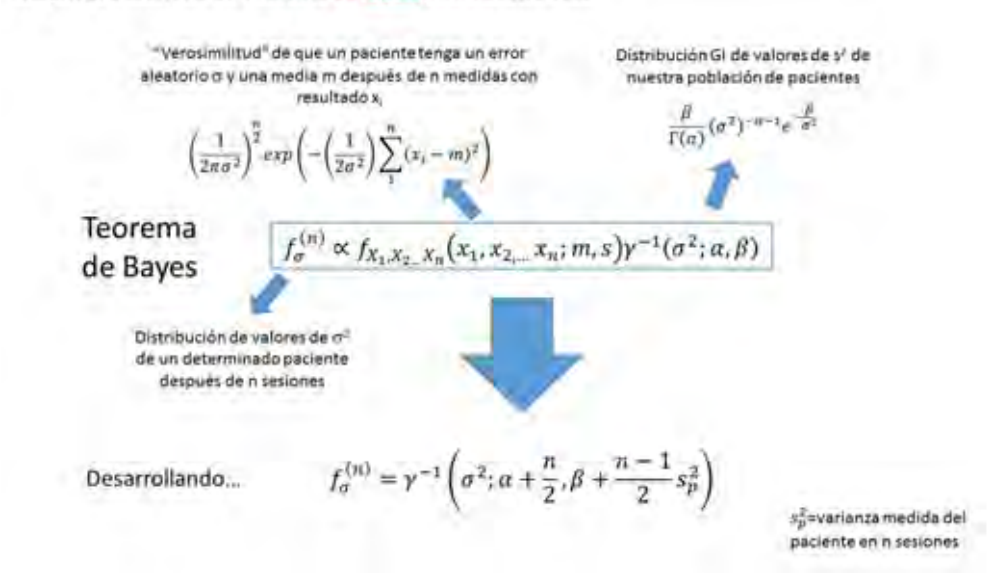


Tabla 1. Resultados de las simulaciones de los protocolos propuestos

	Próstata	**ORL**
% Pacientes protocolo online	23,8%	9,7%
Cobertura obtenida	95,75%	97%
Cobertura aplicando protocolo offline a todos los pacientes	86,6%	94,4%

ID: 00909
Tipo: Oral
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Límite de detección para el sistema de imagen OBI de un TrueBeam en tratamientos de radiocirugía

Hugo Perez-Garcia[1] , Sheila Ruiz Maqueda[1] , Xésus González Soto[1] , Eduardo Pardo Pérez[1] , Mª Yolanda Molina López[1] , Juan Castro Novais[1] , Felipe Couñago Lorenzo[1]

1) Hospital Universitario Quirón Salud Madrid

1-Objetivo:

La obtención del límite de detección del sistema de imagen *On-Board Image* (OBI)/ConeBeam CT (CBCT) - Comparación 3D/3D para tratamientos deradiocirugía estereotáctica (SRS), con el fin de tener un criterio objetivo a la hora de corregir la posición del paciente.

2-Material y Método:

Se realiza un TC de simulación con el protocolo de radiocirugía de nuestro centro (con espesor de corte de 1 mm) en un equipo Discovery PET/CT 600 de GE (Fairfield, EEUU) al maniquí antropomórfico casero de cráneo de la Fig. 1 Izq. En el módulo *Conturing* de Aria 11 (Varian Medical System (VMS), Palo Alto, EEUU) se efectúa la segmentación del cerebro del maniquí. Se crea un plan de tratamiento en el sistema de planificación *Eclipse* v11.0.47 de VMS para poder realizar a continuación la puesta de tratamiento como si de un paciente se tratase. En un acelerador TrueBeam STx2.0 de VMS, se realiza un primer CBCT para corregir los errores de posicionamiento en las variables longitudinal, lateral, vertical, rotación de mesa, pich y roll de la mesa de tratamiento *PerfectPitch* de VMS de seis grados de libertad (6DoF). Se realiza un segundo CBCT y se evalúa la herramienta *Auto matching* del módulo Comparación 3D/3Dbasado en un algoritmo de registro por información mutua, realizando 40 autoajustes consecutivos y anotando los valores propuestos para la corrección de la posición. Esto se realiza en dos situaciones: empleando un volumen de interés (VOI) que engloba la totalidad del maniquí y otro utilizando la estructura segmentada del cerebro (ver Fig. 1 Der.). A continuación se realizan 40 CBCT's consecutivos, registrando la corrección de posicionamiento propuesto por el sistema al hacer la comparación en el VOI y el cerebro.

Para cada conjunto de datos, se obtiene la desviación estándar de la muestra y se define la desviación estándar del desplazamiento como la raíz de la suma cuadrática de las desviaciones estándar de las variables longitudinal, lateral y vertical.
Se aplica la metodología descrita en la norma ISO 11843 para la obtención del límite de detección. Asumiendo que el error de posicionamiento sigue una distribución normal de varianza constante en torno al cero, y estableciendo una probabilidad del 5% para falso positivo y falso negativo (a=b=0.05), la expresión del límite de detección para la variable i-ésima queda reducida a: LD_i=3,3 ?$_i$

3-Resultados y Discusión:

A la vista de los datos de la tabla 1, vemos que el principal motivo de dispersión es el algoritmo de *auto matching*, pues el proceso de CBCT más *auto matching* no aumenta significativamente la dispersión. Por otro lado, se puede apreciar que hacer el ajuste en cerebro en lugar de hacerlo en un VOI que englobe todo el cráneo aumenta la dispersión (lo cual no implica necesariamente que disminuya la «exactitud», cuya evaluación no está entre los propósitos de este trabajo). Por último conviene hacer una advertencia en la interpretación de este estadístico: el límite de detección es un valor relacionado con la precisión del sistema, marca el momento a partir del cual se puede asegurar que existe un desplazamiento tal que el sistema de imagen es capaz de detectar por encima de la incertidumbre del proceso de medida. Esto permite establecer un criterio objetivo en la corrección del

posicionamiento del paciente: No tiene sentido aplicar desplazamientos inferiores al límite de detección.

4-Conclusión:

Se ha obtenido el límite de detección del sistema de imagen OBI de un acelerador TrueBeam en tratamientos de SRS, y se puede concluir que no se debería aplicar desplazamientos correctores en la posición del paciente por debajo de 0,3 mm (para *auto matching* en todo el cráneo) o 0,8 mm (para *auto matching* en el cerebro) porque dicho desplazamientos puede ser resultado de la incertidumbre de medida del sistema. A su vez, se verifica que el sistema tiene precisión suficiente para la localización de lesiones de SRS.

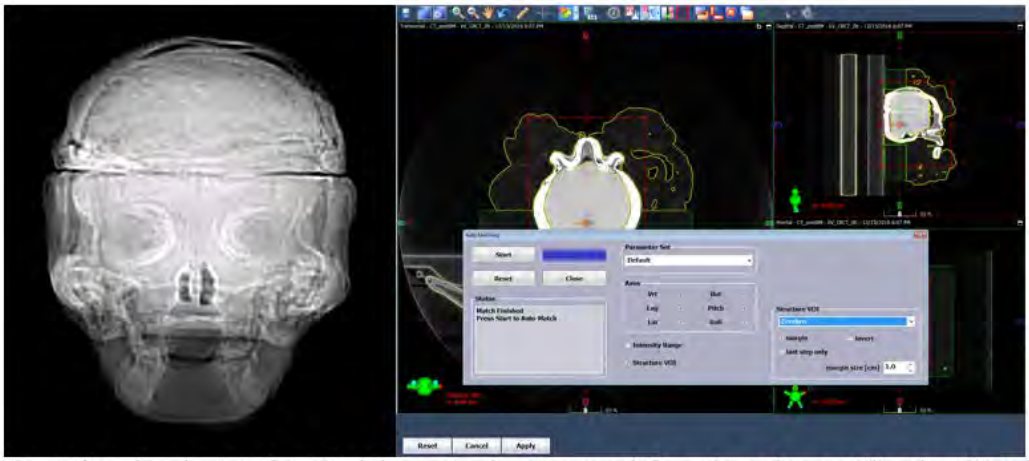


Fig. 1-(Izq.) Adquisición AP del maniquí antropomórfico de cráneo utilizado. (Der.) Modulo de comparación 3D/3D del sistema de adquisición de CBCT del acelerador TrueBeam realizando un registro en el volumen del cerebro a partir del TC de simulación.

Tabla 1. Desviaciones estándar y límites de detección del sistema de imagen.

	Auto matching		CBCT + Auto matching	
	VOI	Cerebro	VOI	Cerebro
LD_{Des} (mm)	0,3	0,6	0,3	0,8
σ_{Long}(mm)	0,07	0,03	0,07	0,05
σ_{Lat}(mm)	0,05	0,17	0,05	0,2
σ_{Vert}(mm)	0,05	0,04	0,06	0,08
LD_{Rtn} (º)	0,11	0,18	0,12	0,18
LD_{Pich} (º)	0,14	0,11	0,19	0,14
LD_{Roll} (º)	0,16	0,3	0,16	0,18

ID: 00924
Tipo: Oral
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Optimización del ITV en SBRT de pulmón a partir de un cálculo de dosis cumulativo 4D

Carla Cases[1] , Artur Latorre-Musoll[1] , Pablo Carrasco[1] , Agustín Ruiz-Martínez[1] , Teresa Eudaldo[1] , Nuria Jornet[1] , Paula Delgado-Tapia[1] , Maria Lizondo[1] , Montserrat Ribas[1]

1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

Objetivos:

Los tratamientos de SBRT de pulmón presentan dos grandes retos: la gestión del movimiento y la exactitud del cálculo considerando heterogeneidades. La definición del ITV no considera las variaciones en la distribución de dosis debidas al movimiento respiratorio e implica una irradiación innecesaria al tejido sano. En este trabajo desarrollamos un modelo a partir de la definición de un Índice de Calidad (QI) que predice la expansión óptima del ITV basándonos en un cálculo de dosis 4D a partir del TC4D y la Función de Distribución de Probabilidad (PDF) de la onda respiratoria asociada.

Materiales y Métodos:

Hemos utilizado el maniquí QUASAR Respiratory Motion Phantom (Modus Medical Devices) con un inserto móvil de madera (pulmón) y una esfera plástica de 30mm de diámetro en su interior (GTV). Hemos adquirido 21 imágenes TC (TC_z) desplazando axialmente el inserto cada 2mm entre z=±10mm para generar 6 ITV: de ITV_{0mm} (caso estático ITV=GTV del TC_{0mm}) hasta ITV_{10mm} (superposición de todos los GTV entre TC_{10mm} y TC_{10mm}). Hemos planificado un tratamiento de SBRT conformando sobre cada uno de los ITV (de $PLAN_{0mm}$ a $PLAN_{10mm}$) en Eclipse (AAA v.13.5) utilizando una técnica 3DCRT no-coplanar con 6MV. Hemos considerado 3 tipos de respiración: sinusoidal, libre y entrenada (las dos últimas de pacientes reales, obtenidas con el Real-Time Position Management de Varian), y hemos reescalado sus amplitudes entre 2 y 10mm, cada 2mm. Para cada combinación de patrón, amplitud y plan (colimación), hemos calculado la dosis 4D a partir de la construcción de la dosis cumulativa, similar a [1].

Hemos definido un índice de calidad $QI=(V_{100\%,GTV})^2/V_{DP}$, donde $V_{100\%,GTV}$ y V_{DP} son el porcentaje de volumen del GTV que recibe el 100% de la Dosis Prescrita (DP) y el volumen total de tejido que recibe la DP. Para cada tipo/amplitud de respiración, hemos determinado el plan óptimo $PLAN_{opt}$ como aquel que maximiza QI. Finalmente, hemos buscado un valor característico de la PDF que determine $PLAN_{opt}$ independientemente del tipo/amplitud de respiración.

Para validar el modelo, hemos aplicado retrospectivamente el mismo procedimiento sobre el TC4D de un paciente con respiración conocida (dónde las posibles expansiones de GTV a ITV están limitadas por el grosor de corte del TC4D, de 3mm). Hemos comparado los márgenes para obtener el QI máximo del paciente con los predichos por el modelo y hemos evaluado el impacto dosimétrico de aplicar ITV_{opt} (expansión conservadora más cercana al QI máximo) en vez del ITV estándar (ITV_{GEO}).

Resultados:

De los resultados obtenidos en maniquí hemos obtenido la curva de la figura 1-a, donde representamos la conformación óptima ($PLAN_{opt}$) en función de la integral de PDF entre ±3mm. Los resultados de QI máximos obtenidos en maniquí definen una única función, independiente del tipo o amplitud de la respiración, que nos permiten predecir, para cualquier PDF dado, la conformación óptima. Este modelo predice, para el paciente seleccionado (?PDF=0.88), unos márgenes óptimos ligeramente inferiores a 1mm.

La figura 1-b muestra QI de los distintos planes sobre el paciente, con un máximo entre 0 y 3mm. Los valores de

$PLAN_{opt}$ predichos por el modelo en maniquí y en paciente son compatibles.

La tabla 1 compara los índices dosimétricos de $PLAN_{opt}$ con el plan conformado a ITV_{GEO}. $PLAN_{opt}$ disminuye en más de un 20% la dosis media a pulmón respecto $PLAN_{GEO}$, manteniendo la cobertura del GTV (variación < 0.5%).

Conclusión:

Hemos definido un QI basado en un cálculo de dosis cumulativo 4D para tratamientos de SBRT de pulmón. Proponemos un modelo que predice el margen del ITV que maximiza QI a partir de un único parámetro derivado de la PDF de la respiración. Este método garantiza la cobertura del GTV y reduce significativamente la dosis a pulmón.

Financiado parcialmente FIS PI15-00788

[1] Lujan AE et al. A method for incorporating organ motion due to breathing into 3D dose calculations. Med Phys 1999;26(5):715-20.

Figura 1-a

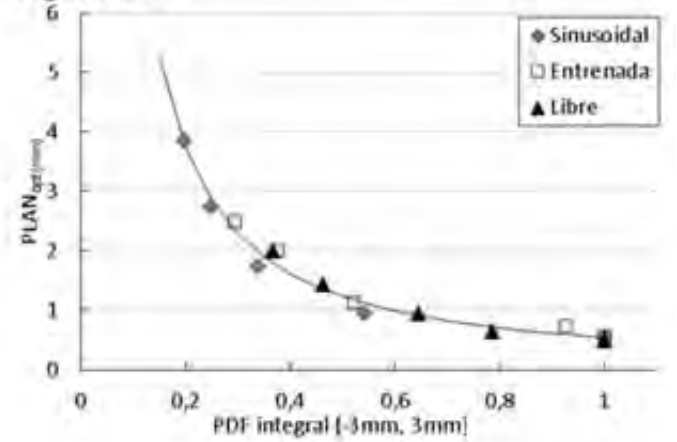


Figura 1-b

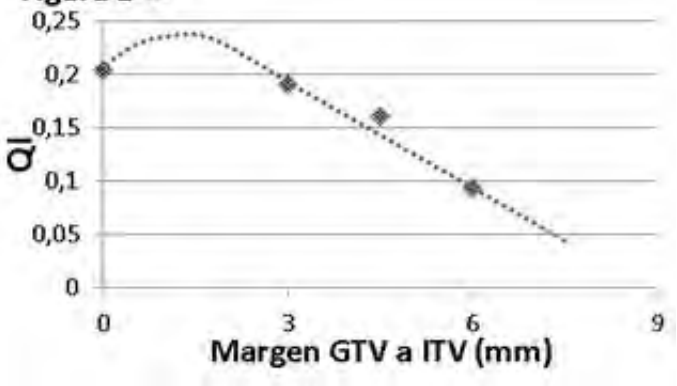


TABLA 1	Resultados dosimétricos	$PLAN_{ogt}$	$PLAN_{GEO}$	
	CI	0.19	0.09	Variación (%)
Índices	$V100_{GTV}$ (%)	99.8	100	-0.2
	V100% (cm^3)	5.2	10.6	-50.9
	V50% (cm^3)	32.0	50.2	-36.3
PULMÓN HOMOLATERAL	Dmean (Gy)	3.6	4.7	-22.8
	V20 (%)	3.5	5.1	-32.1
PULMONES	V10 (%)	6.3	7.9	-20.6
	V5(%)	13.1	16.6	-21.2
	V12.5(cm^3)	87.5	125.8	-30.4
	V13.5(cm^3)	78.8	114.4	-31.2
	V20(%)	2.0	2.9	-32.0

ID: 00986
Tipo: Oral
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

DIFGI: Nuevo dispositivo para inspiración profunda mantenida. Resultados preliminares ensayo fase II

Ingrid Romera-Martínez[1] , Albert Onsès Segarra[1] , Carles Muñoz-Montplet[1] , Diego Jurado-Bruggeman[1] , Jordi Marruecos Querol[2] , Sebastià Agramunt-Chaler[1] , Jordi Vayreda Ribera[2]

1) Institut Català d'Oncologia de Girona, Servei Fisica Mèdica i Protecció Radiològica 2) Institut Català d'Oncologia de Girona, Servei d'Oncologia Radioteràpica

(1) Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original.

El objetivo del trabajo es presentar un nuevo dispositivo denominado DIFGI para los tratamientos de inspiración profunda mantenida (IPM). Este dispositivo se ha ideado y desarrollado en nuestra institución, y su validación se está realizando mediante un ensayo clínico fase II en pacientes con cáncer de mama izquierda.

El ensayo incluye el análisis de la reproducibilidad, estabilidad y repetitividad de la IPM utilizando el dispositivo DIFGI, así como la fiabilidad del mismo tomando como dispositivo de referencia el sistema RPM de Varian. Se presentan también los beneficios dosimétricos de la técnica haciendo uso del DIFGI en IPM.

(2) *Material/Métodos.*

DIFGI es un dispositivo externo a la unidad de tratamiento de monitorización de la respiración, simple, amigable y de bajo coste desarrollado en nuestra institución que dispone de un modelo de utilidad (Fig.1). Los pacientes mantienen su respiración en posición supina hasta contactar con la barra horizontal, donde está situado el sensor de contacto, que activa una señal acústica y luminosa que ofrece retroalimentación al paciente y los técnicos de radioterapia, respectivamente. DIFGI se utiliza con el dispositivo RPM de Varian hasta la validación final del dispositivo. Además, es compatible con todas las mesas de las unidades de tratamiento y las mesas de los TCs.

Hasta la fecha se han reclutado diecinueve pacientes con cáncer de mama izquierda. Cuando las restricciones del corazón no se cumplen en respiración libre (RL), se entrena a las pacientes y son sometidas a un segundo TC en IPM usando el DIFGI.

Se estudia la estabilidad, repetitividad, reproducibilidad y fiabilidad del método. Dos marcadores radioopacos, uno en el tatuaje del mediastino y otro en la espalda, sirven como referencia para medir la amplitud de la respiración, magnitud utilizada para el cálculo de la estabilidad, repetitividad y reproducibilidad (Fig. 2).

La estabilidad y repetitividad se miden en el las imágenes del TC en IPM. El valor medio de la reproducibilidad, los errores sistemáticos y los errores aleatorios se determinan utilizando imágenes de kV diarias y CBCTs semanales. La fiabilidad del dispositivo se calcula mediante la tasa de fallos en comparación con el RPM.

También analizamos los siguientes parámetros dosimétricos para el corazón en RL e IPM: D_{media}, V30 (cm^3) y V25 (%).

(3) Resultados.

La estabilidad y repetitividad son inferiores a 1,7 y 3,3 mm en todos los casos, respectivamente. El valor medio de reproducibilidad es 1,6 mm, el error sistemático es 0,6 mm y el error aleatorio es de 0,9 mm. La fiabilidad de DIFGI es del 97%. Todos los fallos registrados son debidos a errores humanos ocurridos durante el período de aprendizaje.

Los beneficios dosimétricos en IPM contra RL para el corazón son: 2,8 vs 6,9 Gy para la dosis media, 12,1 frente a

56,3 cm^3 para V30 y 2,3 vs 9,8% para V25.

(4) Conclusión.

DIFGI es un dispositivo de monitorización de la respiración externo, simple, amigable y de bajo coste compatible con todas las unidades de tratamiento y TCs.

Los resultados preliminares de la estabilidad, repetitividad y reproducibilidad son favorables.

Los beneficios dosimétricos obtenidos son comparables a los descritos en la literatura con la técnica de IPM.

La fiabilidad del dispositivo depende de la intervención humana, por lo que planeamos en un futuro, interconectar el dispositivo con la unidad de tratamiento.

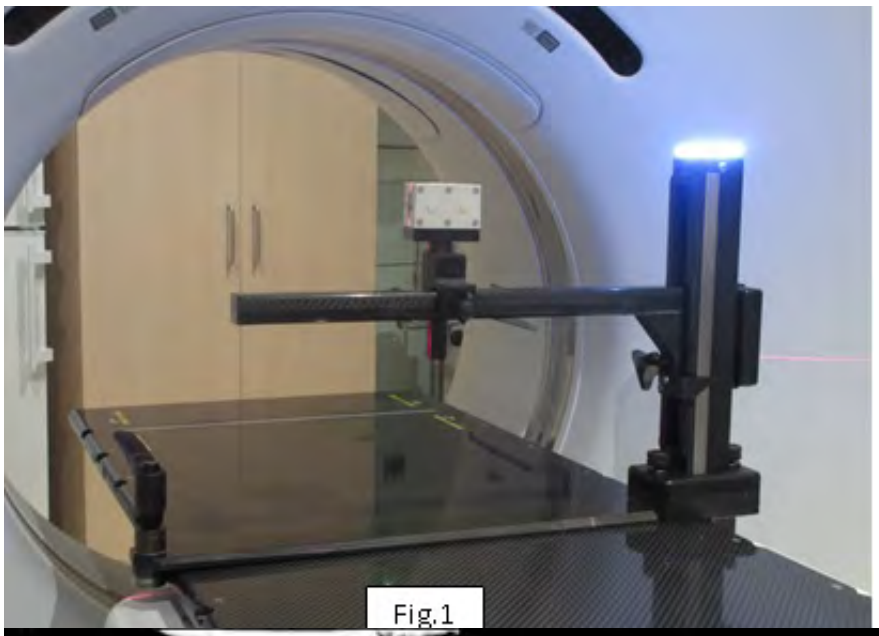


Fig.1



Fig.2

ID: 01036
Tipo: Oral
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Control de los cambios en la posición del paciente mediante dosimetría portal de transmisión

Artur Latorre-Musoll[1] , Paula Delgado-Tapia[1] , Carla Cases[1] , Pablo Carrasco[1] , María Lizondo[1] , Núria Jornet[1] , Teresa Eudaldo[1] , Agustín Ruiz-Martínez[1] , Montserrat Ribas[1]

1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

Objetivo

La dosimetría portal de transmisión permite verificar, *in vivo*, la dosis administrada al paciente mediante algoritmos de reconstrucción de dosis y las lecturas calibradas del EPID. Sin embargo, las imágenes portales de transmisión contienen información relevante *per se*, sin necesidad de un algoritmo específico ni de una calibración dosimétrica del EPID. En este trabajo presentamos un método de control *in vivo* para determinar cambios en la posición del paciente (*desplazamientos*) a partir de las imágenes portales de transmisión.

Material y métodos

El método parte de un modelo de atenuación exponencial sin dispersión de una fuente puntual (1):

$$L = L_0 F \exp(-?_m x_m)$$

donde $x_m(x,y)$ es el espesor másico integrado a lo largo de la recta que une cada punto de la fluencia $F(x,y)$ con el correspondiente punto de la lectura portal de transmisión $L(x,y)$; $?_m$ es un coeficiente (efectivo) de atenuación másico; y L_0 contiene la dependencia geométrica y la respuesta del EPID. La variación de L por unidad de desplazamiento del paciente en una dirección arbitraria r será (2):

$$dL/dr = -?_m L(dx_m/dr)?-?_m L^{(ref)}(dx_m/dr)$$

donde $L^{(ref)}$ es una lectura portal de transmisión de referencia (p.ej., de la primera sesión). Se ha sustituido la definición teórica (1) por una medida empírica ($L^{(ref)}$) para restaurar parcialmente las simplificaciones del modelo (fuente puntual monoenergética y sin dispersión). La expresión (2) se relaciona con medidas *in vivo* como (3):

$$dL/dr\ ?(L^{(?r)}-L^{(ref)})/?r$$

donde $L^{(?r)}$ es la lectura portal de transmisión de una sesión con un desplazamiento $?r$ con respecto a la referencia. Obtenemos así un método general para obtener los desplazamientos subyacentes en cualquier sesión (4):

$$<?r> = <(1-L^{(?r)}/L^{(ref)})/(?_m(dx_m/dr))>$$

donde se ha limpiado la matriz de valores aberrantes y se han promediado los píxeles restantes con un valor >15% del máximo.

Para validar este método se ha aplicado a un tratamiento clínicamente representativo de cabeza y cuello sobre el maniquí antropomórfico RANDO:

- Se ha adquirido y exportado a Eclipse (Varian Medical Systems) un TC de planificación del maniquí con un espesor de corte de 3mm. Se han contorneado unos OAR, CTV y PTV (CTV+3mm) representativos. Se ha planificado un *boost* integrado con 3 niveles de dosis (33 fx @ 1.6, 1.8 y 2.12 Gy/fx) según el riesgo de los correspondientes PTV mediante una técnica de IMRT *sliding-window* con 7 campos de 6MV (algoritmo de cálculo de dosis AAA v13.5).

- Mediante *scripting* en Eclipse (ESAPI v13.5) se ha realizado un trazado de rayos para obtener x_m para cada campo. Con MATLAB v2015b (MathWorks) se han obtenido para cada campo: (*a*) los gradientes (dx_m/dr) a lo largo de los ejes principales, y (*b*) el parámetro $?_m$ resolviendo por mínimos cuadrados el sistema de ecuaciones sobredeterminado que resulta de aplicar el modelo (1) para cada trío de píxeles ($L^{(ref)}$,F,x_m).

- Se ha administrado el tratamiento en un Clinac 2100C/D (Varian Medical Systems) equipado con un MLC Millenium 120 y un EPID aSi500-II (512×384px de 0.78mm) calibrado en términos de D_w a z_{max} (modo *Integrated Image*) y posicionado a DFD=150cm. La primera sesión ($L^{(ref)}$) se ha administrado con el maniquí correctamente posicionado, mientras que para el resto de sesiones ($L^{(?r)}$) se ha desplazado la mesa entre $?r$ =±10mm a lo largo de los 3 ejes a intervalos de 1mm.

Resultados

La figura 1 valida la similitud entre el desarrollo teórico (2) y las medidas *in vivo* (3). La figura 2 muestra la excelente predicción del método (4) para los desplazamientos de mesa realizados, con una desviación cuadrática media entre predicción y desplazamiento de 0.31mm.

Conclusión

Hemos validado en un maniquí antropomórfico un método de control *in vivo* para determinar cambios en la posición del paciente (*desplazamientos*) a partir de las imágenes portales de transmisión. El método proporciona un valor de desplazamiento después de irradiar cada campo, permitiendo aplicar las oportunas correcciones durante el tratamiento.
Financiado parcialmente FIS PI15/00788.

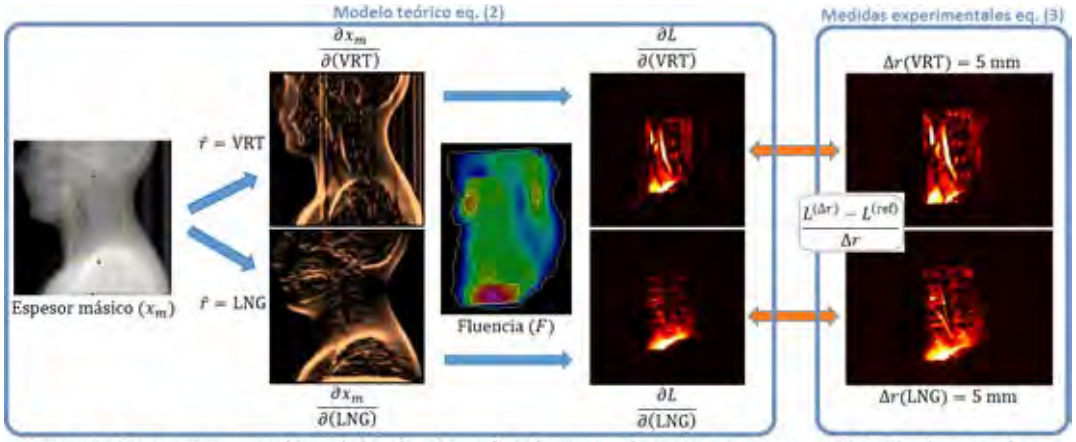


Figura 1. Esquema completo del método aplicado para el campo *gantry* = 100º. Flechas azules: desarrollo teórico (2). Flechas rojas: relación teórico-experimental (3).

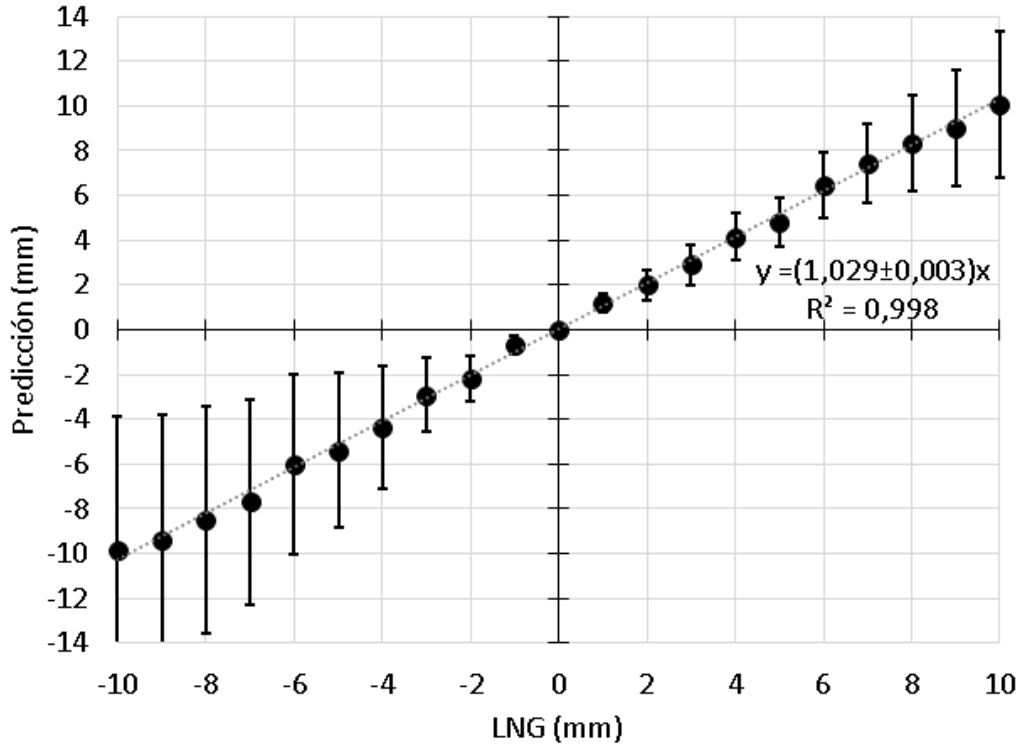


Figura 2. Predicción del método (4) para el campo *gantry* = 100º en función de los desplazamientos de mesa aplicados en la dirección longitudinal (LNG). Las barras de incertidumbre se muestran con $k = 1$.

ID: 01396
Tipo: Oral
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Aspectos dosimétricos en tratamientos de SBRT pulmonar con Tomoterapia.

Ruth Rodríguez Romero[1] , Patricia Sánchez Rubio[1] , Alfredo Montes Uruén[1] , Nuria Gómez González[1]

1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Objetivo

La irradiación de un volumen en movimiento altera la distribución de dosis respecto a la calculada por el sistema de planificación. Estas perturbaciones dosimétricas son debidas a dos efectos diferenciados: el emborronamiento de la dosis, que produce un ensanchamiento de la penumbra dosimétrica en la dirección del movimiento; y la interacción entre el movimiento de la lesión y la irradiación dinámica (movimiento y/o modulación del haz), que puede causar subdosificaciones o sobredosificaciones significativas en la lesión. La magnitud de las variaciones de dosis debidas a este último efecto puede verse aumentada en zonas de gran heterogeneidad y en tratamientos de pocas sesiones. Por ello, se desaconseja la utilización de técnicas de irradiación dinámicas en tratamientos hipo-fraccionados de pulmón.

No obstante, el tratamiento en la unidad de Tomoterapia implica el uso de la técnica de Radioterapia de Intensidad Modulada (*IMRT*) helicoidal. Este trabajo evalúa las variaciones dosimétricas en irradiaciones pulmonares hipo-fraccionadas, analizando la influencia de la densidad del volumen tumoral interno (*ITV*) y el tipo de movimiento de la lesión (periódico y no-periódico con deriva).

Material y método

Mediante el maniquí *QUASAR* (*Modus*) se simularon movimientos respiratorios longitudinales tanto periódicos, sinusoidales y coseno a la cuarta potencia (amplitud 1.5 cm y periodo 6 s), como irregulares con deriva de la línea base. Se utilizó un inserto móvil de cedro que contiene dos semi-esferas acrílicas de 3 cm de diámetro (a modo de lesión de mayor de densidad), permitiendo así insertar películas radiocrómicas *EBT3* solidarias a la lesión en movimiento.

Se calcularon distribuciones dosimétricas con el sistema de planificación de Tomoterapia para impartir 20 Gy al *ITV* completo. Para ello, se utilizaron estudios de imagen TC correspondientes a la posición más representativa de cada patrón respiratorio (media o exhalación) manteniendo la densidad original del estudio, y también forzando la densidad del *ITV* a la de la esfera. Se seleccionaron parámetros de planificación compatibles con las restricciones técnicas del equipo (periodo de rotación inferior a 60 s) para la irradiación de alta dosis por sesión: paso de hélice de 0.100, factor de modulación menor que 2, y apertura de mordaza de 2.5 cm.

En cada tanda de medidas, se irradió al menos un plan de tratamiento con el maniquí en reposo para tener en cuenta la posible variación de dosis del equipo. Se realizaron irradiaciones de los planes de tratamiento calculados con densidad de *ITV* heterogéneo y homogéneo, para cada uno de los patrones respiratorios estudiados.

Las películas se procesaron con un escáner *Epson 10000XL* y el programa *ImageJ*, utilizando el canal verde para obtener la dosis. Se analizaron los correspondientes perfiles longitudinales.

Resultados

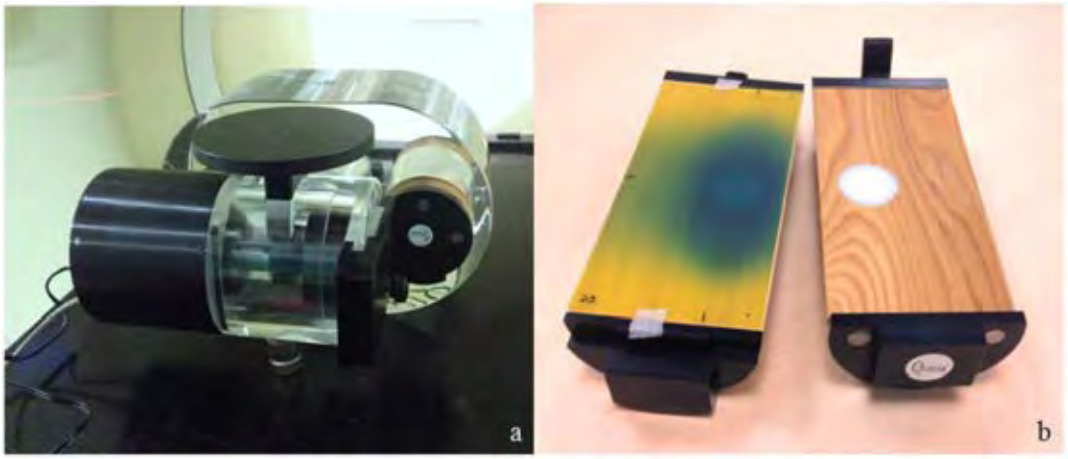
Las películas irradiadas utilizando patrones periódico no presentan variaciones dosimétricas relevantes, menores de 3%, en la zona de interés (la esfera), únicamente el ensanchamiento de la penumbra dosimétrica debido al movimiento. No obstante, el análisis de las películas irradiadas con movimiento irregular muestra un incremento de la dosis en la zona de interés de hasta 13%.

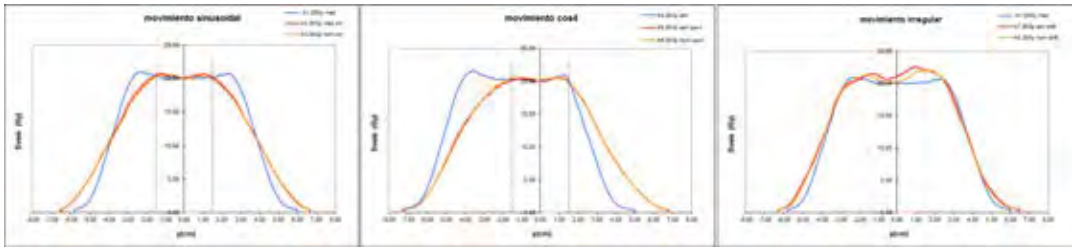
Las diferencias dosimétricas observadas al variar la densidad del *ITV* son inferiores a 3% para los movimientos periódicos, mientras que en el caso del patrón irregular se encuentra la mayor variación para los casos de densidad heterogénea.

Conclusiones

Para movimientos periódicos, la administración de tratamientos hipo-fraccionados de pulmón con Tomoterapia no conlleva perturbaciones dosimétricas debidas al efecto de interacción. En el caso de patrones irregulares, se producen incrementos de dosis restringidos a la zona de la lesión.

La influencia de la densidad del *ITV* utilizada en el cálculo de la distribución es despreciable, si bien la magnitud de las perturbaciones dosimétricas del efecto de interacción se reduce al homogeneizar la densidad.




movimiento sinusoidal
movimiento coad
movimiento irregular

ID: 01415
Tipo: Oral
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Relación de la desviación típica del movimiento respiratorio con la amplitud

Juan García Ruiz-Zorrilla[1] , Miguel Angel de la Casa de Julián[1] , Jaime Martí Asenjo[1] , Daniel Zucca Aparicio[1] , Pedro Fernández Letón[1]

1) Hospital Universitario HM Sanchinarro

Objetivo

Cuantificar la relación experimental entre la desviación típica del movimiento respiratorio y la amplitud de este movimiento en lesiones de hígado, pulmón, páncreas y mama tratados con gating, utilizando el movimiento de la superficie externa como estructura subrogada del movimiento del tumor.

Material y Métodos

Se estudia el movimiento respiratorio en hígado (55 sesiones), pulmón (41 sesiones), Páncreas (76 sesiones) y mama (70 sesiones) para pacientes tratados con gating en un acelerador Novalis con sistema de imagen guiada ExacTrac. Para la localización del tumor en las imagenes de rayos X, se implanta un hilo de oro como marcador fiducial en las cercanías del tumor. La respiración se monitoriza a través del movimiento de la superficie externa mediante el sistema de infrarrojos del ExacTrac. El movimiento del tumor se correlaciona con el movimiento de la superficie externa en cada sesión de tratamiento, a través de 3 pares de imágenes de rayos X correlacionadas con el movimiento respiratorio, estas imágenes se realizan en exhalación final, inhalación final y en medio del ciclo. A partir de estas imágenes el sistema calcula la distancia en las tres direcciones, entre las distintas fases del ciclo respiratorio.

Se estima el movimiento respiratorio en cada momento del tumor a partir de un ajuste lineal entre el movimiento de la superficie externa y el movimiento del tumor medido en los tres pares de imágenes de rayos X al inicio del tratamiento. A partir de este movimiento respiratorio se calcula la desviación típica del movimiento respiratorio, la amplitud media del tumor y la desviación típica de la amplitud en cada sesión de tratamiento. Esta correlación se considera constante durante el tratamiento siempre que el marcador fiducial se encuentre en la posición prevista durante el control intrafracción mediante rayos X. Este método tiene una incertidumbre en la estimación de la amplitud debida al ajuste lineal mayor que otros métodos como el TC4D pero tiene una incertidumbre estadística menor debido a que se miden todos los ciclos respiratorios de una sesión de un paciente.

Resultados

En la tabla se muestra la amplitud media de todas las sesiones de tratamiento junto a la desviación típica de la amplitud.

En pulmón, hígado y páncreas A(SI)> A(AP) y A(LAT) p< 0.001. En la mama A(AP)>A(SI) y A(LAT) p< 0.05.

En la siguiente tabla se muestra la desviación típica del movimiento respiratorio.

Habitualmente en la bibliografía, la mayoría de los autores suele estimar la desviación típica del movimiento respiratorio (SD(MR)) como la amplitud pico a pico/3 (A/3), esto es cierto para ciclos respiratorios ideales de la forma $f(t)=A\times sen^{2n}(wt)$. En nuestro estudio la desviación típica es estadisticamente significativo mayor a la A/3 en todas las localizaciones y direcciones. En los valores subrayados de la tabla p< 0.001 y en los valores en cursiva p< 0.05. Esta diferencia se debe a la elevada dispersión de la amplitud, que muy lejos de ser constante en algunos casos varía tanto como el valor de la propia magnitud.

Si consideramos la desviación típica de la amplitud, la desviación típica del movimiento respiratorio queda

Esta desviación típica del movimiento respiratorio está relacionado con la amplitud y con la desviación típica de la amplitud en el análisi univariante y multivariante p< 0.001.

Conclusiones

La desviación típica del movimiento respiratorio usada para el cálculo de márgenes es estadísticamente significativo mayor que A/3 en todas las direcciones y localizaciones estudiada, estando correlacionada tambien con la desviación típica de la amplitud.

Amplitud (desviación típica amplitud)

	SI (mm)	AP (mm)	LAT (mm)
Pulmón	3.9 (3.4)	2.0 (1.7)	1.7 (1.7)
Hígado	9.7 (5.1)	4.0 (2.5)	1.6 (1.3)
Páncreas	7,7 (4.6)	2.6 (2.4)	2.1 (1.5)
Mama	1,5 (0.9)	1.7 (1.0)	1,1(0.7)

Desviación típica movimiento respiratorio

	SI (mm)	AP (mm)	LAT (mm)
Pulmón	3.2	*1.6*	*1.6*
Hígado	5.3	2.3	*1.2*
Páncreas	4.6	2.2	1.5
Mama	*1.1*	1.1	0.9

ID: 00911
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Estudio del sobrediagnóstico en cribado mamográfico mediante simulación Monte Carlo

Cristina Forastero Rodríguez[1] , Luis I. Zamora Ardoy[2] , Damián Guirado Llorente[1] , Antonio M. Lallena Rojo[3]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Campus de la Salud, E-18016 Granada, Spain 2) Servicio de Física y Protección Radiológica, Hospital Universitario Reina Sofía, E-14004 Córdoba, Spain 3) Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Granada, E-18071 Granada, Spain

Objetivo

En la justificación de los programas de cribado mamográfico (PCMs), el sobrediagnóstico constituye un aspecto central que ha generado una importante controversia en los últimos años. Se entiende por sobrediagnóstico la detección de aquellos tumores que aparecen en el cribado y que no se produciría clínicamente en ausencia del mismo, a lo largo de la vida de la mujer, bien por que son de crecimiento muy lento o bien porque la mujer fallecería por causas diferentes al cáncer de mama antes de su detección. Como el tiempo de seguimiento de los ensayos aleatorios que se han llevado a cabo hasta el momento está limitado, es difícil establecer conclusiones respecto a esta cuestión. El objetivo de este trabajo es estudiar, usando técnicas de simulación Monte Carlo que permiten soslayar esa limitación, el papel del sobrediagnóstico en los PCMs.

Material y métodos

Hemos simulado varias configuraciones caracterizadas por el tiempo de desarrollo del PCM (10 o 20 años), el intervalo de edad de la población de mujeres participantes en el mismo (a partir de 40 ó 50 años y hasta 70) y el intervalo entre mamografías (1, 2 y 3 años).

Concluido el PCM, los tumores remanentes en la población que lo ha seguido crecerán hasta alcanzar el tamaño de detección clínica. El tiempo necesario para ello se denomina *lead-time* (*lt*) y el sobrediagnóstico puede calcularse como $[N_d(t_f+lt)-N_c(t_f+lt))/N_d(t_f)]$, donde $N_d(t)$ es el número total (acumulado) de cánceres detectados en las mujeres que han seguido el PMC, hasta un tiempo total *t,* incluyendo los cánceres de intervalo, $N_c(t)$ el de los detectados clínicamente en un grupo equivalente de mujeres que no han seguido el PMC y t_f la duración del PMC.

Las simulaciones se han realizado siguiendo un total de 5×10^7 historias de mujeres sin síntomas iniciales de cáncer.

Resultados y Discusión

Los resultados obtenidos se muestran en la Fig. 1. En el panel A, que corresponden al total de tumores detectados, se observa el efecto del sobrediagnóstico y el momento del cese del PMC. El transitorio se debe al déficit de detección una vez terminado el PMC. Su duración puede suponer un máximo de unos 10 años, de acuerdo con el valor máximo del *lead-time* estimado.

Nuestros resultados proporcionan estimaciones del sobrediagnóstico del 20%, 15% y 11%, en el caso del grupo de edades entre 50 y 70 años y para tiempos de intervalo de 1, 2 y 3 años, respectivamente. Para el grupo de edades de 40 a 70 años el sobrediagnóstico resulta del 17%, 12% y 10% para los mismos tiempos de intervalo. Resulta, por tanto, una reducción significativa del sobrediagnóstico a medida que aumenta el tiempo de intervalo, siendo los valores respectivos menores cuando las mujeres que siguen el PMC comienzan a edad más temprana. Esto se debe a que los tumores que se detectan por cribado en mujeres más jóvenes tienen más tiempo para crecer y superar el umbral de detección clínica en ausencia del cribado.

Los valores obtenidos son comparables con los que se encuentran en la bibliografía procedentes de ensayos aleatorios, que cifran el sobrediagnóstico en un 11%, o de estudios observacionales, que lo estiman en el 19%.

El panel B representa los resultados obtenidos para los tumores invasivos en el caso de configuraciones con un tiempo de intervalo de 1 año. Como vemos, para mujeres entre 50 y 70 años se aprecia cómo, tras el cese del cribado y el transitorio que le sigue, el número de tumores se iguala al encontrado para la población no sometida a cribado.

Conclusión

Hemos desarrollado un modelo basado en técnicas de simulación Monte Carlo que permite reproducir de forma consistente los resultados conocidos sobre el sobrediagnóstico. Éste varía entre el 10 y el 20%, dependiendo de la configuración. Se comprueba que, tras finalizar el programa de cribado, el número de cánceres invasivos detectado es similar en el grupo de control y el grupo de cribado lo que implica que el sobrediagnóstico está asociado casi exclusivamente a los tumores *in situ*.

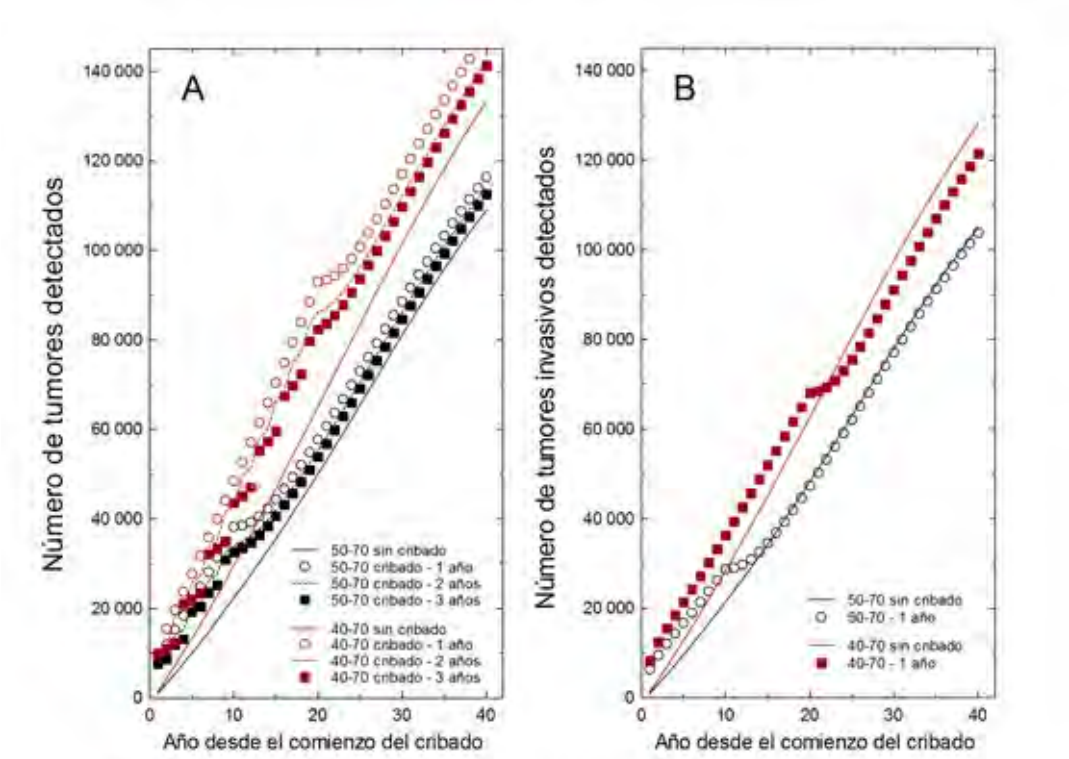


Figura 1. Número de tumores acumulados (A) y número de tumores invasivos acumulados (B). Se muestran los resultados para configuraciones de 50-70 años y t_r =10 años (símbolos sin color) y de 40-70 años y t_r =20 años (símbolos en rojo). Las líneas representan los resultados obtenidos para la población de mujeres que no siguen el PCM.

ID: 00919
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

TOMOSÍNTESIS DE MAMA: COMPARATIVA TÉCNICA ENTRE SISTEMAS Y PRUEBAS PARA CONTROL DE CALIDAD

ALEJANDRO RODRÍGUEZ RUIZ[1] , MARÍA CASTILLO GARCÍA[1] , JULIA GARAYOA ROCA[2] , MARGARITA CHEVALIER[1]

1) Departamento de Radiología, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid, Pza. Ramón y Cajal, s/n, 28040, Madrid, España 2) Unidad de Protección Radiológica, Hospital Fundación Jiménez Díaz, Avda. Reyes Católicos, 2, 28040 Madrid, España

OBJETIVO

La tomosíntesis de mama (DBT) se está estableciendo en todo el mundo, reemplazando o complementado a la mamografía. Los sistemas de DBT se basan en la adquisición de varias proyecciones desde distintos ángulos a partir de las cuáles se reconstruye un volumen pseudo-3D de la mama. Esta tercera dimensión hace que la DBT tenga mayor sensibilidad y especificidad que la mamografía.

Si bien la DBT y la mamografía se realizan con el mismo sistema, las técnicas tienen grandes diferencias. Por ello es necesario un control de calidad (CC) específico para DBT, todavía no recogido en el protocolo español de CC en radiodiagnóstico. En los últimos dos años, nuestro objetivo ha sido caracterizar las prestaciones técnicas de distintos sistemas de DBT, también para detectar posibles pruebas y desafíos del CC de DBT.

MÉTODOS

La investigación se llevó a cabo en cuatro sistemas distintos de DBT: Fujifilm Amulet Innovality, GE SenoClaire, Hologic Selenia Dimensions y Siemens Mammomat Inspiration. Las características de los equipos se encuentran en la Tabla 1. Las pruebas realizadas se detallan en la Tabla 2. Los objetos de test y el software que automatiza el cálculo de resultados fueron desarrollados en nuestro departamento.

RESULTADOS

La relación señal ruido (SDNR) de las proyecciones decrece continuamente con el espesor de mama en todos los sistemas (1.1-1.5% por mm). Los resultados son similares en los planos reconstruidos, salvo para el equipo que usa reconstrucción iterativa. El sistema con más proyecciones presenta menor SDNR que el resto debido a la menor dosis/proyección.

La resolución de las proyecciones presenta anisotropía solamente en los equipos con movimiento continuo del tubo (a 45 mm sobre el detector, la frecuencia a la que la MTF decae al 50% de su valor máximo, $MTF_{50\%}$, es 40% menor en la dirección paralela al movimiento del tubo). En estos equipos, la $MTF_{50\%}$ en dirección paralela decrece con la altura un 1% por mm. Mayor tamaño de pixel en las proyecciones conduce a $MTF_{50\%}$ más bajas. Mayor rango angular crea una pérdida mayor en la MTF entre la proyección central y las extremas.

La resolución XY de los planos reconstruidos también presenta anisotropía (47% diferencia entre direcciones en equipos con movimiento continuo del tubo). En la dirección del movimiento del tubo, $MTF_{50\%}$ es un 55% mayor en el sistema con movimiento step & shoot. Además, la MTF de los planos presenta su máximo desplazado hacia frecuencias de 1-2 lp/mm, debido a la reconstrucción sobre un rango angular de información limitado. $MTF_{50\%}$ incrementa en promedio un 12% entre usar un hilo de 100µm o 25µm. $MTF_{50\%}$ obtenidas con un borde de aluminio son compatibles (<10% diferencia).

La resolución en profundidad (Z) de los planos, definida como la anchura a mitad de altura (FWHM) de la PSF en Z, depende poco del calibre de hilo usado (-15% de 100µm a 25µm). Esta métrica depende tanto del rango angular del sistema como del algoritmo de reconstrucción, debido a que el hilo es más pequeño que el espesor de

plano reconstruido (1mm). FWHM entre sistemas varía entre 1.3-4.3mm.

La función dispersión de artefactos (ASF) varía aleatoriamente entre 5-10% según la posición XY de la esfera. Esta variación es mayor para equipos de menor rango angular. ASF se hace ligeramente más estrecha con la altura (-8% de 25mm a 65mm). ASF aumenta con el rango angular del sistema tal vez porque las esferas tienen el mismo espesor que el plano reconstruido (1mm), El sistema de reconstrucción iterativa presenta una ASF de forma rectangular, en vez de Gaussiana.

CONCLUSIÓN

En este trabajo hemos caracterizado y comparado técnicamente los principales sistemas de DBT. Además, hemos evaluado pruebas que pueden ser utilizadas para CC. La continua evolución de los sistemas (en especial la inclusión de la imagen 2D procesada a partir de DBT, mamografía sintética), las diferencias entre ellos y los diferentes resultados según los objetos de test, requieren seguir investigando el CC de DBT.

Tabla 1 – Características de los sistemas de tomosíntesis de mama analizados.

	Fujifilm Amulet Innovality (dos modos, ST / HR)	*General Electric Healthcare Senoclaire*	*Hologic Selenia Dimensions*	*Siemens Mammomat Inspiration*
		Adquisición		
Ánodo - Filtro (espesor en µm)	W - Al (700)	Mo / Rh – Mo (30) / Rh (25)	W - Al (700)	W – Rh (50)
Detector	a-Se	CsI-Si	a-Se (con rotación)	a-Se
Rejilla anti dispersión	No	Lineal	No	No
Tamaño pixel en las projecciones (µm)	68 (hexagonal)	100	140	85
Movimiento del tubo de rayos X	Continuo	Step & Shoot	Continuo	Continuo
Rango angular (°)	15 / 40	25	15	46
Número de proyecciones	15	9	15	25
		Reconstrucción		
Tamaño de pixel en los planos reconstruidos (µm)	100-150 / 50-100	100	95-117 (reconstrucción proyectiva)	85
Algoritmo de reconstrucción	Retroproyección filtrada	Iterativo (ASIR)	Retroproyección filtrada con mejora iterativa del contraste	Retroproyección filtrada ^
Mamografía sintética	En prueba	En prueba	Sí	No ^

^La reciente nueva versión de software, no utilizada en este trabajo, utiliza un algoritmo de retroproyección filtrada con optimización iterativa de artefactos y contraste, e incluye la imagen sintética.

Tabla 2 – Características de las pruebas realizadas para evaluar las características técnicas de los sistemas de tomosíntesis de mama.

Prueba	***Fantoma***	***Colocación***	***Referencia***
Resolución XY proyecciones (MTF)	100x100x1 mm lámina de acero	En aire, a distintas alturas (0 – 70 mm) sobre el detector	Samei 1998 *Med Phys* Marshall 2013 *Med Phys*
Relación señal-ruido en proyecciones y planos (SDNR)	20x20x0.2 mm lámina de Al entre 60 mm bloque de PMMA	Lámina colocada a distintas alturas dentro del PMMA	PECCR 2012 mamografía adaptado a DBT
Resolución XY plano reconstruido (MTF)	Hilos de W (calibre 25, 50 y 100 µm) y borde 100x100x0.2 mm de Al entre bloque 200x40x15 mm de PMMA	A distintas alturas y paralelos sobre el detector	Zhao 2009 *Med Phys* Marshall 2013 *Med Phys*
Resolución Z plano reconstruido (PSF)	Hilos de W (calibre 25, 50 y 100 µm) inclinados entre bloque 200x40x45 mm de PMMA	Todo el bloque sobre el detector	Hu 2008 *Med Phys* Marshall 2013 *Med Phys*
Función dispersión de artefactos en planos (ASF)	30 esferas de W (en un mismo plano), 1 mm de diámetro entre bloque 300x240x65 mm de PMMA	Las esferas se colocan a distintas alturas dentro del bloque de PMMA	Wu 2004 *Med Phys* Hu 2008 *Med Phys*

ID: 00932
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

CUANTIFICACIÓN DE LA FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN (MTF) PARA ESTUDIOS DE SPECT/PET CON MANIQUÍ JASZCZAK

Jacobo Guiu-Souto[1] , Pablo Simón-García[1] , Rubén Vázquez-Vázquez[1] , Manuel Sánchez-García[1] , Carlos Otero-Martínez[1] , Miguel Pombar-Cameán[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela

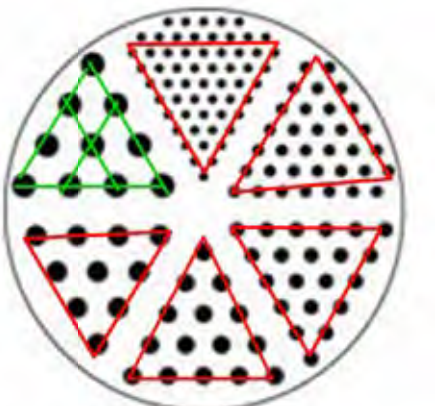
(1) La evaluación de calidad de imagen en sistemas de *single photon emission computer tomography* (SPECT) o positron emission tomography (PET) es fundamental de cara a lograr un diagnostico óptimo. Diferentes maniquíes de imagen, como por ejemplo el *Jaszczak* (ver Fig.1), son utilizados para la evaluación de diferentes parámetros de imagen: geometría, contraste 3D, uniformidad, resolución, atenuación, etc. Sin embargo, la medida de la resolución espacial para este tipo de maniquíes continua siendo a día de hoy cualitativa (inspección visual). Por lo tanto, en este trabajo se pretende definir un algoritmo que permita cuantificar la función de modulación de trasferencia (MTF) en este tipo de estudios con dicho maniquí.

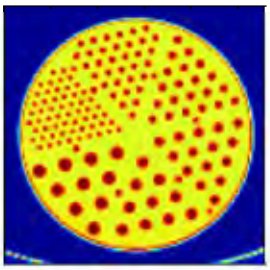
(2) Existen diferentes métodos para la evaluación de la MTF, como pueden ser los fundamentados en maniquíes de borde o de hilo, sin embargo, en este estudio nos basaremos en el método del patrón de barras (Droege & Morin, 1982). Para la evaluación de la MTF dicho método utiliza la propiedad de la degradación intensidad de la imagen a medida que los patrones de barras se encuentras más próximos. Todos los métodos anteriores, incluido el del patrón de barras, consisten en la evaluación de la MTF unidimensional, esto es, en la dirección en que se produce el gradiente de intensidad. En la Figura 1 se muestra la región del maniquí *Jaszczak*, i.e. región de sectores hexagonales o cilindros fríos, que se utilizará para el cálculo de la MTF. El algoritmo de cálculo supone una generalización del método de Droege & Morin de manera que permite la evaluación de la MTF sobre un patrón de cilindros hexagonal, esto es, bidimensional. Para ello, se utiliza el cociente ponderado de la media entre las regiones frías y calientes de cada sector. Los diámetros de los cilindros de cada sector son: 4.8, 6.4, 7.9, 9.5, 11.1 y 12.7 mm. Los protocolos de adquisición utilizados son de pulmón para PET y de perfusión miocárdica para SPECT.

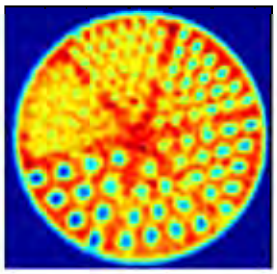
(3) En la Figura 2 se observa el valor de la MTF correspondiente a tres adquisiciones: una adquisición de SPECT en modo clínico, una adquisición de PET y su correspondiente CT. La curva correspondiente a mayor resolución (CT) es la obtenida directamente del CT esto supone un límite superior de resolución para cualquier imagen funcional, con todos los sectores por encima del 30%, llegando a resolver perfectamente los cilindros más pequeños de 4.8mm de diámetro. Para la adquisición en modo clínico del PET se distingue hasta el quinto sector (6.4mm de diámetro) con un valor del 14%. Para el protocolo clínico de SPECT la resolución se degrada por debajo del 10% a partir del tercer sector.

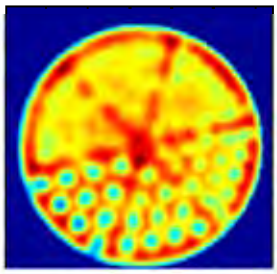
(4) El hecho de poder cuantificar la resolución espacial en esta prueba de calidad de imagen, hasta ahora valorada mediante inspección visual, permite eliminar la dependencia del observador obteniendo un resultado unívoco. Además, al poseer un valor cuantitativo de la resolución del equipo posibilita hacer valoraciones periódicas a modo de constancia respecto del estado de referencia inicial.

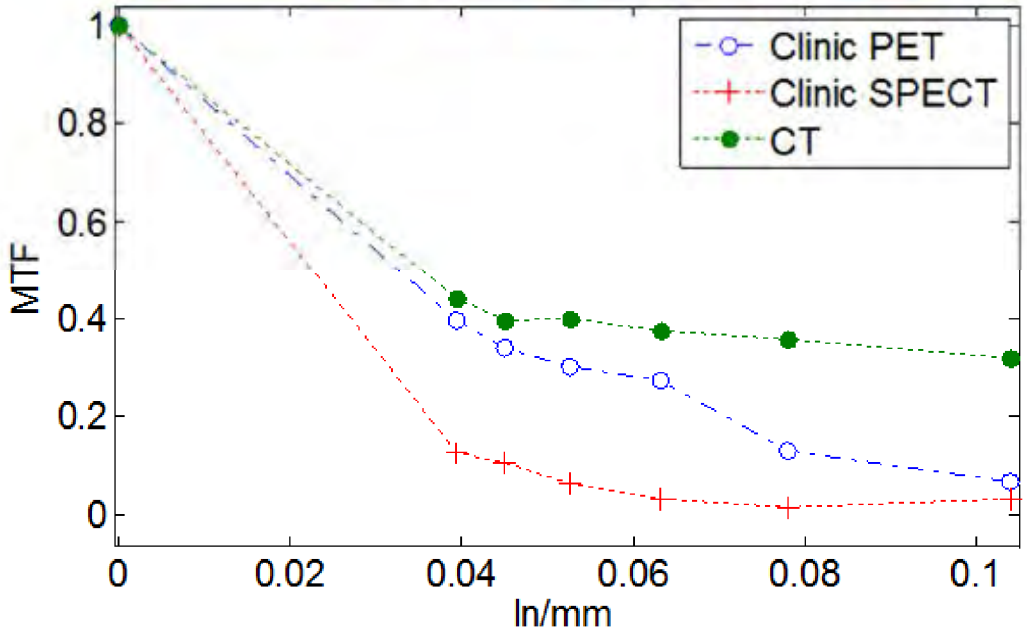











Clinic PET
Clinic SPECT
CT
MTF
ln/mm
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
0
0.02
0.04
0.06
0.08
0.1

ID: 00949
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Un método de reducción de ruido para imágenes portales obtenidas con baja dosis

Antonio González López[1]

1) Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca

Objetivo

En este trabajo se presenta la calidad de las imágenes obtenidas con un algoritmo de reducción de ruido basado en la minimización del estimador de riesgo insesgado de Stein (SURE). La minimización se lleva a cabo sobre una nueva función de umbralización que actúa en el dominio wavelet de la imagen. Esta nueva función se obtiene a partir de una combinación lineal de funciones de contracción de tipo derivadas de Gausianas y composición de derivadas de Gausianas.

Material y métodos

El sistema de imagen estudiado es el iViewGT (Elekta Ltd, Crawley, UK), y las imágenes se crearon usando haces de fotones de 6 MV de un acelerador Precise (Elekta Ltd, Crawley, UK). Se utilizó un maniquí antropomórfico del que se obtuvieron imágenes de tórax.

Se realizaron dos tipos de imágenes: imágenes con alto nivel de ruido e imágenes con bajo nivel de ruido. Para obtener las imágenes del primer tipo se irradió el maniquí con una unidad de monitor (UM), mientras que para obtener las imágenes del segundo tipo se utilizaron 243 UM.

Las características estadísticas del ruido se estudiaron sobre la diferencia de las imágenes de alto nivel de ruido y las imágenes de bajo nivel de ruido. La diferencia entre estos dos tipos de imágenes está dominada por el ruido cuántico, presente en la imagen de alto nivel de ruido.

La reducción de ruido se llevó a cabo en el dominio wavelet, donde se aplicó a los coeficientes de detalle de la imagen una contracción en función de su amplitud. La forma de la función de contracción se obtuvo optimizando los coeficientes de la combinación lineal de tres funciones de contracción (figura 1) para minimizar el SURE.

Se aprecia que al aumentar el número de composiciones la función se aproxima a la función de umbralización blanda, pero conservando la derivabilidad.

Resultados

El estudio del ruido cuántico mostró que la distribución del ruido puede aproximarse por una distribución normal. La representación sobre un gráfico de probabilidad normalizada posicionaba al 98% de los valores de ruido sobre una recta.

En la figura 2 se muestran las imágenes portales del maniquí de tórax. La figura 2a muestra la imagen de bajo ruido, la figura 2b la imagen con alto nivel de ruido y la figura 2c muestra el resultado de aplicar el algoritmo de reducción de ruido a la imagen de la figura 2b.

Se aprecia la alta eficiencia del algoritmo desarrollado en la eliminación del moteado cuántico .

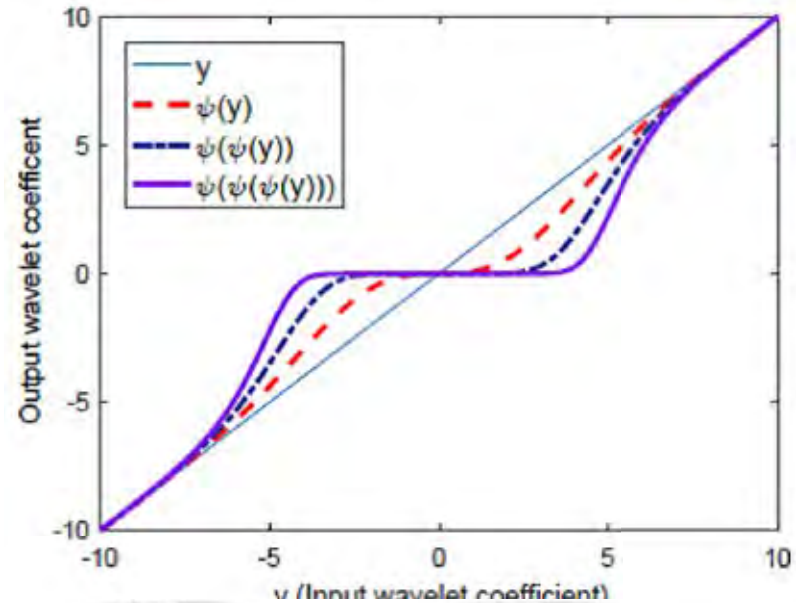
Discusión

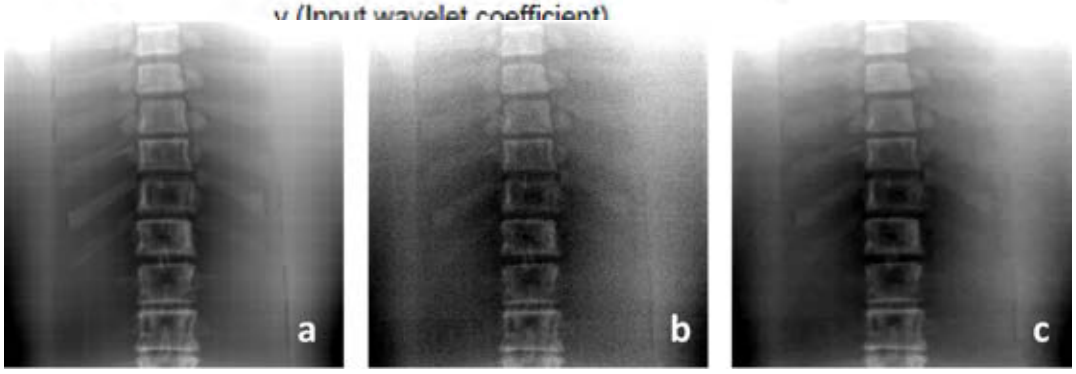
Los métodos de reducción de ruido que se basan en las diferentes propiedades estadísticas de imagen y ruido consiguen grandes resultados comparados con métodos tradicionales como el estimador Wiener. En particular, en el dominio wavelet se observan grandes diferencias entre las distribuciones estadísticas de los coeficientes de

imagen y ruido.

Por otro lado, en presencia de ruido Gausiano disponer de una estimación insesgada del error cuadrático medio como el SURE permite dirigir el procedimiento de reducción de ruido mediante procesos de optimización. Minimizar el SURE, que no requiere del conocimiento de la imagen limpia de ruido, nos garantiza la minimización del error cuadrático medio entre la imagen limpia y la imagen obtenida de algoritmo de reducción de ruido.

Por último, cabe destacar una propiedad interesante de las funciones de umbralización mostradas en la figura 1, son funciones que se aproximan asintóticamente a la identidad. Por este motivo, los coeficientes de detalle de gran amplitud de la imagen permanecen inalterados tras aplicar el algoritmo. Estos coeficientes encapsulan la información de alta frecuencia de la imagen. Por lo tanto, la eliminación de ruido mediante este procedimiento no conlleva una pérdida de resolución de la imagen.





ID: 00987
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

EVALUACIÓN DE UN ALGORITMO COMERCIAL DE REGISTRO DEFORMABLE DE IMÁGENES

Miguel Ángel de la Casa de Julián[1] , Daniel Zucca Aparicio[1] , Juan García-Ruiz Zorrilla[1] , Jaime Martí Asenjo[1] , Pedro Fernández Letón[1]

1) Hospital Universitario HM Sanchinarro

OBJETIVO

El objetivo de este trabajo es evaluar la bondad e reversibilidad del algoritmo de registro deformable de imágenes, ANACONDA, incorporado de forma comercial en el sistema de planificación RayStation (RaySearch Laboratories).

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha diseñado un maniquí propio, no comercial, diseñado ad hoc, empleando un balón rectal (modelo RectalPro75 curved, de QLRAD), un inserto de hueso compacto y otro de hueso trabecular (maniquí modelo 062, de CIRS). A la superficie del balón se adhirieron ocho perdigones. Todos estos elementos se fijaron en el interior de una cubeta (biocompact 10l, de Sanypick Plastic) que posteriormente se llenó de agua.

El balón rectal se ha rellenado con una mezcla de contraste (plenigraf, de Juste) y agua en diferentes proporciones: 20 % de contraste, 5 % de contraste y 1 % de contraste. El volumen de llenado del balón ha sido de 50 cm^3, 70 cm^3 y 90 cm^3. Esto proporciona nueve combinaciones de contraste y llenado del globo, para cada una de las cuales se realizó un TC (Somaton Sensation Open, de Siemens) del maniquí con un espesor de corte y reconstrucción de 1,5 mm.

En cada uno de los TC se han contorneado los dos insertos de hueso, el balón y su sonda. En todos los casos el contorneo se ha llevado a cabo de la forma más automáticamente posible para mantener la mayor coherencia entre contornos homólogos.

Se han efectuado registros deformables entre los diferentes pares de estos nueve TC con el algoritmo ANACONDA en RayStation v5. Este algoritmo utiliza un método híbrido en el que se puede emplear información tanto de los valores de píxel de las imágenes (cuantificada a través de su correlación), como de la distancia entre estructuras o puntos delimitados en los estudios. Hemos analizado los tres métodos de registro: usando solamente información de la imagen, solamente las estructuras contorneadas (este es el único método disponible si se pretende realizar un registro multimodalidad) y, en tercer lugar, utilizando la información completa.

Para evaluar la bondad del registro se ha determinado el índice DICE del balón rectal, así como la distancia entre los perdigones homólogos, antes y después del registro de cada par de imágenes. Para evaluar la reversibilidad del registro se ha analizado la traslación y rotación aplicada a cada estructura, así como el desplazamiento efectuado sobre cada perdigón.

RESULTADOS

La tabla adjunta muestra algunos de los resultados más importantes del estudio. En ella se muestra cómo cambia la distancia entre pares de puntos homólogos tras realizar el registro, medida en términos de la distancia media y la distancia máxima. También se muestra el incremento en el índice DICE del balón tras el registro, así como la reversibilidad en las traslaciones y rotaciones aplicadas a las estructuras contorneadas.

Los desplazamientos realizados en los POI son reversibles, dentro de un margen de error de aproximadamente 1 mm.

CONCLUSIÓN

El algoritmo realiza registros deformables de buena calidad para el tipo y amplitud de las deformaciones presentes en el maniquí analizado, especialmente cuando se utiliza la información de los contornos junto con la información de la imagen. En ese caso, la bondad del registro se encuentra dentro de los 2-3 mm, aproximadamente. Utilizar solamente la imagen es inadecuado, excepto en los casos de mayor contraste.

La reversibilidad es perfecta en relación a las traslaciones y rotaciones aplicadas a las mallas de puntos asociados a las estructuras, en todos los casos estudiados y para todos los métodos de registro, no detectándose desviación alguna.

La deformación efectuada sobre el balón no ha deformado de forma importante las demás estructuras, que conservan su volumen y mantienen un buen índice DICE tras el registro.

		POIS				ROIS				
		Distancias Antes (cm)		Distancias Después (cm)		DICE		Traslación	Rotación	Vol. Balón
TC	Registro	Media	Máxima	Media	Máxima	Antes	Después	Reversible	Reversible	Exactitud
20% contraste	Solo imagen	0,47	0,75	0,18	0,29	0,72	0,98	100%	100%	99,0%
	Solo contornos			0,12	0,23		0,99	100%	100%	99,9%
	Completo			0,11	0,20		0,99	100%	100%	100%
5% contraste	Solo imagen	0,36	0,53	0,26	0,53	0,71	0,75	100%	100%	46,3%
	Solo contornos			0,18	0,26		0,99	100%	100%	99,9%
	Completo			0,13	0,28		0,99	100%	100%	99,7%
1% contraste	Solo imagen	0,37	0,65	0,30	0,58	0,73	0,74	100%	100%	44,5%
	Solo contornos			0,16	0,33		0,99	100%	100%	99,7%
	Completo			0,11	0,27		0,99	100%	100%	99,6%



ID: 00988
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Reducción de ruido en la imagen PET mediante análisis multiescala con wavelets: estudio en maniquí

Carlos Huerga[1] , Pablo Castro [2] , Eva Corredoira[1] , Rodrigo Plaza[1] , Victor Delgado[3] , Eduardo Guibelalde[3]

1) Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz 2) Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario La Princesa 3) Departamento de Radiología, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid

Objetivo

La imagen PET presenta una SNR baja con bordes poco nítidos. Para su análisis se emplean métodos de reducción de ruido, siendo necesario realizarlo sin pérdida de señal que altere el significado clínico. Describimos un método de reducción de ruido no lineal para la imagen PET basado en wavelet espacialmente adaptativo y que usa un modelado del contexto de cada pixel, capaz de mantener los valores de captación y bordes en las regiones significativas. El algoritmo se propone como alternativa al filtrado habitual que se realiza tras la reconstrucción

Material/Método

Una importante característica de la transformada wavelet es que, en este dominio, la imagen se representa por unos pocos coeficientes con valores altos que retienen la información de interés (*sparse representation),* considerando que los coeficientes del ruido se esparcen a través de la representación. Aplicando un umbral apropiado se pueden eliminar los coeficientes que solo contribuyen al ruido. Suponiendo que los coeficientes ***W(i,j)*** de la imagen PET en el dominio wavelet se expresan como: ***W(i,j)=X(i,j)+N(i,j)****, d*onde ***X(i,j)*** son coeficientes sin ruido y ***N(i,j)*** coeficientes del ruido. El método que mostramos (Phys.Med.Biol 2017; 62(2): 633-651*)* se basa en la aproximación *BayesShrink* (*Image Process.IEEETrans.9 1522–31*) que supone que el umbral, que optimiza los coeficientes sin ruido es $T=s^2/s_x$. Donde s^2 es la varianza del ruido y s_x la desviación estándar de los coeficientes ***X*** (sin ruido) de cada nivel. Extendiendo esto, para cada pixel se puede obtener un ***T(i,j)*** estimando la varianza local de cada coeficiente libre de ruido $s_x(i,j)$. Nosotros hemos realizado dicha estimación a través de la función de autocorrelación (*ACF*) obtenida a partir del espectro de potencias.
Las adquisiciones se llevaron a cabo en un equipo PET/CT Discovery LS (GE). La técnica de adquisición fue la empleada en la clínica diaria. La reconstrucción se realizó mediante OSEM-CTAC. Las imágenes PET de 128x128 tienen un espesor de corte de 4.25 mm y tamaño de píxel de 3.906 mm.
El método se evaluó en maniquí: *maniquí homogéneo cilíndrico relleno de* ^{18}F*,* también usado para caracterizar la *ACF*. Se analizó la pérdida de cuentas totales en un amplio rango de actividades; *maniquí con insertos calientes* IEC BodyPhantom NEMA, incluye 6 insertos esféricos con diámetros desde 10 a 37mm de diámetro. Se consideran 3 escenarios, alto, medio y bajo contraste con *ratios* esfera:entorno radiactivo de 20:1, 10:1 y 5:1, respectivamente. Tras la etapa de reconstrucción se realizó doble procesamiento, una con el filtrado habitual (Gauss optimizado 5.45mm) y una segunda sustituyendo este filtrado por el propuesto. En maniquí uniforme se compararon filtros Gauss de diferente fwhm.
Se evaluaron las diferencias entre el filtrado habitual y el propuesto en: *coeficientes de recuperación (**RC**), ratio* de la concentración de actividad en la imagen y la nominal en cada esfera. **SNR**, **SNR=20·log10(m/?)**, medido en la esfera más grande y el entorno radiactivo. *Contraste,* $C=abs(m_A-M_B)/sqrt(?_A.?_B)$, entre la esfera más grande y el entorno radiactivo.

Resultados

En la tabla se muestran los valores de ***RC*** en los diferentes escenarios para todas las esferas. En el caso del filtro Gauss, la pérdida de resolución es en todos los entornos superior al 10% para la esfera más pequeña. Esta pérdida es inferior con el filtro propuesto, siendo del 5% en el caso más extremo. Las columnas de la derecha muestran cómo funciona el método descrito, se observa un incremento apreciable en la SNR del entorno radiactivo, en las esferas el algoritmo reconoce las “señales significativas” reduciendo el umbral del filtrado. Esta ganancia supone un importante incremento en el contraste como se aprecia en la última columna. En la figura se ilustra el caso de bajo-contraste a través de los perfiles en las esferas de menor tamaño.

Conclusión

Se muestra un método de reducción de ruido para la imagen PET usando una aproximación basada en wavelets.

	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm	SNR(background)	SNR(37mm)	Contrast
Alto-Contraste: radio esfera:entorno radiactivo ~20:1									
Noisy Image	0.69	1.08	0.89	1.06	1.03	1.00	14.2	23.8	40.0
Standard (Gaussian) Filter	0.51	0.83	0.86	0.93	0.96	1	17.3	29.1	65.1
Proposed Method	**0.69**	**1.07**	**0.89**	**1.06**	**1.03**	**1.00**	**23.8**	**24.4**	**72.8**
Medio-Contraste: radio esfera:entorno radiactivo ~10:1									
Noisy Image	0.55	0.82	0.92	0.99	1.04	1.00	14.2	22.6	22.9
Standard (Gaussian) Filter	0.46	0.74	0.88	0.95	1.03	1	17.3	29.5	41.0
Proposed Method	**0.53**	**0.80**	**0.92**	**0.99**	**1.04**	**1.00**	**23.5**	**24.4**	**43.9**
Bajo-Contraste: radio esfera:entorno radiactivo ~5:1									
Noisy Image	0.52	0.89	1.12	1.00	1.00	1.00	17.2	22.1	17.3
Standard (Gaussian) Filter	0.45	0.75	1.03	1.00	1.01	1.00	21.5	27.9	31.2
Proposed Method	**0.49**	**0.88**	**1.11**	**0.99**	**0.99**	**1.00**	**30.7**	**24.0**	**42.2**

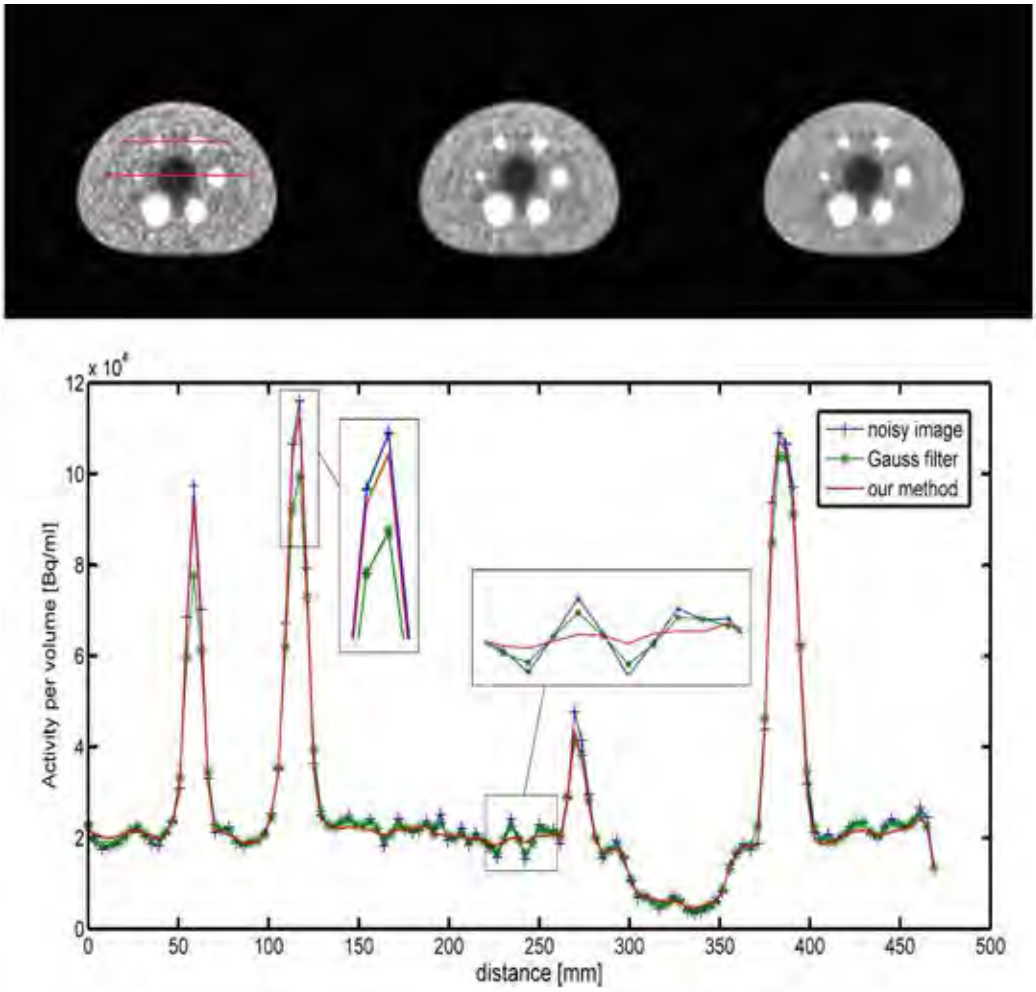


Figura. Evaluación visual del caso de Bajo-Contraste. Arriba: imagen sin filtro post-reconstrucción (izquierda), filtrado estándar Gaussinano (medio), filtrado wavelet descrito (derecha). Abajo: perfiles a través de las esferas más pequeñas: picos correspondientes a las esferas de diámetros: 13 mm, 17 mm, 10 mm y 22 mm (de izquierda a derecha)

ID: 01004
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Aplicación clínica de un simulador de reducción de dosis de TAC

Alfredo Serna Berná[1] , David Ramos Amores[1] , Fernando Mata Colodro[1] , Vicente Puchades Puchades[1] , Maria Angeles Chans Cuervi[2] , Aida Ramos[2] , Alejandro jiménez Martínez[1] , Noelia Martínez Cozar[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía 2) Servicio de Diagnóstico por la Imagen. Hospital General Universitario Santa Lucía

Objetivo

Validar en situaciones clínicas reales la utilidad de un simulador de reducción de dosis.

Material y método

Para el estudio se empleó el protocolo *Head Adult* del TAC *Siemens CT Somatom Definition AS+*.

La reducción de dosis fue simulada añadiendo ruido estadístico espacialmente correlacionado (REEC) a cada pixel de las imágenes originales. Para determinar el REEC es necesario conocer la función de autocorrelación del protocolo y TAC empleado, que fue determinado empleando un maniquí homogéneo. Esta función se convoluciona posteriormente con una matriz de ruido gaussiano blanco para obtener el REEC.

En primer lugar el algoritmo fue validado usando dos maniquíes, uno homogéneo y otro antropomórfico de cabeza con heterogeneidades, que fueron escaneados con diferentes valores de miliamperios (mA). Usamos la imagen obtenida con los mA del protocolo clínico para añadirle el REEC correspondiente a la reducción de dosis deseado. Esta imagen modificada se compara con las imágenes obtenidas reduciendo realmente los mA.

En segundo lugar seleccionamos un conjunto de 10 pacientes a los que se les había realizado un estudio de TAC debido a diversas patologías sutiles y también de cerebro sano. Se obtuvieron imágenes simuladas con varias reducciones de dosis, hasta un 50%. Se recogió la valoración de la calidad de las imágenes para el diagnóstico por parte de dos radiólogos, sin que supieran si eran las originales o las modificadas.

Resultados

En maniquíes, el algoritmo reproduce bien variación de ruido debido a la reducción de mA. Al comparar las imagenes simuladas con las obtenidas del TAC se observaron diferencias del 2% en el valor de desviación estandar en distintos puntos seleccionados en ambos maniquíes en el intervalo de reducción de dosis analizado.

Las imágenes clínicas modificadas con una reducción de dosis igual o superior al 30% fueron claramente identificadas por ambos radiólogos. En la mayoría de los casos, una reducción de dosis del 20% proporcionaba imágenes de suficiente calidad diagnóstica. El protocolo clínico fue modificado en consecuencia, y actualmente estamos en fase de evaluación clínica por el resto de radiólogos del servicio.

Conclusiones

El uso de una simulador de reducción de dosis, con el empleo ruido estadístico espacialmente correlacionado, en imágenes de TAC puede ser de gran utilidad clínica en el proceso de optimización de dosis. Gracias a esta herramienta se puede discutir con el radiólogo la oportunidad de reducir la dosis manteniendo la calidad diagnóstica de las imágenes.

ID: 01006
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Comparación de dos software comerciales de registro deformable de imagen

Silvia Reigosa Montes[1] , Antonio López Medina[1] , Ricardo Dorado Dorado[1] , Julio Vázquez Rodríguez[1] , Antonio Guillermo Teijeiro García[1] , Francisco Javier Salvador Gómez[1] , Benito Andrade Álvarez[1] , Daniela Medal Francesch[1] , Manuel Salgado Fernández[1] , Victor Manuel Muñoz Garzón[2]

1) Servicio de radiofísica y PR. Hospital do Meixoeiro 2) Servicio de radioterapia. Hospital do Meixoeiro

Objetivos

Cada día es más importante el registro de imágenes de diferentes modalidades en radioterapia, por lo que la evaluación de un sistema de registro ha cobrado más importancia en los últimos años. El objetivo de este estudio ha sido proponer un método para establecer la \"bondad\" de un registro flexible y facilitar en un futuro establecer criterios de aceptabilidad, además de comparar dos software comerciales de registro de imagen deformable, para lo que se ha utilizado un conjunto estándar de 10 maniquíes virtuales con el fin de valorar la calidad de registro. Para comparar la precisión de los software evaluamos tres métricas diferentes con un software desarrollado específicamente en nuestra unidad llamado ARTFIBio [1].

Material/Métodos

Se han utilizado diez maniquíes virtuales de pacientes con cáncer de cabeza y cuello procedentes de una librería [2] específicamente disponibles para este propósito.

Cada maniquí incluye dos conjuntos de imágenes volumétricas (TC), uno del inicio del tratamiento (SOT, *start of treatment*) y otro del final del tratamiento (EOT, *end of treatment*), ambos con diferencias significativas. Estos maniquíes virtuales fueron importados a ambos software comerciales: Velocity y Eclipse y registrados utilizando el registro automático, para evitar la dependencia con el usuario.

El conjunto de datos EOT se utilizó como imagen de referencia mientras que el conjunto de datos SOT se registró primero mediante una transformación rígida y posteriormente mediante una deformable y al nuevo conjunto de imágenes se le denominó SEOT. A continuación, exportamos las imágenes registradas al software ARTFIBio [1], cuyo cálculo de métricas hace uso de las bibliotecas ITK, y analizamos tres métricas diferentes: Información Mutua (MI), Coeficiente de Correlación Normalizado (NCC) y Media Cuadrática (MS). Se obtuvieron estas tres medidas de similitud para cada maniquí, para los conjuntos de datos no deformados (EOT y SOT) y para los conjuntos de datos obtenidos después de la deformación (EOT y SEOT), con ambos software (Fig. 1) para medir la variación introducida por cada sistema.

Resultados

Los datos obtenidos de los coeficientes MI, NCC y MS muestran que las imágenes deformadas tienen mayor similitud con la imagen fija que las originales, como era previsible. El incremento promedio de MI, NCC y MS para Eclipse fue de 9,3%, 1% y -39,3% respectivamente, y 13,7%, 3,2% y -85,9% para Velocity. La Tabla 1 muestra los resultados para los dos software y las tres métricas diferentes. Cuando las imágenes iniciales son muy semejantes, ambos software muestran parecidos coeficientes de similitud, pero cuando los datos iniciales se alejan más (como en el maniquí #7), Velocity mejora la similitud hasta NCC mayor que 0,99 incluso cuando los valores iniciales son muy bajos (0,86).

Conclusión.

El método de comparación utilizado permite discernir la mejora que aporta cada sistema de registro y se puede utilizar en cualquier hospital, ya que el software utilizado se puede obtener bajo petición a los autores de este trabajo y las imágenes de referencia están disponibles vía web. Los valores obtenidos para estos conjuntos de imagen pueden utilizarse como referencia.

Ambos software mejoran los valores de todas las métricas, como se esperaba, si bien con Velocity hemos obtenido mejores resultados que con Eclipse para 7 de los 10 conjuntos de imágenes.

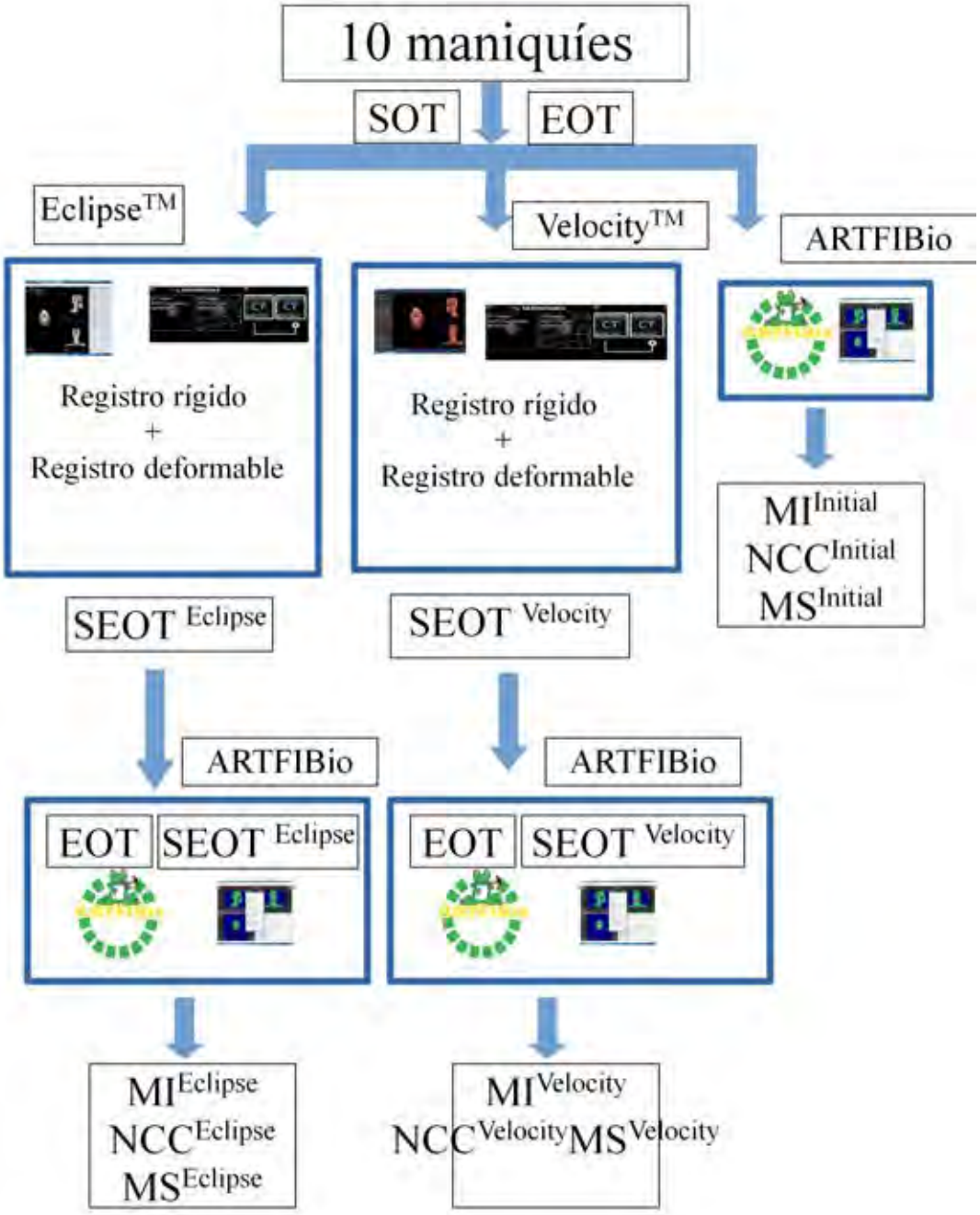
Financiado por ISCIII, mediante proyecto DTS14 / 00188, cofinanciado con fondos FEDER.

[1] Landesa-Vazquez I, Alba JL, Mera M, AramburuD, Lopez-Medina A, Munoz V. “ARTFIBio: A Cross-Platform Image Registration Tool for Tumor Response Quantification in Head and Neck Cancer. Ieee-Embs Int Conference on Biomedical and Health Informatics” 2014: 149-152 [DOI:10.1109/BHI.2014.6864326]

[2] J Pukala, SL Meeks, RJ Staton, et al , \"A virtual phantom library for the quantification of deformable image registration uncertainties in patients with cancers of the head and neck,\" Med Phys 40, 111703 (2013)

Phantom	Original			Eclipse			Velocitiy		
nº	MI	NCC	MS	MI	NCC	MS	MI	NCC	MS
1	0.322	0.979	4428	0.331	0.981	3932	0.353	0.996	714
2	0.395	0.983	3882	0.438	0.997	865	0.433	0.997	618
3	0.379	0.976	6042	0.424	0.989	2925	0.441	0.999	359
4	0.336	0.988	2275	0.353	0.992	1821	0.362	0.998	353
5	0.420	0.976	6518	0.457	0.980	5595	0.469	0.998	585
6	0.404	0.986	3633	0.428	0.993	2107	0.434	0.999	368
7	0.271	0.864	33020	0.292	0.868	30637	0.357	0.992	1722
8	0.332	0.977	4935	0.374	0.989	2582	0.383	0.998	402
9	0.324	0.977	4796	0.365	0.989	2503	0.363	0.993	1318
10	0.309	0.963	7413	0.352	0.991	1966	0.356	0.990	2037

Tabla 1. Medidas de similitud obtenidas mediante ARTFIBio para las imágenes originales y deformadas para Eclipse y Velocity.


10 maniquíes
SOT
EOT
Eclipse™
Velocity™
ARTFIBio
Registro rígido
+
Registro deformable
Registro rígido
+
Registro deformable
MI Initial
NCC Initial
MS Initial
SEOT Eclipse
SEOT Velocity
ARTFIBio
ARTFIBio
EOT
SEOT Eclipse
EOT
SEOT Velocity
MI Eclipse
NCC Eclipse
MS Eclipse
MI Velocity
NCC Velocity
MS Velocity

ID: 01039
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

INTERFAZ PARA EL ANÁLISIS AUTOMÁTICO DE IMAGÉNES DEL MANIQUÍ CATPHAN PARA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Zahara Martín Rodríguez[1] , Patrick Kenny[2] , Pedro Ruiz Manzano[3] , Mª Ángeles Arroyo de la Cruz[1]

1) Hosptial Universitario Central de Asturias 2) Mater Misericordiae University Hospital 3) Hospital Universitario Lozano Blesa

Introducción: De acuerdo con el Real Decreto 1976/1999 que establece los criterios de calidad en radiodiagnóstico, es de obligado cumplimiento el control de calidad de los equipos de tomografía computarizada. Este control de calidad es generalmente llevado a cabo por el personal de las unidades técnicas de protección radiológica, en muchas ocasiones por especialistas en Radiofísica Hospitalaria. Por ello es relevante, contar con las mejores herramientas para este propósito, que además permitan reducir los tiempos, de especial importancia, en aquellas instituciones con una alta carga de trabajo y disminuir los posibles errores inducidos en el análisis manual de las imágenes. En este trabajo se ha llevado a cabo la automatización del análisis de imágenes del control de calidad de los equipos de tomografía computarizada para el maniquí Catphan. Esta interfaz genera un informe final con los resultados obtenidos y guarda el compendio de imágenes analizadas, para su comparación con futuros controles de calidad.

Métodos y Materiales: La interfaz ha sido desarrollada en Matlab Guide (Figura 1) y consta de una serie de menús interactivos. Cada uno de ellos, alberga un algoritmo que permite realizar una de las siguientes pruebas: verificación del alineado, precisión de anchura de corte, distorsión geométrica, linealidad espacial y tamaño de píxel, linealidad del número CT, sensibilidad a bajo contraste, resolución espacial, ruido, uniformidad, incremento de espacial de la mesa, ángulo del cabezal y finalmente, determinación de la función de transferencia de modulación para imágenes del maniquí CatPhan. La interfaz también está provista de una sección de mensajes que indican los pasos a seguir para su uso, además de los resultados obtenidos. Los algoritmos han sido desarrollados basándose en técnicas de segmentación de imágenes y en las propias características geométricas del maniquí.

La interfaz en primer lugar nombra las imágenes con datos relevantes extraídos de la cabecera DICOM, tales como: la fecha, el kilovoltaje (kV), el miliamperaje segundo (mAs), el tamaño de corte, el algoritmo de reconstrucción y la localización. Después son *cargadas* en la interfaz en su totalidad. Una vez se selecciona una imagen, se elige una prueba y se realiza el análisis automático de la misma dependiendo de dicha prueba. El análisis se muestra sobre la imagen y los resultados aparecen en la sección de mensajería. Los resultados son almacenados hasta la generación del informe final, mientras que las imágenes analizadas son guardadas, en formato .jpg, al final de cada prueba.

Las imágenes fueron adquiridas para un escáner CT Revolution de General Electric con los siguientes parámetros: 120 kV, 300 mAs y diferentes tamaños de corte así como algoritmos de reconstrucción dependiendo de la prueba realizada.

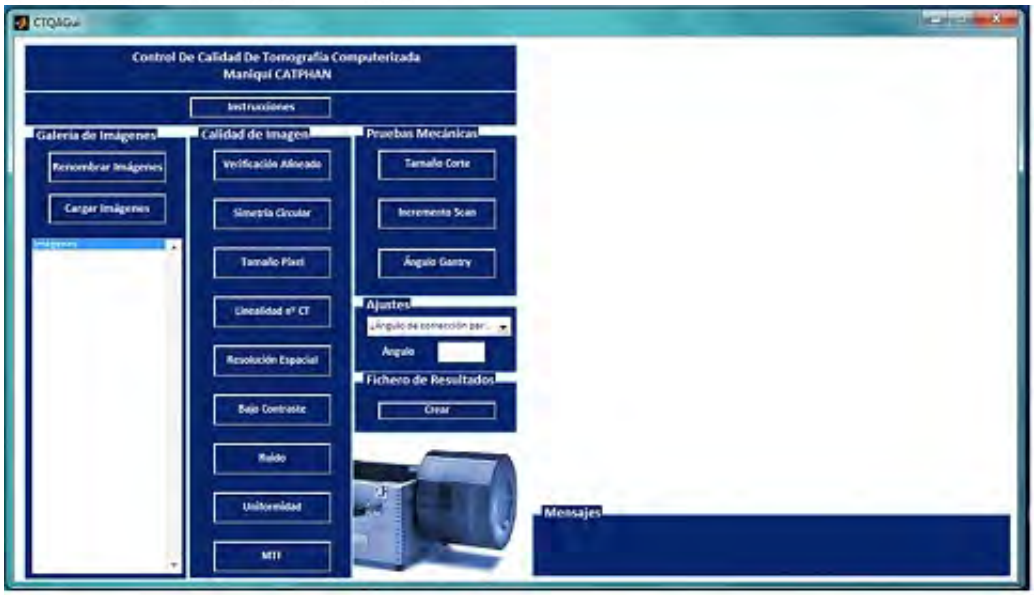
Para ratificar la validez de la automatización, se han comparado los resultados obtenidos utilizando la interfaz con aquellos obtenidos con software ImageOwl, para el mismo conjunto de imágenes.

Resultados: Los resultados demuestran una excelente conformidad entre los obtenidos con la interfaz desarrollada y aquellos procedentes de ImageOwl (Tabla 1). Se han observado diferencias en la uniformidad espacial. Dichas discrepancias pueden ser debidas a la definición y ubicación de las regiones de interés utilizadas en el cálculo.

Conclusiones: El uso de la automatización en el control de calidad proporciona un ahorro de tiempo y una disminución de errores respecto a los métodos manuales de análisis de imágenes. También mejora el seguimiento de los equipos de tomografía computarizada en el tiempo y la comparación entre ellos, de manera robusta, automática y compacta.

	Interfaz	*ImageOwl*
	Posicionamiento	
X (píxel)	257	257
Y (píxel)	257	257
50 mm 2,04 px/mm	Tamaño de Píxel	
X (mm)	50,00	50,00
Y (mm)	50,00	50,00
X (píxel/mm)	2,04	2,04
Y (píxel/mm)	2,04	2,04
	Linealidad de nºCT	
Teflon (HU)	999	998
Delrin (HU)	342	354
Acrylic (HU)	112	113
Air (HU)	-992	-992
Polystyrene(HU)	-53	-52
LDPE (HU)	-111	-110
PMP (HU)	-198	-197
Es. Contraste (cm-1 HU-1)	0,000259	0,000207
Soft	MTF 50%	
lp/cm	3,30	3,06

	Interfaz	*ImageOwl*
5,0 mm	Tamaño de Corte	
Dcha (mm)	4,70	4,83
Izqda (mm)	4,90	4,94
Arriba (mm)	4,70	4,71
Abajo (mm)	5,10	5,00
Media (mm)	4,85	4,87
Bone	Uniformidad	
Dcha (HU)	1,0	1,3
Izqda (HU)	-6,7	-1,7
Arriba (HU)	-4,4	-1,7
Abajo (HU)	1,2	1,2
Centro (HU)	-2,1	-0,8
Bone	Nivel de Ruido	
	3,02	3,38
Standard	Bajo Contraste	
1,0% (mm)	1	2
0,5% (mm)	3	2
0,3% (mm)	3	3



ID: 01102
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Control de calidad en CBCT según las recomendaciones del nuevo protocolo conjunto EFOMP-ESTRO-IAEA

Ismael Sancho Kolster[1] , Júlia Garayoa Roca[2] , Irene Hernández Girón[3] , Hugo de las Heras Gala[4] , Elisa Montes Rubio[1] , Belén García Bonnail[1] , Cristina Picón Olmos[1]

1) Institut Català d'Oncologia, L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona 2) Fundación Jiménez Díaz, Madrid 3) Leiden University Medical Center, Leiden, Países Bajos 4) QUART GmbH & HelmholtzZentrum München, Munich, Alemania

Objetivo: Estudiar la aplicación de las recomendaciones del nuevo protocolo conjunto EFOMP-ESTRO-IAEA de control de calidad en CBCT en dos equipos de nuestra institución, uno de radioterapia y otro de radiología intervencionista. Esta nueva guía unifica por primera vez el control de calidad de CBCT en distintas aplicaciones, como radioterapia, radiología intervencionista y radiodiagnóstico dental.

Material y métodos: Se han analizado las imágenes CBCT obtenidas con tres protocolos de adquisición distintos (Cabeza, Tórax y Pelvis) de un sistema de imagen de radioterapia (*Varian TrueBeam Imaging System,* instalado en 2016) y de dos protocolos de adquisición 3D (estándar DR 8s y con sustracción DSA 5s) de un sistema de imagen de radiología intervencionista (angiógrafo digital *Siemens Axiom Artis dB,* instalado en 2005). Se han analizado los parámetros de imagen recomendados en la guía y se han comparado con los niveles de acción propuestos. Para el estudio de los parámetros de imagen se ha utilizado un maniquí Catphan modelo 504. Los parámetros de imagen evaluados han sido:

- Precisión geométrica
- Resolución espacial
- Uniformidad
- Resolución de bajo contraste
- Valores de densidad de vóxel
- Ruido

La razón contraste ruido (CNR) se ha medido a partir de los insertos de *Delrin* y del material del módulo uniforme del maniquí a diferencia de la definición propuesta en la guía para este parámetro (insertos de PMMA y PVC). Para el caso del protocolo de Pelvis del equipo de radioterapia se han obtenido imágenes a lo largo de 6 meses con la finalidad de analizar la constancia de los distintos parámetros de imagen. Asimismo se ha medido la dosis impartida por los distintos protocolos a través del parámetro D_{FOV}, que se determina a partir del kerma en aire incidente en el detector Ka,i(FDD) corregida por los parámetros geométricos indicados en la figura. Para la medida del Ka,i(FDD) se ha utilizado un detector R100B de RTI Electronics colocado sobre el panel detector de los equipos.

Resultados: En la tabla se muestran los resultados obtenidos. En rojo se indican aquellos valores que se encuentran fuera del nivel de acción propuesto.

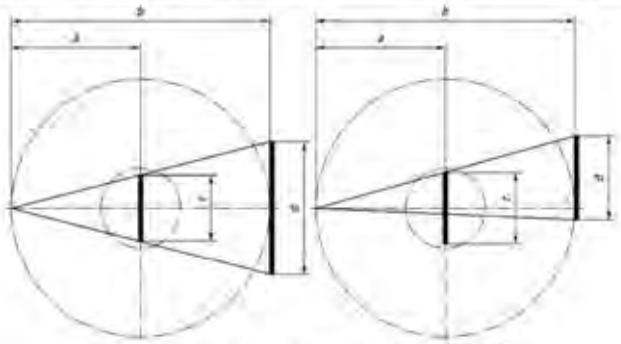
Se comprueba que el parámetro "*índice de aceptación",* extraído de la norma DIN6868-161 y que integra en una única expresión el valor de la razón contraste-ruido (CNR), el parámetro dosimétrico D_{FOV} y la frecuencia correspondiente al 50% de la MTF, se encuentra fuera del nivel de acción propuesto para todos los protocolos, excepto el de tórax. La guía menciona la necesidad de establecer niveles de acción específicos para este

parámetro en radioterapia e intervencionismo. La uniformidad analizada con el método de la norma DIN, que incluye en su expresión el valor de la CNR, también se encuentra fuera del nivel de acción para los protocolos de intervencionismo y para el de cabeza en el caso de radioterapia. En cuanto al ruido y los valores de densidad de vóxel, para los que la guía propone una evaluación de la constancia respecto a los valores de referencia inicial, se encuentran dentro de los niveles de acción propuestos en la guía, para el protocolo estudiado.

Para una misma dosis impartida, la calidad de imagen es mayor en el caso del equipo de radioterapia. Posiblemente esta diferencia es debida a la distinta tecnología asociada a las imágenes CBCT de los dos equipos, tanto de hardware como de procesado de la imagen, además de las distintas características de adquisición y reconstrucción de los protocolos

Conclusión: Las nuevas recomendaciones de control de calidad en CBCT permiten homogeneizar y unificar el control de calidad de las imágenes. Permiten además, establecer criterios claros de aceptación y de suspensión de un equipo capaz de adquirir imágenes CBCT. Algunos parámetros y niveles de acción de la nueva guía, establecidos inicialmente para aplicaciones dentales, deberían ser adaptados a los equipos de radioterapia y radiología intervencionista

	Radiología intervencionista		Radioterapia		
	8s DR	**5s 1K DSA H**	**Pelvis**	**Tórax**	**Cabeza**
kV	90	75	125	125	100
filtración inh. (mm Al)	3.0	3.0	2.7	2.7	2.7
filtración adicional	No	No	Titanio (0.89 mm) Filtro Half Fan	Titanio (0.89 mm) Filtro Half Fan	Titanio (0.89 mm) Filtro Full Fan
mA	172	300	80	20	20
pulso (ms)	4	12	20	20	20
proyecciones	419	126	660	660	367
tamaño voxel (mm)	0.8x0.8x0.8	0.8x0.8x0.8	0.9x0.9x2.0	0.9x0.9x2.0	0.5x0.5x2.0
distancia a (cm)	75	75	100	100	100
distancia b (cm)	120	120	150	150	150
distancia c (cm)	20.5	20.5	49	49	28
distancia d (cm)	32.8	32.8	42	42	42



$$D_{FOV} = K_{a,i}(\mathrm{FDD}) \cdot \frac{b}{a} \cdot \frac{d}{c}$$

Figura. Características de adquisición de los protocolos y definición de D_{FOV} para geometrías de adquisición CBCT simétricas y asimétricas, respectivamente

	Aplicación	Radiología intervencionista			Radioterapia			
	Protocolo	8s DR	5s 1K DSA H	*Nivel acción*	Pelvis	Tórax	Cabeza	*Nivel acción*
Precisión geométrica	Linealidad (mm)	**0.2**	**0.3**	*>2*	**0.2**	**0.2**	**0.2**	*>1*
	Estabilidad espacial (mm)	**n.r**	**n.r**	-	**0.7**			*>1*
Resolución espacial	Frecuencia 10% de la función de transferencia de modulación XY (pl/cm)	**5.94**	**5.88**	*<5*	**5.46**	**5.39**	**8.34**	*<5*
Uniformidad	Curvas de uniformidad XYZ	**5%**	**4%**	*>10%*	**2%**	**0.1%**	**0.7%**	*>10%*
	Método DIN	**0.4**	**0.5**	*<5*	**5.1**	**35.1**	**3.4**	*<5*
Resolución bajo contraste	Razón contraste ruido (CNR)	**13.7**	**11.2**	-	**57.2**	**36.5**	**11.9**	-
	Índice de aceptación *(Acceptance Indicator)*	**4.2**	**6.8**	*<100*	**53.8**	**102.4**	**54.4**	*<100*
Dosis	Dosis calculada D_{PCV} (mGy)	**29.9**	**15.0**	*>50*	**12.1**	**3.4**	**5.4**	*>50*

Tabla. Resultados de los distintos parámetros de calidad de imagen y dosimétricos para los 5 protocolos de adquisición CBCT, junto con los niveles de acción propuestos en la guía

ID: 01118
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

COMPARACIÓN DE PROGRAMAS AUTOMÁTICOS DE CONTROL DE TASA DE DOSIS EN ANGIÓGRAFOS SIEMENS

María Ángeles Arroyo de la Cruz[1] , David Álvarez Llorente[1] , Teresa Monserrat Fuertes[1] , Simón Martín Granados[2] , Amador Rodríguez Fariñas[2]

1) Hospital Universitario Central de Asturias 2) Siemens Healthcare

Objetivo

Los equipos modernos de fluoroscopia incorporan un sistema de control automático de tasa de dosis capaz de mantener una calidad de imagen adecuada independientemente del espesor del paciente modificando, además de la intensidad (mA) y la tensión del tubo (kV), la filtración del haz y anchura de pulso.

En este estudio se analiza y compara el comportamiento del sistema de control automático de distintos angiógrafos de la casa comercial Siemens destinados a diferentes usos clínicos siguiendo el procedimiento descrito por la Asociación Americana de Físicos en Medicina; a su vez se analiza el efecto en la calidad de imagen y en la tasa de dosis a paciente y detector.

Material y métodos

Se estudiaron tres angiógrafos Artis Zee de Siemens Medical Systems. El primero está destinado a procedimientos de hemodinámica, el segundo a radiología vascular y el tercero es un angiógrafo biplano utilizado en neurorradiología.

Para ello, se dispuso el arco en vertical con el tubo bajo la mesa a una distancia foco detector de 120cm; se colocaron sobre la mesa láminas de metacrilato (PMMA) que simulaban diferentes espesores de paciente. Para la medida de dosis de entrada a detector y paciente, se colocó un dosímetro de estado sólido en el punto de entrada del detector y otro en el punto de referencia intervencionista (a 15cm en dirección al tubo desde el isocentro). La calidad de imagen se evaluó mediante un maniquí Leeds TOR situado en el isocentro; para ello se calculó la relación contraste-ruido (CNR) y la relación señal-ruido (SNR) a partir del valor medio de píxel y desviación estándar en una ROI centrada en el segundo círculo del maniquí y otra sobre el fondo.

Se registraron los siguientes parámetros en función del grosor del maniquí: kV, mA, anchura de pulso, filtración espectral, tasa de kerma en aire a la entrada del paciente y del detector, y se determinó la SNR y CNR.

Resultados

La figura 1 muestra la técnica seguida por cada equipo. Los equipos de hemodinámica y de radiología vascular siguieron una estrategia similar, aumentando primero el mA y después la duración del pulso; tras un aumento posterior de la corriente, se redujo la filtración y como último recurso aumentó el kV. El angiógrafo biplano en cambio sacrificó en primer lugar el ancho de pulso.

En cuanto a la variabilidad de los parámetros, se observó que la duración del pulso en el equipo de hemodinámica es inferior al resto, compensándose con un mayor miliamperaje; en cambio el equipo biplano mostró un comportamiento opuesto. El rango de variación de filtración espectral de cobre es la misma en todos los equipos, disminuyendo en el caso del biplano para espesores menores, siendo éste el equipo que presenta los mayores kilovoltajes.

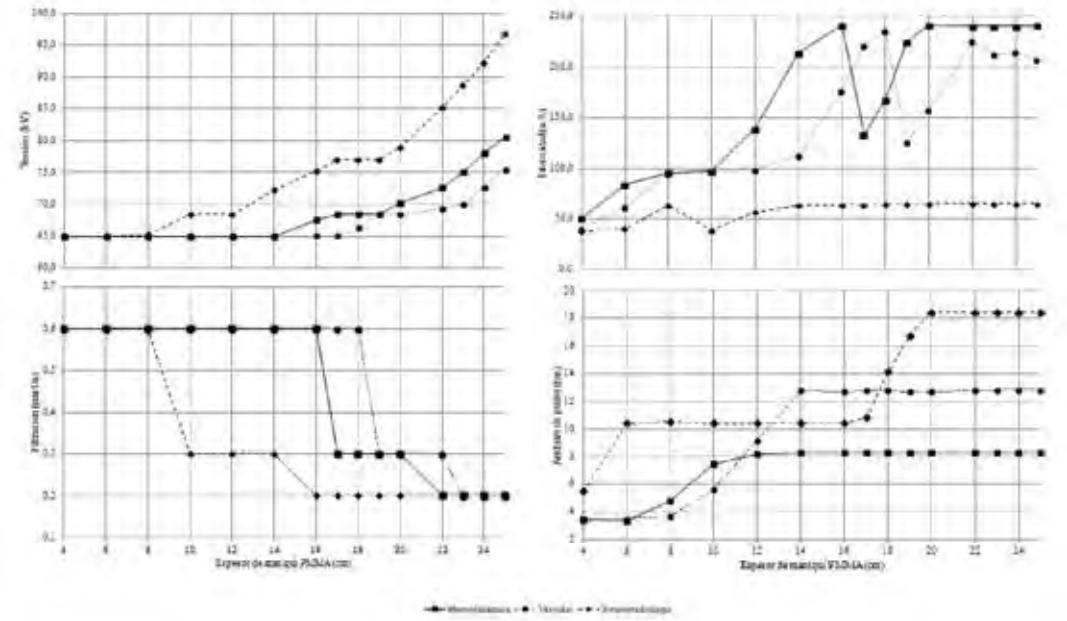
La tasa de kerma en aire a la entrada del detector permaneció aproximadamente constante con el tamaño del maniquí en todos los equipos, lo que supuso un aumento aproximadamente exponencial de la dosis en el punto de referencia del paciente sin superar el valor de 88 mGy/min en ningún caso (Fig. 2).

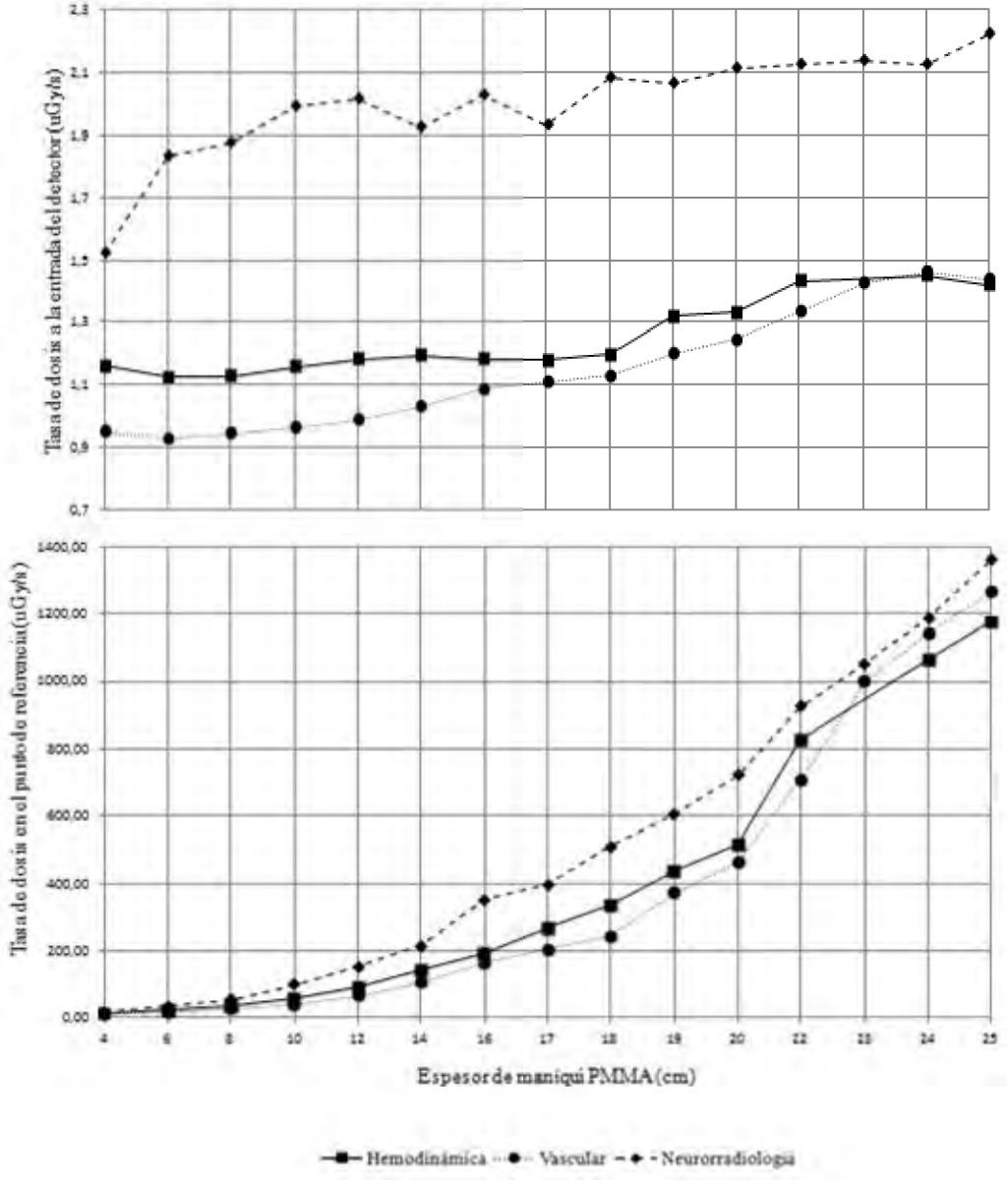
Todos los equipos mostraron una tendencia a reducir la calidad de imagen con el aumento del tamaño del maniquí. El equipo de neurorradiología presentó la mayor SNR, compatible con una mayor dosis registrada en el detector.

Conclusiones

Los angiógrafos bajo estudio siguen una curva de control optimizada en función de la región anatómica a explorar, priorizando la modificación de unos parámetros frente a otros dentro de unos límites de operación.

El equipo de hemodinámica emplea la anchura de pulso más corta para no comprometer la resolución temporal. El equipo biplano utilizado en neurorradiología aumenta el kilovoltaje y reduce la filtración a espesores relativamente bajos con el fin de conseguir una penetración adecuada sin empeorar el contraste. En cambio, en los equipos de hemodinámica y vascular se mantiene el kilovoltaje lo más bajo posible y la filtración lo más alta posible para potenciar el contraste sin aumentar la dosis de entrada a paciente.




Tasa de dosis a la entrada del detector (uGy/s)
Tasa de dosis en el punto de referencia (uGy/s)
Espesor de maniquí PMMA (cm)
Hemodinámica
Vascular
Neurorradiología

ID: 01212
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Comparación de sistemas de imagen en mamografía a partir del balance entre dosis y calidad de imagen

Javier Sánchez Ruipérez[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Noelia Suárez Álvarez[1] , Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Pablo Gómez Peláez[2] , Álvaro A. Fernández Lara[1] , Sofía García Repiso[1] , Pablo L. Gómez Llorente[1] , Carlos Montes Fuentes[1]

1) Servicio de Radiofísica y P. R. Complejo Asistencial de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca 2) UTPR-Sa/01

Objetivos

La mamografía es una modalidad diagnóstica muy eficaz para la detección de tumores mamarios, el tipo de mayor incidencia en mujeres. Su uso tanto en exploraciones diagnósticas como en programas de cribado del cáncer, ha conducido al desarrollo de tecnologías de detección y combinaciones de ánodo-filtro destinadas a optimizar la calidad de imagen y reducir las dosis.

El objetivo de este trabajo consiste en la comparación del funcionamiento de sistemas de adquisición mamográficos, evaluando un parámetro o *Figure of Merit (FOM)* empleado en la bibliografía. Esta *FOM* engloba tanto el efecto de la calidad de imagen como de la dosis, y se define como RCR^2/DGM, donde *RCR* es la relación contraste-ruido y *DGM* la dosis glandular media (expresada en mGy). Resulta una herramienta adecuada para optimizar técnicas de adquisición.

Se establece la comparación a partir del cálculo de la *FOM* para diferentes tecnologías de detección: paneles planos (*DR*) y sistemas de radiografía computarizada (*CR*). Para ello se analizan imágenes obtenidas en la prueba de Compensación del Control Automático de Exposición (*CAE*) con el espesor y composición de la mama (código MD016 del PECCRD).

Material y métodos

En el estudio se han incluido 23 sistemas de distintos fabricantes (9 CR y 14 DR). Los valores de *RCR* y *DGM* corresponden al promedio de los resultados de los controles de calidad de los años 2015 y 2016. Para la medida de la *DGM* se utiliza el multímetro digital *RaySafe X2* con la sonda *X2 MAM Sensor*. El maniquí utilizado consiste en bloques de polimetilmetacrilato (PMMA) de 18 cm x 24 cm y espesores 1 cm y 0,5 cm, y una lámina de aluminio de 1 cm x 1 cm y 0,2 mm de espesor, para evaluar la RCR.

Se calculan los valores de *FOM* para cada equipo, agrupando los resultados según el sistema de registro de imagen y el espesor de PMMA empleado en la adquisición.

Resultados

En la gráfica 1 se representa la FOM para mamógrafos *DR* y *CR* en función del espesor en cm de PMMA. La *FOM* calculada es mayor en detectores *DR* para espesores comprendidos entre 2 y 7 cm. Se observa cómo para espesores pequeños la diferencia presenta su menor valor, un 26% superior para el DR. Esta diferencia aumenta hasta un 57 % para 4 cm y 4,5 cm. Para espesores de mama grandes existen mayores diferencias de *FOM*: 101% con 5 cm, 134% con 6 cm y 231% con 7 cm.

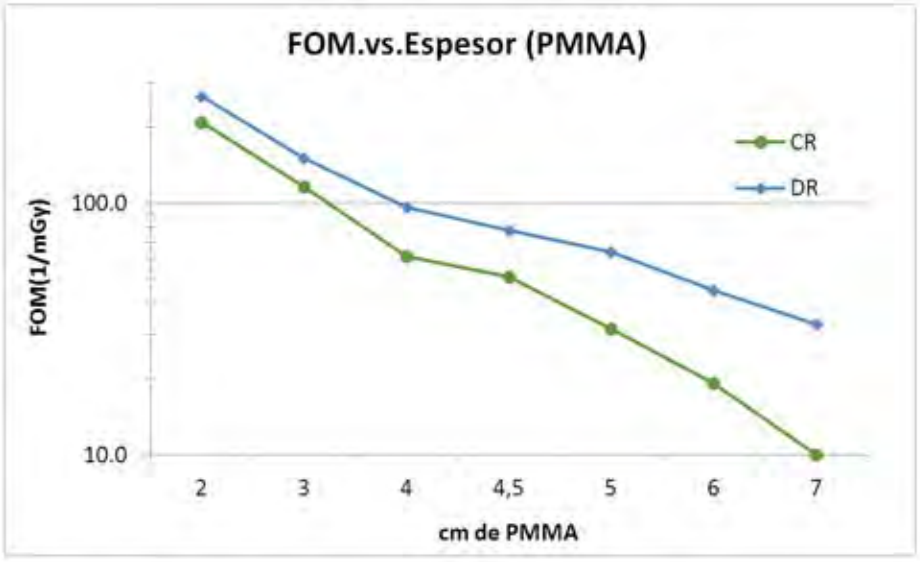
Del análisis de la FOM para sistemas DR (gráfica 2) se concluye que los equipos que disponen de 2 ánodos (Mo y Rh) y 2 filtros (Mo/Rh) presentan valores más altos de *FOM*. El estudio de las técnicas de irradiación y la *FOM* de los 5 mamógrafos de 2 filtros-2 ánodos, permite optimizar las técnicas de adquisición. Aquellos que utilizan Rh/Rh para 4 cm presentan peor FOM que los que mantienen la combinación Mo/Rh en ese espesor. Asimismo, aquellos calibrados para utilizar 30 kV (Rh-Rh) en lugar de 29 kV (Rh-Rh) para 6 cm mantienen mejor el balance calidad de imagen-dosis.

Los equipos con ánodo único y dos filtros incluidos son del tipo W (Ag-Rh) y Mo (Mo-Rh). Ambos presentan un comportamiento similar para espesores inferiores a 4 cm, siendo mejor el balance calidad de imagen-dosis para espesores mayores en los de ánodo de W. Se analizaron CR de 3 fabricantes diferentes, siendo los valores de FOM calculados para el nº 1 superiores a los otros dos.

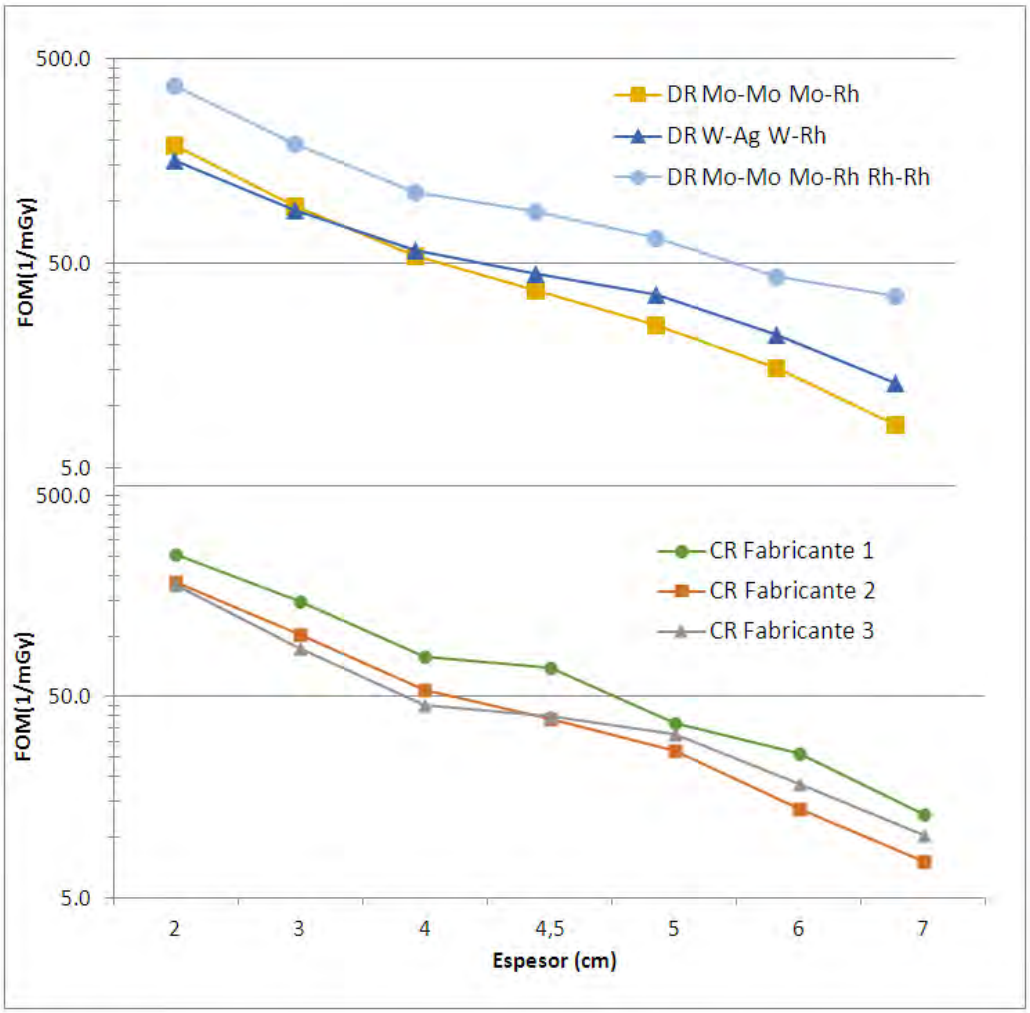
Conclusiones

Los sistemas *DR* presentan un mejor balance entre calidad de imagen y dosis con respecto a los CR para todos los espesores. Las mayores diferencias de FOM corresponden a espesores superiores a 4,5 cm. La principal diferencia entre estos sistemas consiste en que los DR mantienen una calidad de imagen elevada con DGM menores que los CR para espesores de mama grandes.

Para los paneles planos, los valores más altos de *FOM* corresponden a equipos con 2 ánodos (Mo y Rh) y 2 filtros (Mo y Rh). Los 3 tipos de CR estudiados reflejan también diferencias relevantes de FOM, siendo destacable el fabricante 1, cuyo sistema presenta un mejor comportamiento para todos los espesores.



Gráfica 1. Comparación de FOM para sistemas de imagen DR y CR frente al espesor de PMMA.



Gráfica 2. FOM para sistemas DR agrupados por combinaciones de ánodo-filtro y sistemas CR agrupados por fabricante.

ID: 01218
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Influencia del algoritmo de modulación de corriente en la calidad de imagen y dosis en un TC Toshiba

Jorge Hernández Rodríguez[1] , Noelia Suárez Álvarez[1] , Javier Sánchez Ruipérez[1] , Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Álvaro A. Fernández Lara[1] , Sofía García Repiso[1] , Pablo L. Gómez Llorente[1] , Carlos Montes Fuentes[1]

1) Servicio de Radiofísica y P. R. Complejo Asistencial de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca

OBJETIVO
El control automático de exposición (CAE) en Tomografía Computarizada (TC) permite modular el valor de la corriente del tubo a partir de la atenuación del topograma. Estos sistemas adaptan la técnica de irradiación a la anatomía del paciente, reduciendo la dosis y manteniendo una calidad de imagen uniforme en las diferentes regiones. El usuario puede establecer el nivel de calidad de imagen deseado.

En este trabajo se estudia la influencia de los parámetros de un algoritmo de modulación de dosis en la calidad de la imagen reconstruida. Para ello se determinó el valor de la desviación estándar de unidades Hounsfield (STD_{UH}) en diferentes regiones anatómicas (torácica, abdominal y pélvica) y tipos de tejidos de un maniquí antropomórfico y su relación con el indicador de dosis $CTDI_{vol}$.

MATERIAL Y MÉTODOS
Se realizan exploraciones TC de un maniquí antropomórfico *Adult Phantom ATOM* (*CIRS)* con un protocolo toraco-abdómino-pélvico, en un TC helicoidal *Toshiba Aquilion LB*. Incorpora el sistema de modulación de dosis *Sure Exposure 3D*. Se posicionó el maniquí centrado en el *Field of View.*

Los parámetros seleccionables son la desviación estándar de referencia (SD_{ref}), los valores máximo y mínimo de la corriente y el espesor de corte. Es posible activar la modulación en dirección longitudinal (Z), o la combinación de ésta con la modulación angular en el plano axial (X-Y).

Se realizan 7 adquisiciones modificando la SD_{ref} con modulación Z, y otras 7 activando además la X-Y. El rango de corrientes es 40-440 mA. Se reconstruye cada adquisición con el algoritmo de tipo iterativo *AIDR 3D* y 2 kernel (FC18 y FC56).

Se registran los valores de $CTDI_{vol}$ estimados. Para analizar la calidad de imagen se mide la STD_{UH} en ROIs tomadas en 10 cortes de la región torácica (pulmón y mediastino), abdominal y pélvica (tejido blando y columna) para cada serie de imágenes. Se relaciona la SD_{ref} en cada exploración con el $CTDI_{vol}$ y se analiza la influencia de la SD_{ref} en la calidad de imagen.

Además, se introduce un error en el posicionamiento vertical de la camilla (5 cm en ambos sentidos), para estudiar la relación entre el $CTDI_{vol}$ y la distancia al isocentro (SD_{ref}=20, modulación X-Y activada).

RESULTADOS
La mayor desviación entre la SD_{ref} y la STD_{UH} corresponde a los pulmones y el abdomen (gráfica 1), siendo inferior a 3.3 UH en promedio. Para cada tejido existe una relación logarítmica entre las dos variables. La mejora en la calidad imagen al usar SD_{ref} =12.5 frente SD_{ref} =35 (reducción de la STD_{UH} a la mitad) implica un aumento de dosis del 700%.

La estructura en la que más aumenta el ruido al desactivar la modulación X-Y (2.4 UH para el FC56) es el pulmón, siendo la diferencia inferior a 1 UH para el resto de estructuras.

Para el kernel FC18 la calidad de imagen varía menos al modificar la SD_{ref} con respecto al FC56.

El $CTDI_{vol}$ depende exponencialmente de la SD_{ref}, tanto si la modulación X-Y está activada como desactivada

(gráfica 2). Para valores de SD_{ref} superiores a 17.5 (peor calidad de imagen), la dosis es mayor en caso de activar la modulación X-Y (27% para SD_{ref} =35 y 17% para SD_{ref} =30), por lo que resulta ventajoso desactivarla. Las ecuaciones del gráfico 2 estiman el aumento o disminución asociado a un cambio de SD_{ref}.

El $CTDI_{vol}$ disminuye al desplazar por debajo del isocentro, ajustándose su comportamiento a la recta $CTDI_{vol}$=0.27x+7.47, donde x es el desplazamiento.

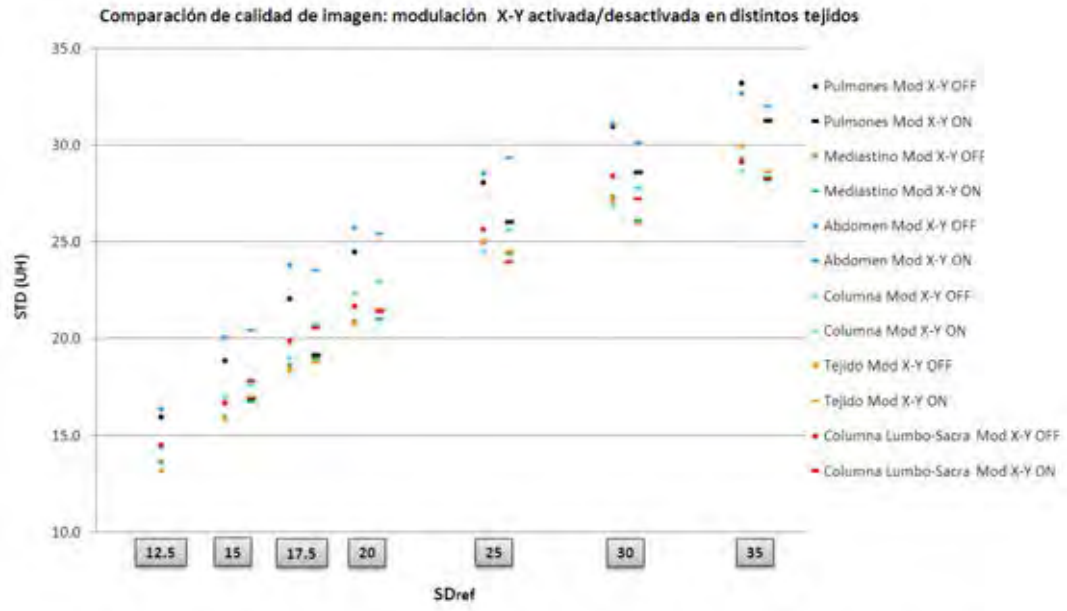
CONCLUSIONES

Se ha encontrado una buena correspondencia entre los valores de STD_{UH} en imágenes TC y el parámetro SD_{ref} del algoritmo *Sure Exposure 3D.*

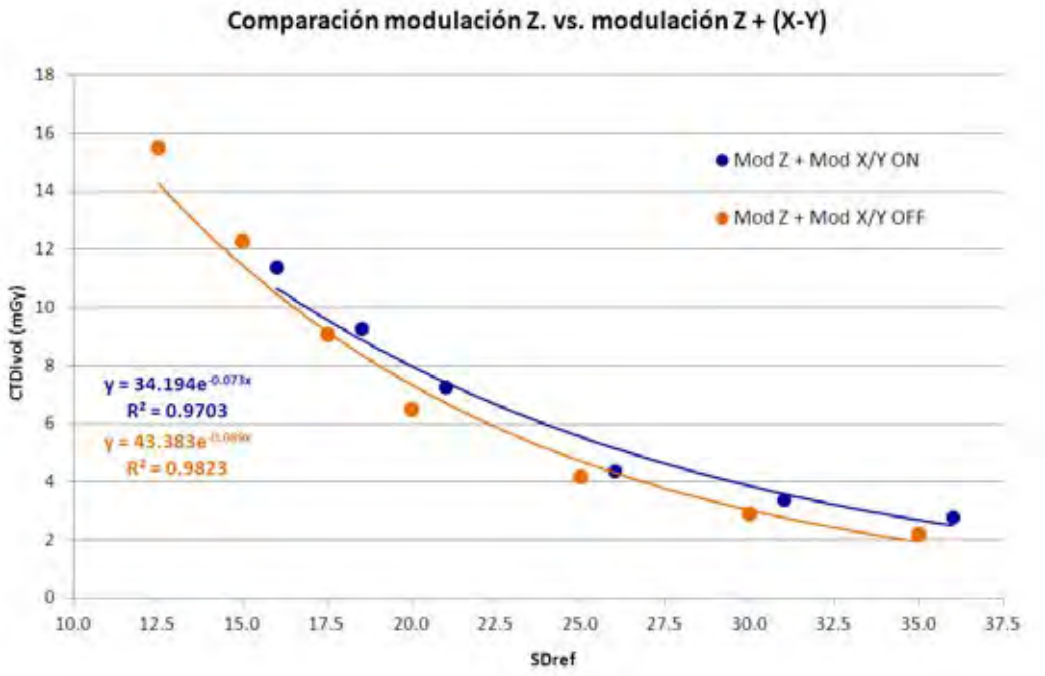
Activar la modulación X-Y aumenta apreciablemente la dosis y no mejora significativamente la calidad de imagen para SD_{ref}>17.5.

Al descentrar al paciente subiendo la camilla se sobreestima la atenuación por efecto de la magnificación y aumenta la dosis. La calidad de imagen no se ve afectada.

En futuros trabajos se analizará la influencia de la modulación en la visibilidad de objetos de test en maniquíes de contraste-detalle.



Gráfica 1. Relación entre los valores de desviación estándar de UH en diferentes regiones anatómicas y tejidos frente al valor de SDref seleccionado.



Gráfica 2. Relación entre los valores de $CTDI_{vol}$ y SD_{ref} del algoritmo de modulación.

ID: 01291
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Calidad de imagen y dosis de un sistema CBCT de radiología intervencionista

Breogan Sobral Aspérez[1] , Daniel Pardo Calvo[1] , Silvia Fernández Cerezo[1] , Jose Ignacio Jiménez Alarcón[1] , Consuelo Rubio Ayllón[1] , Mariló Monterde Villar[1] , Abel Niebla Piñero[1]

1) Hospital Universitario Ntra. Sra. de Candelaria (Tenerife)

Objetivo

En este trabajo se ha evaluado la calidad de imagen y la dosis absorbida en el centro del maniquí estándar de cráneo para la medida del CTDI de varios procedimientos de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) configurados en los equipos de radiología vascular de nuestro centro.

Material y métodos

Las medidas se han realizado en dos equipos Philips Allura Xper FD20, equipados con detectores de panel plano de silicio amorfo. Con este equipo se pueden realizar adquisiciones de CBCT de dos tipos, CB-3D y Xper CT. El modo CB-3D se utiliza para realizar reconstrucciones en tres dimensiones y el modo Xper CT para la visualización y análisis de las imágenes en diferentes planos.

Las imágenes para evaluar la calidad de imagen se han adquirido situando el centro del maniquí Catphan 600 en el isocentro del equipo y se han analizado utilizando los programas 3D-Slicer, Matlab e ImageJ.

Las medidas de dosis se han realizado posicionando en el isocentro del equipo una cámara de ionización cilíndrica de 0.6 cc, PTW M23333, y un electrómetro PTW UNIDOS E. La cámara de ionización se situó en el centro del maniquí estándar para la medida del CTDI de cráneo. Esta cámara se calibró internamente entre 60 y 120 kV mediante calibración cruzada con una cámara de ionización cilíndrica Radcal 10x6-6 que disponía de certificado de calibración en calidades de haz de radiodiagnóstico.

Se realizaron medidas de dosis en las mismas condiciones descritas anteriormente en una unidad de CT Lightspeed VCT de nuestro centro con el protocolo cráneo de rutina.

Resultados

Las dosis medidas en el centro del maniquí en las adqusiciones con Xper CT se encuentran entre 17 y 39 mGy, y en los dos protocolos del modo CB-3D analizados son de 2.5 y 3.6 mGy, como puede verse en la Tabla 1. La diferencia tan significativa en los valores de dosis entre los dos modos de adquisición se debe principalmente al menor número de proyecciones que se realizan en el modo CB-3D. Para el protocolo de CT de cráneo de rutina la dosis media en el centro del maniquí es de 60 mGy.

Se ha encontrado que para ciertos valores de kilovoltaje, el coeficiente de correlación lineal entre el valor de píxel y el coeficiente de atenuación es prácticamente igual a 1. Para estos valores se puede calcular una transformación lineal entre las unidades Hounsfield y el valor de píxel como se muestra en la Tabla 2.

En los protocolos que ha sido posible, se han convertido los valores de píxel a unidades Hounsfield y se ha evaluado la uniformidad y el ruido en el módulo CPT486, obteniéndose valores significativamente mejores de ambos parámetros para el modo Xper-CT, como cabía esperar, al ser un procedimiento que se realiza a niveles de dosis más elevados.

La resolución de alto contraste es superior en el modo CB-3D que en el Xper-CT, debido a que el tamaño de píxel en el modo CB-3D es 0.5 mm y en el Xper-CT es de 1 mm.

La resolución de bajo contraste del modo CB-3D es muy baja, no observándose ningún objeto del módulo CPT515. En el caso del Xper CT se visualizan objetos del 1% de contraste.

Conclusiones

Los estudios realizados con el modo CB-3D se realizan a unos niveles de dosis un orden de magnitud inferior a los adquiridos en el modo Xper CT. Siendo el CB-3D el de uso más frecuente en nuestro hospital.

Las adquisiciones con Xper CT permiten a los radiólogos la obtención de imágenes de suficiente calidad para el seguimiento de stents intracraneales evitando procedimientos invasivos con un riesgo significativo de complicaciones. A partir de nuestras medidas se puede concluir que las dosis impartidas en el centro del paciente son inferiores a las de un estudio de CT realizado con el protocolo de cráneo de rutina.

El modo Xper CT presenta mejores valores de uniformidad, ruido y resolución de bajo contraste, aunque tiene una menor resolución de alto contraste que el modo CB-3D debido al mayor tamaño de píxel del Xper CT.

Tabla 1 Parámetros de adquisición y dosis absorbida en el centro del maniquí.

	Procedimiento	kV	mAs	Dosis (mGy)	nº proyecciones
Xper CT	Xper TC cerebral DA	120	771	34.4	617
	Xper TC cerebral DA Rapid	120	527	22.6	620
	Xper TC cerebral DB	120	385	17.1	308
	Xper TC stent craneal	80	1123	39.1	617
CB-3D	Vertebroplastia	87	119	2.5	118
	Carotida vascular	76	195	3.6	118

Tabla 2. Calidad de imagen

		LINEALIDAD		UNIFORMIDAD	RESOLUCIÓN		RUIDO	CONTRASTE
		Correlacion	HU = a VMP+b	(HU)	MTF(10%)	pl/mm	(HU)	1%
Xper CT	Xper CT cerebral DA	0.999	0.0718VMP - 1236.3	15	0.54	0.4	7	3
	Xper CT cerebral DA Rapid	0.999	0.0718VMP - 1236.3	10	0.25	0.3	8	4
	Xper CT cerebral DB	0.999	0.0718VMP - 1238.3	15	0.54	0.4	9	1
	Xper CT stent craneal	0.999	0.0468VMP - 1045.7	18	0.60	0.4	8	4
CB-3D	Vertebroplastia	(1)	(1)	(1)	1.30	0.9	(1)	0
	Carotida vascular	0.998	0.6376VMP - 10292	57	0.71	0.7	78	0

(1) No hay una relacion analitica entre las unidades Hounsfield y el valor de pixel

ID: 00959
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

Estudios cerebrales de PET-Amiloide con diferentes tomógrafos PET-CT: ¿Son cuantitativamente comparables?

Verónica Morán[1] , Elena Prieto[1] , Lidia Sancho[1] , Rocío Ramos-Membrive[1] , Edgar F. Guillén[1] , Gemma Quincoces[1] , Javier Arbizu[1] , Josep M Martí-Climent[1]

1) Clínica Universidad de Navarra

Objetivo

En los últimos años, la tecnología PET ha evolucionado significativamente, destacando la mejora de los algoritmos de reconstrucción. La nueva generación de tomógrafos PET/CT incluye la técnica de tiempo de vuelo (TOF) y la modelización de la función de respuesta puntual (PSF), que influyen en la calidad de imagen. El objetivo de este trabajo fue evaluar el impacto de estas mejoras en los estudios de PET-Amiloide.

Material y Métodos

Con el fin de simular la distribución de PET-Amiloide se rellenó un maniquí de cerebro Hoffman 2D (Data Spectrum) de forma que la concentración de actividad fuese similar a la de los estudios cerebrales clínicos. Se realizaron 3 experimentos, variando la ratio de actividad entre la lesión y la región de referencia (sustancia gris) 1:4, 2:4 y 4:4.

Se realizaron adquisiciones con los mismos parámetros que se emplean en la práctica clínica en estudios de Beta-Amiloide en dos equipos PET/CT diferentes: un tomógrafo convencional Biograph-Duo (Siemens, USA) y un tomógrafo de nueva generación Biograph-mCT TrueV (Siemens, USA) que ofrece la posibilidad de aplicar tanto TOF como PSF. Además, el tomógrafo Biograph-mCT ofrece una mejor resolución espacial y una mayor sensibilidad.

Los estudios realizados en el Biograph-Duo se reconstruyeron con OSEM (2 iteraciones, 8 subconjuntos), mientras que los adquiridos en el tomógrafo de nueva generación se reconstruyeron tanto con OSEM+TOF (3 iteraciones, 21 subconjuntos) como con OSEM+PSF+TOF (3 iteraciones, 21 subconjuntos).

Con el fin de establecer una comparativa con los estudios realizados en el Biograph-DUO, se aplicaron filtros de suavizado gaussianos con diferentes FWHM sobre las imágenes adquiridas con el tomógrafo de nueva generación.

Se realizó una evaluación visual de cada una de las imágenes reconstruidas. Se trazaron regiones de interés (ROI) en la lesión y en la región de referencia y se realizó un análisis semicuantitativo basado en el SUVR (Standar Uptake Value Ratio), calculado como el cociente entre el valor medio en la lesión y en la referencia.

Resultados

El tomógrafo de nueva generación proporcionó imágenes con mejor resolución espacial. Para que los estudios realizados en ambos tomógrafos sean visualmente comparables en ambas reconstrucciones (OSEM+TOF y OSEM+PSF+TOF) fue necesario aplicar filtros de suavizado con una FWHM de hasta 9 mm (figura 1).

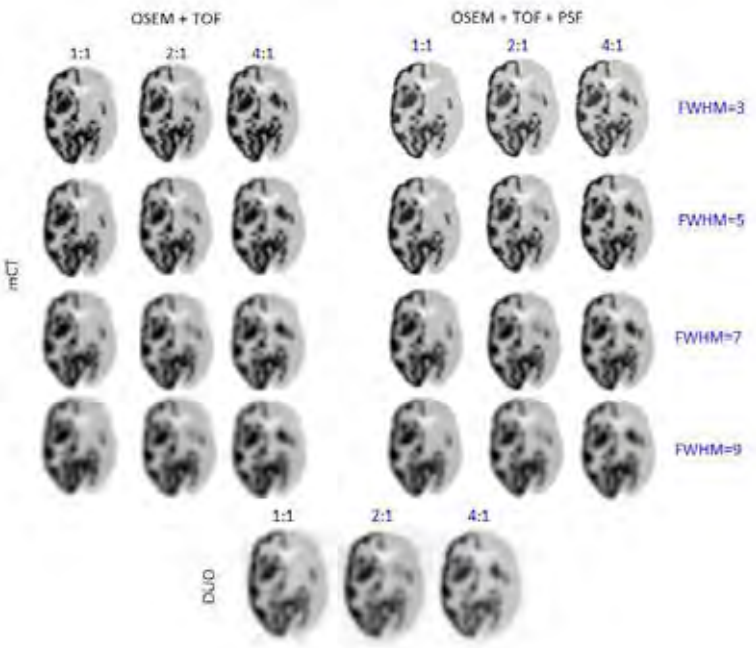
En la figura 2 se representan los SUVR para las distintas reconstrucciones de los tres experimentos adquiridos tanto en el Biograph mCT como en el Biograph DUO. Los estudios realizados en ambos tomógrafos muestran una sobreestimación del SUVR con respecto a los valores reales. Esta sobreestimación es ligeramente superior en la reconstrucción en la que únicamente se emplea el TOF, y es menor en las adquisiciones realizadas con el tomógrafo Biograph-mCT (FWHM=3mm).

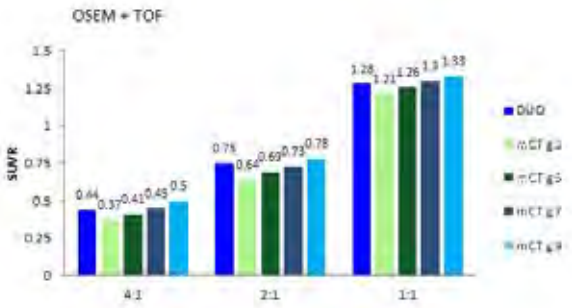
De la comparación de los SUVR se puede concluir que para que la información cuantitativa de ambos tomógrafos

sea comparable es necesario aplicar un filtro gaussiano de entre 7 y 9 mm de FWHM, tanto en el caso de la reconstrucción con TOF como en la que se aplica también la corrección de la PSF.

Conclusiones

El tomógrafo de nueva generación que incorpora TOF y PSF en la reconstrucción proporciona una cuantificación de los estudios PET–Amiloide con valores más cercanos a los reales. Para que los estudios realizados en ambos tomógrafos sean comparables, tanto cualitativa como cuantitativamente, es necesario aplicar filtros de suavizado post-reconstrucción sobre las imágenes adquiridas en el Biograph-mCT.







ID: 01119
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

Planificación Dose Painting al nivel del vóxel bajo cálculo Monte Carlo

Elisa Jiménez Ortega[1] , Ana Ureba[2] , Alejandra Vargas[3] , José Antonio Baeza[4] , Amadeo Wals Zurita[5] , Francisco Javier García Gómez[6] , Rafael Arráns[7] , Ana Rita Barbeiro[3] , Antonio Leal[1]

1) Dpto. Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla, Sevilla / Instituto de Biomedicina de Sevilla, IBIS, Sevilla 2) Medical Radiation Physics, Stockholm University, Karolinska Institutet, Estocolmo (Suecia) / Instituto de Biomedicina de Sevilla, IBIS, Sevilla 3) Dpto. Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla, Sevilla 4) Dept. Radiation Oncology, Maastricht University Medical Center, Maastricht / Dpto. Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla, Sevilla 5) Hospital Universitario Virgen Macarena, Servicio de Radioterapia, Sevilla 6) Hospital Universitario Virgen Macarena, Servicio de Medicina Nuclear, Sevilla 7) Hospital Universitario Virgen Macarena, Servicio de Radiofísica, Sevilla / Instituto de Biomedicina de Sevilla, IBIS, Sevilla

Objetivos

Dose painting es una estrategia de radioterapia consistente en la prescripción de una distribución de dosis no uniforme, basada en la información morfo-funcional de la imagen médica. Existen dos enfoques: *dose painting by contour* (DPBC), donde se generan estructuras “biológicas” a partir de la imagen y se asigna una dosis de prescripción a cada una de ellas, y *dose painting by numbers* (DPBN), donde la prescripción de la dosis se realiza directamente al vóxel. No existe un método de segmentación de imágenes PET que sea óptimo para todos los casos o radiofármacos, por lo que es necesario analizar el efecto real del uso de diferentes métodos en la planificación antes de incorporarlos a la rutina clínica. No obstante, hasta donde sabemos, la planificación basada en DPBN no está disponible en los sistemas de planificación comerciales. Para hacer posible dicha planificación, se presenta un nuevo algoritmo de optimización al nivel del vóxel mediante la formulación basada en programación lineal (LP). Esto nos ha permitido estudiar el efecto de la utilización de diferentes niveles de segmentación en la generación de las estructuras para DPBC, y en los mapas de prescripción de dosis para DPBN.

Material/Métodos

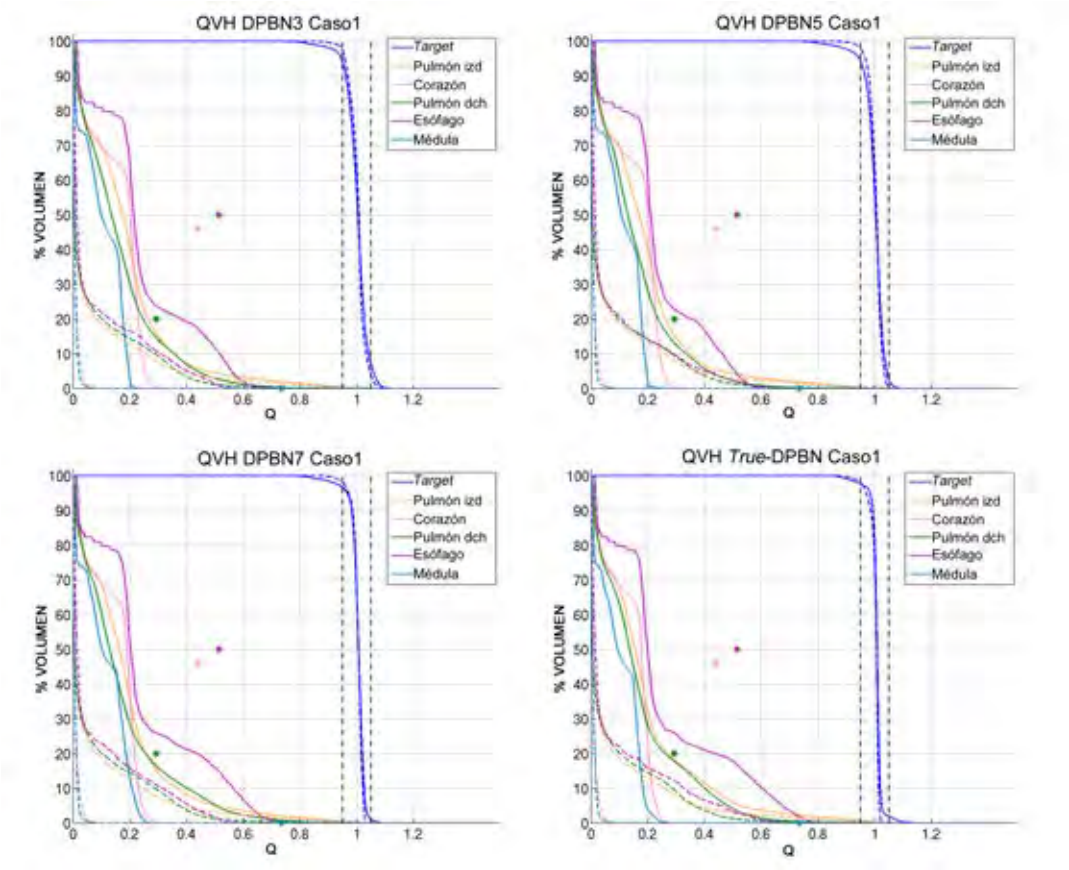
El nuevo algoritmo fue implementado en la plataforma CARMEN, un sistema de planificación *full* Monte Carlo para la investigación en radioterapia, controlado a través de una interfaz MATLAB. Se realizaron diferentes niveles de discretización en la fase de agrupamiento para la generación de los mapas de prescripción de dosis en DPBN. Además, se generó un mapa de prescripción de dosis sin realizar agrupamientos, al que se llamó *true*-DPBN. Con el nuevo método de optimización basado en LP, las restricciones dosis-volumen no fueron necesarias. Los tratamientos se calcularon siguiendo un esquema de planificación de IMRT inversa. Se incluyeron nuevas herramientas de evaluación para DPBN, donde no existe planificación a volúmenes. Se calculó el índice de calidad Q basado en la relación entre la dosis calculada y la dosis prescrita para cada vóxel. Se realizó un análisis de histogramas de índices de calidad-volumen (QVHs), así como un estudio de la distribución espacial de estos índices.

Resultados

Las soluciones teóricas de *beamlets* en la planificación inversa para DPBN cumplieron todos los objetivos y restricciones de dosis (líneas discontinuas en la figura1, correspondiente a un caso de cáncer de pulmón). Las soluciones finales entregables con segmentos también cumplieron los objetivos (líneas continuas en la figura1). Inesperadamente, se observó un mejor acuerdo con los mapas de dosis de prescripción en aquellas soluciones con el nivel más bajo de agrupamiento. De hecho, el plan *true*-DPBN fue la mejor solución. Sin embargo, se observaron dosis bajas a grandes volúmenes, debido a una radiación secundaria superior a la habitual por la influencia del colimador multi-láminas (MLC) y el alto número de unidades monitor (UM) (tabla1). Se evidenció que el MLC juega un papel relevante al tratar de alcanzar distribuciones de dosis heterogéneas tan exigentes.

Conclusiones

El modelo de planificación presentado es capaz de resolver la técnica DPBN con precisión, sirviéndose de una optimización guiada a través de la prescripción en cada vóxel para establecer los gradientes necesarios y lograr una solución óptima. El resultado de *beamlets* ofrece grandes posibilidades para la entrega heterogénea de dosis con sistemas de colimación que pudieran involucrar radiación secundaria menos relevante, tales como tomoterapia, CyberKnife, hadronterapia, o incluso otro modelo de MLC diferente al utilizado. Así, se podría analizar el grado de degeneración inherente a cada sistema desde la solución teórica de *beamlets*. Estamos desarrollando además una versión del modelo de planificación para ser impartido con la técnica VMAT, lo que podría suponer una reducción de las UM y las dosis bajas a grandes volúmenes.



Caso1	$Q_{0.95\text{-}1.05}$ (beamlets)	$Q_{0.95\text{-}1.05}$ (segmentos)	N° segmentos	UM/fracción
DPBN3	93.3%	86.9%	235	2337
DPBN5	97.7%	91.8%	235	2286
DPBN7	98.1%	95.6%	291	2157
True-DPBN	97.8%	95.7%	351	2057

$Q_{0.95\text{-}1.05}$: porcentaje de valores de Q entre 0.95 y 1.05 (un 5% alrededor de la dosis de prescripción); DPBN3, DPBN5 y DPBN7: planes calculados para mapas de prescripción con diferentes niveles de agrupamiento de vóxeles; *True*-DPBN: plan calculado para el mapa de prescripción sin agrupamiento de vóxeles.

ID: 01368
Tipo: Oral
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

TC de alta resolución en SABR hepática en pacientes con contraindicación de RM

Meritxell Visús Llobet[1] , Santiago Velázquez Miranda[2] , Mónica Ortiz Seidel[1] , Elena Montero Perea[3] , Jose Luís López Guerra[3] , Manuel Toscano-Jiménez[4] , Javier Luís Simón[2]

1) Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Virgen Macarena 2) Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Virgen del Rocío 3) Servicio de Radioterapia, Hospital Universitario Virgen del Rocío 4) E.T.S. Ingeniería, Universidad de Sevilla

Introducción y Objetivos

El protocolo estándar para el tratamiento de lesiones hepáticas con radioterapia estereotáctica ablativa (SABR) incluye la adquisición de imágenes de tomografía computarizada y resonancia magnética del paciente. La RM posibilita la correcta identificación de la lesión y de los vasos hepáticos, así como su movimiento fisiológico. En este trabajo se propone el uso de TC de alto contraste para la definición de semejantes objetivos en pacientes con contraindicación de RM.

Materiales y Métodos

Entre 2015 y 2016 llegaron seis pacientes con lesiones hepáticas indicados para tratamiento de SABR que no eran compatibles con RM. En la simulación de los tratamientos utilizamos un sistema estereotáctico multidampening y un CT-Sim Toshiba Aquilion Big Bore. En la simulación se obtiene en primer lugar un *slowCT* con FOV de 700mm con tiempo de adquisición de 3 segundos sobre toda el área abdominal para el cálculo la dosis; en segundo lugar una adquisición 4DCT con FOV de 240mm centrada en la lesión al modo de las adquisiciones dinámicas para cardiología, esto es, sin desplazamiento de camilla y con el uso simultaneo de las 16 coronas de detectores disponibles y cuyo objetivo es la definición del ITV; y en último lugar un TC de alta resolución (HRCT) con contraste en fase venosa que se adquiere con la respiración detenida con FOV de 240mm centrada en la lesión para la determinación del GTV (fig.1)

Gracias al sistema multidampening el hígado es retenido desde el área retroperitoneal y sobre la propia parrilla costal (fig. 2), consiguiendo no solo la reducción del movimiento de la lesión sino que los registros de grupos de imágenes son asegurados y relacionados por las referencias estereotácticas.

La definición de los volúmenes blanco en el TC de alta resolución permiten el contorneo automático basado en histograma de números Hounsfield. La planificación del tratamiento se realiza con el planificador Eclipse (Varian Medical Systems) o Pinnacle (Phillips) utilizando la técnica de margen negativo, que permite obtener una alta conformación al volumen de tratamiento manteniendo la dosis en órganos de riesgo por debajo de los límites establecidos.

El tratamiento consiste en 3 sesiones de 15Gy/fracción en días alternos, con un tiempo total menor de 11 días y se realiza un cone beam CT antes y después de cada sesión para evaluar la reproducibilidad inter e intrafracción. El tiempo total de irradiación es inferior a 12 minutos con el objetivo de incrementar la eficiencia biológica.

Resultados y Discusión

Los volúmenes obtenidos a partir del contorneo automático fueron aceptados como GTV por tres oncólogos en los seis casos.

El producto dosis longitud (DLP) proporcionado por el equipo para un estudio de alta resolución es de 635mGy·cm, que nos daría una dosis efectiva estimada de 9.5mSv. Un estudio de TC 4D típica en SABR de FOV de 550mm para una localización anatómica similar tendría un DLP entre 700 y 1000 mGy·cm y una dosis efectiva estimada de 13-15mSv. Estos valores elevados hacen que este tipo de estudios no sea aplicable en diagnóstico

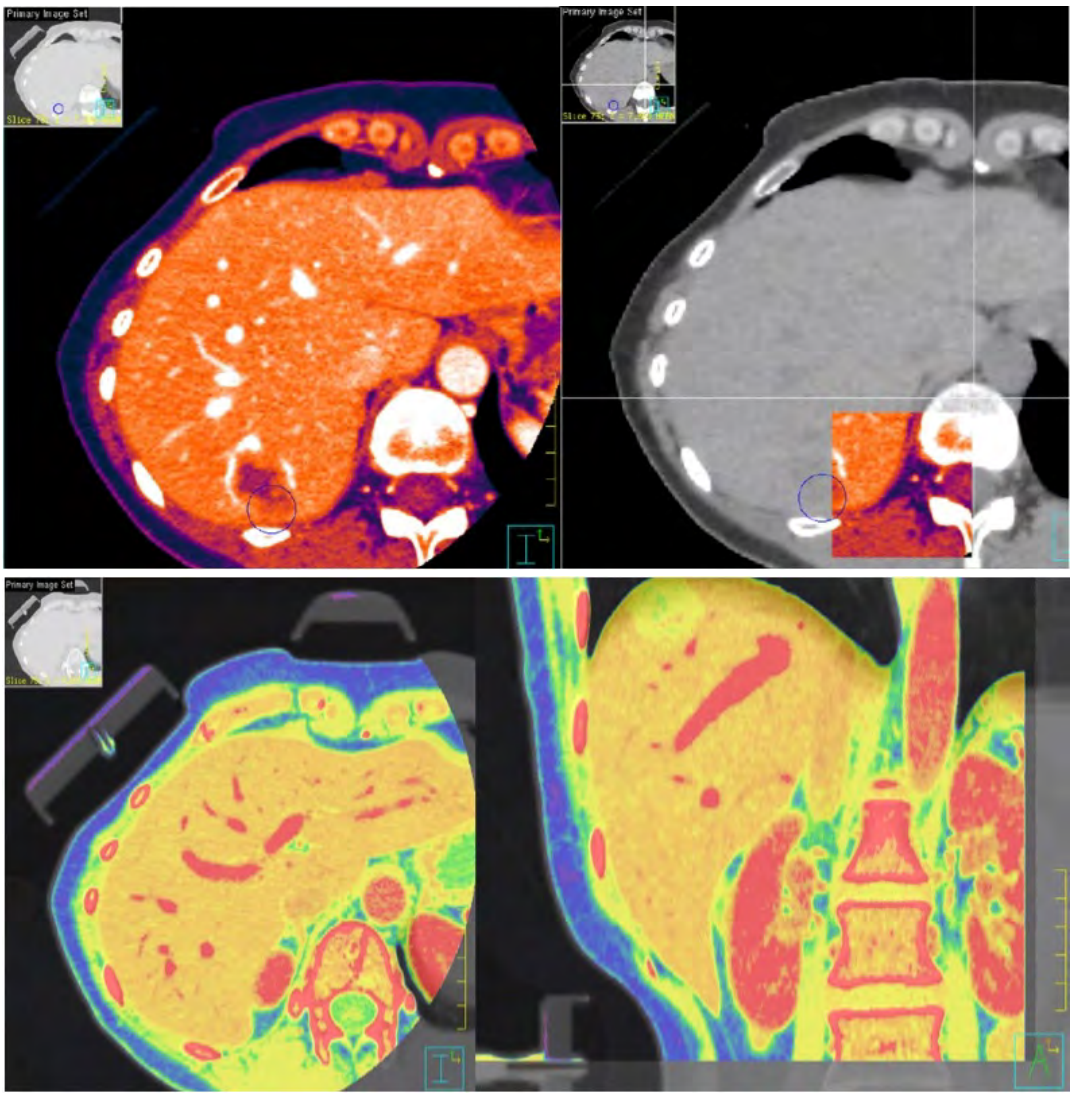
pero sí en el entorno de la radioterapia.

Los 6 pacientes evolucionaron sin diferencias clínicas significativas a los simulados con resonancia magnética, si bien el seguimiento todavía es corto.

Conclusiones

La RM sigue siendo la técnica de elección para la delimitación de volúmenes en caso de disponer de un sistema dampening compatible con resonancia, aunque este procedimiento innovador con HRCT que proponemos es una técnica aceptada por los oncólogos clínicos para los pacientes con contraindicación de RM.

La elevada dosis que recibe el paciente como consecuencia del HRCT de simulación es aceptable dentro de los altos límites de dosis involucrados en el tratamiento.



ID: 01047
Tipo: Oral
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

INCERTIDUMBRES DE LOS PARÁMETOS DE DECISIÓN QUANTEC ASOCIADAS AL POSICIONADO EN LAS PATOLOGÍAS MÁS FRECUENTES

FRANCISCO MANCHADO DE SOLA[1] , ANTONIO REYES GARCÍA[1] , CARMEN MARÍA SERRANO CHICA[1] , JOSÉ SÁNCHEZ SEGOVIA[1]

1) HOSPITAL JUAN RAMÓN JIMÉNEZ

1. Objetivo

Los HDV son una de las principales herramientas tanto para estimar el riesgo en órganos sanos como para evaluar la correcta cobertura de blancos en radioterapia. Hemos estudiado la influencia de las incertidumbres de posicionado del paciente en los HDV tanto de los blancos como de los principales órganos de riego en carcinomas de mama, próstata y nasofaringe haciendo especial énfasis en los puntos de los HDV considerados en QUANTEC como parámetros de decisión.

2. Material y método

Elegimos tres tratamientos; mama, próstata y nasofaringe. El de mama es simple, sin ganglios, 25 sesiones de 2 Gy. El de próstata sin ganglios 37 sesiones de 2 Gy.. El de nasofaringe es una primera fase de tratamiento en el que se irradia la nasofaringe y las cadenas ganglionares a 2 Gy durante 23 sesiones.

Para cada uno de los tres tratamientos considerados y a partir de las imágenes ortogonales correspondientes a una docena de pacientes en cada patología se obtuvieron las incertidumbres en el posicionado en cada una de las tres direcciones del espacio. Los resultados de dicho análisis se muestran en la siguiente tabla:

	Mama	**Próstata**	**Nasofaringe**
sx(mm)	3	4	1
sy(mm)	3	4	2
sz(mm)	3	5	1

Conforme a las incertidumbres en el posicionado obtenidas se asoció a cada planificación original un conjunto de 25 planificaciones distintas fruto de sorteo aleatorio en la posición del isocentro respecto de la posición original pero con idéntica configuración de los campos. Se extrajeron del planificador los datos numéricos correspondientes a los HDV así generados y se calcularon los HDV promedio e incertidumbres asociadas a cada punto del histograma. Este proceso lo realizamos en nuestro planificador, PINNACLE, mediante el uso de scripts escritos a tal efecto.

3. Resultados

En las tres distintas patologías estudiadas se observa que las incertidumbres asociadas a los HDV de volúmenes blanco, CTV, son muy pequeñas como consecuencia del empleo de márgenes. Las incertidumbres asociadas a los órganos de riesgo son significativamente mayores, sobretodo en órganos de riesgo cercanos a los volúmenes blanco y especialmente si poseen un volumen pequeño.

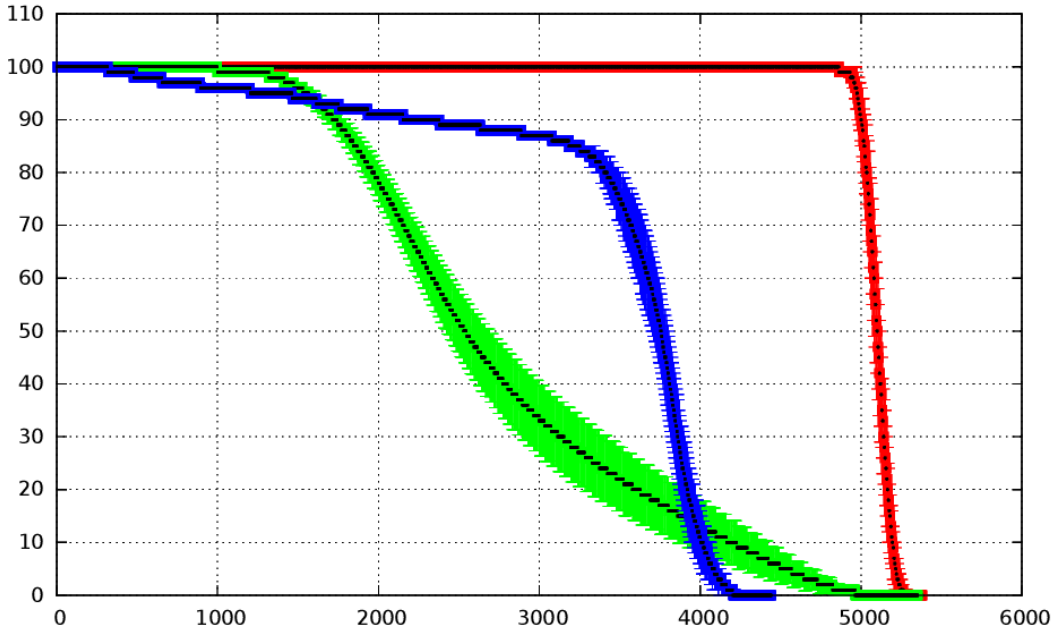
En nuestros tratamientos de mama para el conjunto de los dos pulmones tenemos para V20 una incertidumbre del 13% y para Dmedia el 3%, en el caso del corazón la Dmedia está afectada por una incertidumbre del 11%, el V30 el 4% y el V25 el 10%. En tratamientos de próstata para el recto tenemos para V50 una incertidumbre del 21%. En el caso de la nasofaringe para las parótidas tenemos para V30 una incertidumbre del 25%. Especial mención merece el caso de la médula ya que si bien en el resto de órganos de riesgo el histograma promedio coincide con el histograma original en médula existen diferencias significativas entre el histograma promedio y el histograma original de hasta un 5% del volumen a dosis en el entorno de 40 Gy.

4. Conclusiones

Las incertidumbres asociadas a los HDV correspondientes a los blancos son mucho menores que las asociadas a los órganos de riesgo debido al empleo de márgenes. Cuando el órgano de riesgo es pequeño y está próximo al volumen blanco las incertidumbres en sus HDV son más importantes como ocurre con el recto en el caso de carcinoma de próstata o de las parótidas en el caso de carcinoma de nasofaringe.

Las incertidumbres debidas al posicionado para los puntos de HDV considerados en QUANTEC como parámetros de decisión son significativas y habría que estudiar como gestionar estas conclusiones en la práctica clínica. Estas incertidumbres son consecuencia del posicionado a dichas incertidumbre habría que añadir las procedentes de la variabilidad en radiosensibilidad.

	Mama	Próstata	Nasofaringe
σx(mm)	3	4	1
σy(mm)	3	4	2
σz(mm)	3	5	1



ID: 01146
Tipo: Oral
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

Desarrollo de un algoritmo de optimización y cálculo para Braquiterapia de Intensidad Modulada

Iago José González Vecín[1] , Hugo Pérez-García[2]

1) Royal Surrey County Hospital NHS 2) Hospital Universitario QuirónSalud Madrid

Objetivos

La Braquiterapia de Intensidad Modulada genera distribuciones asimétricas de dosis en un PTV median
te los tiempos de parada de una fuente radioactiva colimada mediante un aplicador bli
ndado(Fig 1)en diferentes planos axiales y ángulos polares.
El objetivo de este trabajo es la creación de un algoritmo de optimización determinis
ta-estocástico con el fin de hallar dichos tiempos de parada para probarlo en un PTV creado en la laringe de un paciente de prueba y observar las distribuciones de dosis
.

Material y Método

Se creó un PTV de forma irregular de 28 cortes en el CT de un paciente de prueba. A p
artir de aquí el algoritmo se subdivide en los siguientes módulos: división angular d
el PTV, módulo de optimización y reconstrucción de dosis.

-División angular del PTV: Este módulo combina herramientas de procesamiento DICOM (D
CMTK - DICOM Toolkit, dicom.offis.de) y rutinas creadas con el lenguaje de programaci
ón Python V 2.7.13 con el fin de subdividir el PTV en sectores angulares por plano de
l mismo. Para cada uno de los sectores angulares se calcula la distancia entre el pun
to más distal del sector respecto a la posición donde pasa la fuente por plano de PTV
.

-Módulo de optimización:Implementado en Python, este módulo usa la matriz ya generad
a tridimensional de 360º/?(15º) x numero de planos PTV(28) puntos con un valor de di
st
anci
a máxima
, rmax. Usando e
sta matriz y otros parámetros(D
osis de prescripción,*Air Kerma Strength*
(AKS) de 25000 U, coeficientes de atenuación del colimador...)se genera una primera s
olución no optimizada de tiempos de fuente parada para cada sector angular por plano
de PTV y proporcional a rmax.
Se crea una función de coste J como la diferencia al cuadrado entre la dosis de presc
ripción y la dosis calculada con los tiempos en los rmax para asi cerciorarse que la
dosis de prescripción cubre los puntos más distales del PTV. El algoritmo parte de la solución primera y mediante un bucle iterativo va ajustando los tiempos de parada de la fuente con el fin de conformar la dosis de prescripción al PTV. En cada iteración el algoritmo modifica los tiempos de forma determinista, estima la dosis y halla la
nueva J.
Una vez que la solución converge, se añade una componente aleatoria para escapar de l
os mínimos locales y se vuelve a optimizar
. Al final se obtiene la matriz de tiempos optimizada en ángulo-plano del PTV.

-R
econ
strucció
n de dosis: Esta
 etapa final se realizó con el p
rograma Matlab R2014b
 de MathWorks (Massachusetts, EEUU)
. Aqui usamos una matriz 3D en unidades de Gy/s proveniente de la simulación MC fuen
te-aplicador del trabajo “Diseño de un nuevo aplicador mediante cálculo Monte Carlo p
ara Braquiterapia de Intensidad Modulada”. Este módulo rota esta matriz mediante inte
rpolación bilineal, la múltiplica por los tiempos optimizados generados en el módulo
iterativo y acumula la dosis en una matriz 3D debida a todos los puntos.

Más tarde representamos los planos del CT con el PTV con la matriz 3D de dosis genera
da en una misma imagen.

Resultados y Discusión.

Representamos la funcion de coste J respecto al número de iteraciones(Fig 1). Podemos
 observar como el algoritmo consigue minimizar dicha función dando así una solución e
n tiempos conformada y que irradia con la dosis de prescripción el PTV.
Por otro lado la suma de los tiempos de parada de la fuente es de aprox 600s para una
 prescripción de 5 Gy en un PTV de dimensiones aproximadas de 6 cm de diametro y 8 cm
 de longitud con una fuente de 6 Ci.

Conclusión

Se creó un algoritmo capaz de generar distribuciones de dosis aceptables en PTVs con
formas irregulares. Se debería valorar estudiar la implementación en un futuro de est
a técnica para tumores endocavitarios(laringeos, esófagos…) debido a la poca toxicida
d que ofrece el tratamiento y la alta conformidad.

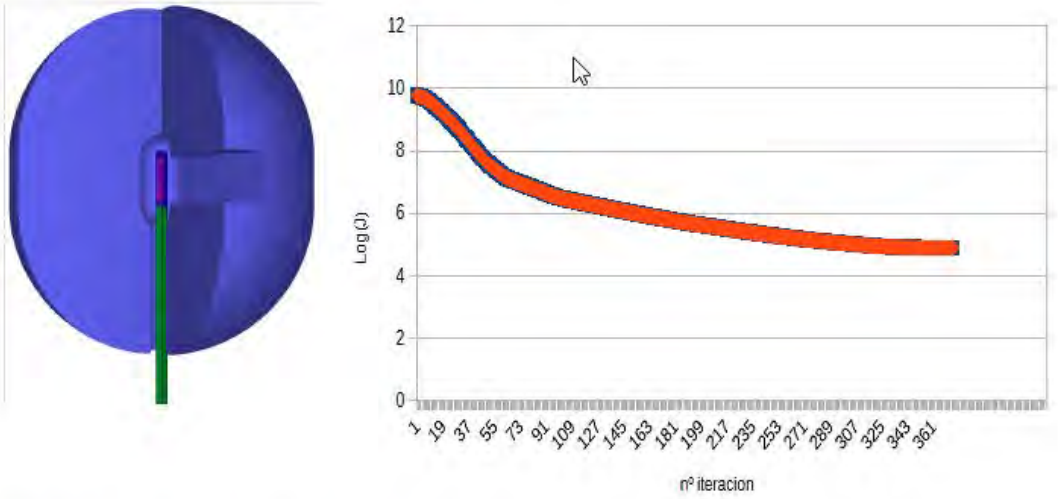
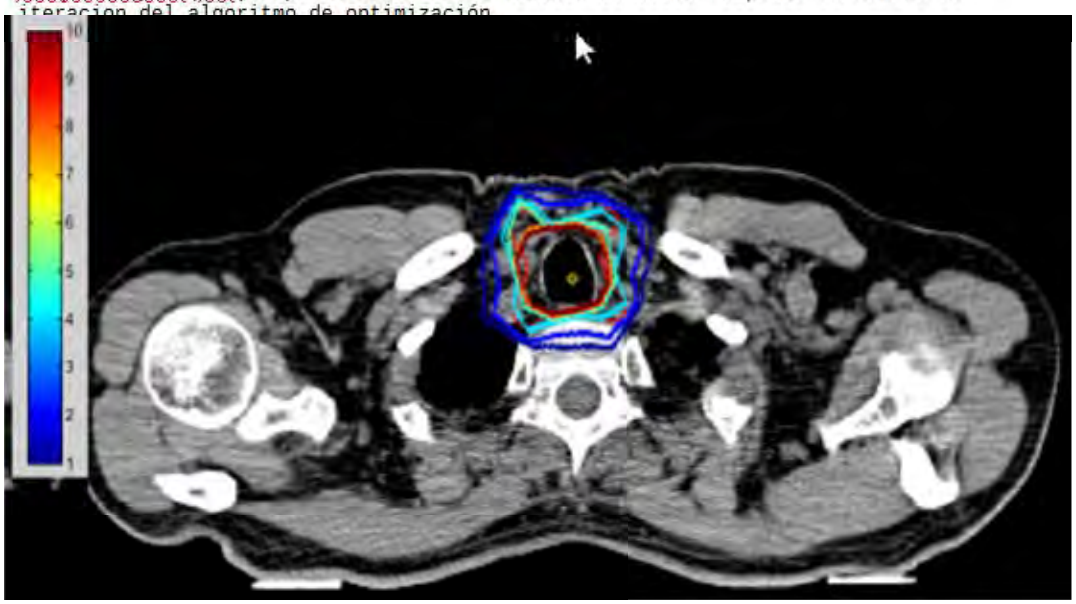


Fig 1. (Izq) Esquema del aplicador con colimador para la fuente de braquiterapia.(Der)Comportamiento de la función de coste respecto al número de iteracion del algoritmo de optimización



ID: 01399
Tipo: Oral
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

Creación de un modelo de planificación basado en el conocimiento. Implementación de RapidPlan

Néstor Cons Pérez[1] , Manuel Ángel García Pazos[1] , Ana María Rodríguez Fernández[1] , Luis Ángel López Losada[1]

1) Complexo Hospitalario Universitario de Ourense

OBJETIVO

Varian ha implementado a partir de la versión 13.5 de Eclipse un sistema de planificación basada en el conocimiento (RapidPlan). Este consiste en la generación de modelos de estimación de DVH basada en planes de tratamiento anteriores.

El uso de técnicas de planificación basadas en el conocimiento, permite homogeneizar los criterios de planificación del servicio mucho más allá de lo alcanzable mediante el simple uso de plantillas y la obtención planes de una elevada calidad en un tiempo menor.

Varian proporciona una serie de modelos de estimación de DVH, pero no hay uno que se ajuste a nuestras necesidades para el caso muy recurrente de tratamientos de próstata de 3 volúmenes concomitantes (próstata, vesículas seminales y ganglios pélvicos). En este escenario, decidimos crear un modelo nuevo basado exclusivamente en pacientes de nuestro servicio para cubrir esa necesidad. Dado que la documentación es todavía escasa en lo referente a la creación de modelos de rapidplan necesitamos evaluar qué estrategias en la creación del modelo producen los mejores resultados.

MATERIAL Y MÉTODOS

Los planes que se incorporan al modelo en este caso son tratamientos de RapidArc cuyo diagnóstico coincide con el citado anteriormente (próstata de 3 PTV). Todos los planes del modelo han sido revisados por un físico y se han considerado adecuados para tratamiento.

Las estrategias cuyo impacto vamos a evaluar en la calidad de los planes resultantes son:

1. Si se emplean como PTV los volúmenes originales (PTVo) o los resultados de la sustracción booleana a cada PTV de los de mayor dosis (PTVb) ya que en principio cualquiera de las dos estrategias es viable.

2. Si la prioridad de los objetivos superiores del PTV se establece fija (PF) o se autogenera (PG). Para los objetivos inferiores se mantiene siempre fija. En lo referente a los OAR se deja al sistema que gestione autónomamente tanto prioridades como volúmenes mediante objetivos de linea.

Este planteamiento resulta en cuatro modelos iniciales: Modelo A (PTVo, PG), Modelo B (PTVo, PF), Modelo C (PTVb, PG) y Modelo D (PTVb, PF).

Durante la optimización no se modifican los objetivos generados en la estimación por lo que la interacción se limita a asignar cada volumen con el que corresponde del modelo.

RESULTADOS

Se presentan a continuación el análisis de diversas magnitudes de interés dosimétrico para un grupo de 10 pacientes a los que se les han aplicado los modelos.

El histograma del PTV3 (próstata) es muy parecido en los cuatro modelos, este es a su vez el PTV sobre el que se prescribe a Dm.

El modelo A, gestiona razonablemente bien el solapamiento de los PTV. Tiene mejor cobertura que B y C a costa de una mayor inhomogeneidad en el PTV1 (pelvis) y 2 (vesículas) sin un incremento reseñable en la dosis en OAR

El modelo B produce unos resultados insatisfactorios con una dosis en OAR muy superior a los otros tres y unas dosis PTV 1 y 2 incompatibles con su dosis prescrita. Este modelo se descarta.

El modelo C produce los mejores resultados en OAR, con una buena cobertura e índice de homogeneidad.

El modelo D es el que tiene una dosis en cada PTV más concordante con la prescrita y el que mejores índices de homogeneidad tiene el PTV1 y PTV2. Dado que el incremento de dosis en OAR respecto de C no es muy alto, nos decantamos en principìo por este modelo, aunque actualmente estamos trabajando en una solución híbrida.

Aplicando el modelo D a un paciente pendiente de revisión se obtienen los resultados que se presentan en la figura 2. Pese a ser un modelo en fase muy inicial que tiene por delante todo el proceso de depuración, los resultados son excelentes.

CONCLUSIONES

Tras crear un modelo propio para los tratamientos de RapidArc de próstatas con 3 PTV concomitantes podemos aseverar que RapidPlan se muestra como una herramienta muy prometedora de cara a optimizar el proceso de planificación de VMAT. El modelo actual aún en sus fases iniciales proporciona unos resultados excelentes.

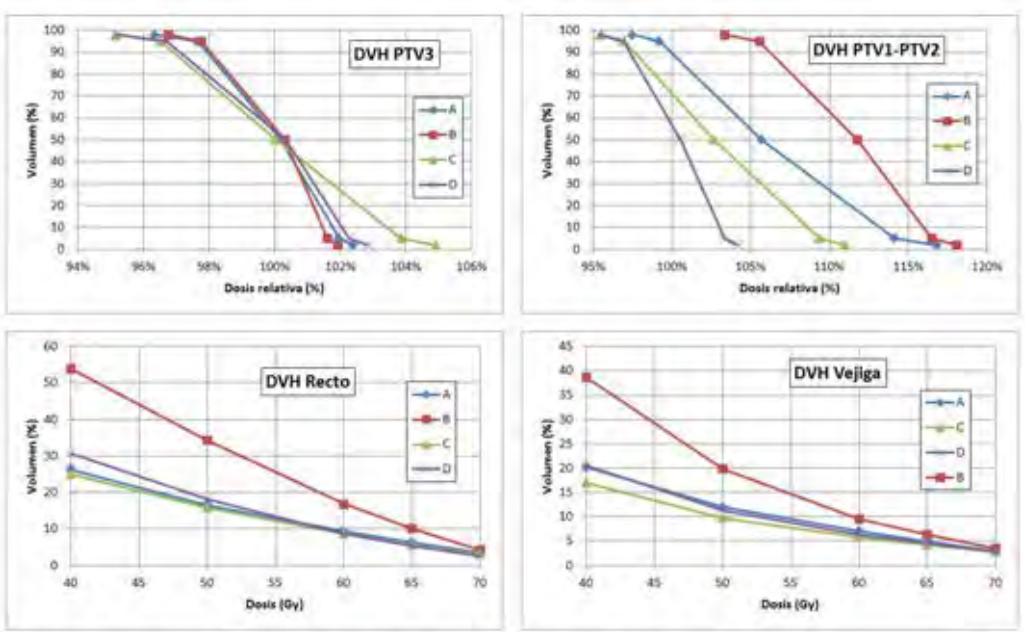


Figura 1. Resultados de la evaluación de D98, D95, D50, D5 y D2 para los PTV de próstata (PTV3) y pelvis (PTV1, sustrayéndole las vesículas + 5mm) y de V40, V50, V60, V65 y V70 para recto y vejiga. Estos resultados son el promedio de aplicar los modelos a 10 pacientes.

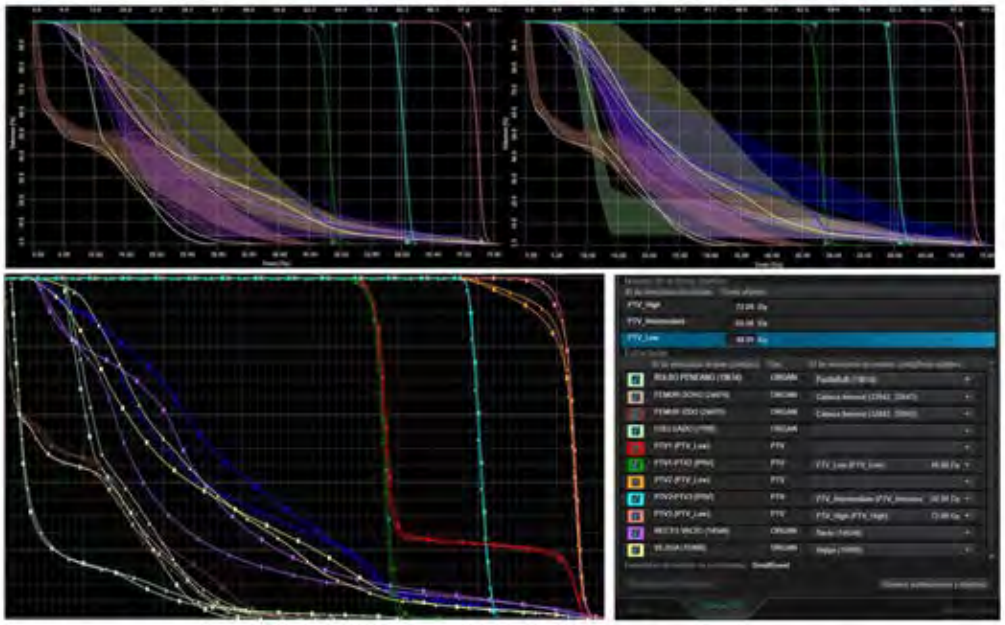


Figura 2. Aplicación del ModeloD a un plan proveniente de dosimetría (Plan1). Las zonas sombreadas de los histogramas superiores representan los rangos estimados por el modelo. La primera figura corresponde a la dosimetría previa a la aplicación del modelo y se observa que hay cierto margen de mejora en "Recto Vacío" (rosa). Al usar el modelo obtenemos el histograma de la derecha (Plan2), mejor en casi todos los aspectos que el plan1 como puede observarse en el la comparación de ambos histogramas (Plan2 - Δ). La única interacción por parte del usuario ha sido la asignación de volúmenes y dosis a cada objetivo.

ID: 00884
Tipo: Oral
Área temática: Planificación de tratamientos

INCORPORACIÓN DE LA COMPONENTE INTERSTICIAL EN CERVIX EN LA LIBRERIA DE APLICADORES DE ONCENTRA

Antonio Otal Palacín[1] , José Richart Sancho[1] , Silvia Rodríguez Villalba[1] , Manuel Santos Ortega[1] , José Pérez Calatayud[2]

1) Hospital Clínica Benidorm 2) Hospital Universitari i Politècnic La Fe de Valencia

PROPOSITO: La ABS y GEC-ESTRO han recomendado T2 MRI como la modalidad de imagen preferida en braquiterapia de cérvix. En el caso de carcinomas de cérvix avanzados con una extensión hacia el parametrio, aplicadores combinados con componentes endocavitarias e intersticiales (por ejemplo, los Aplicadores Utrecht y Benidorm) son los apropiados. Uno de los últimos y más importantes avances en los Sistemas de Planificación (SP) ha sido la disponibilidad de librería de aplicadores, permitiendo esta la reconstrucción global del aplicador. Este avance ha permitido mejorar la incertidumbre en la reconstrucción, así como resolver el problema de la no existencia de *dummies* adecuados en RM. No obstante, estas librerías no están disponibles para el caso de aplicadores no rígidos, como es el caso de componente intersticial (Utrecht o Benidorm). El propósito de este trabajo es la presentación de una solución para la realización de la librería de aplicadores no rígidos en planificación basada exclusivamente en MR T2. Esto permite la reconstrucción en el SP de ambas componentes, la rígida y la intersticial que es específica de cada implante.

MATERIAL Y METODOS: El Aplicador Utrecht consiste en una sonda uterina y dos ovoides vaginales, en los que hay insertadas 4 vectores plásticos en cada uno de ellos. La determinación de la posición del vector es dependiente de cada implante, tanto en trayectoria como en profundidad. En la actualidad, las agujas se reconstruyen utilizando su señal (trayectoria negra) en T2 RM.

El Template Benidorm consiste en una plantilla en la que se colocan múltiples vectores de Titanio, junto con un cilindro y sonda uterina. Los vectores se reconstruyen siguiendo su señal negra junto con una esfera de artefacto en su punta. En el caso de T2 es difícil su reconstrucción debido al bajo contraste. La librería desarrollada ha sido implementada en el SP de Oncentra (Oncentra Brachytherapy, versión 4.3.0, Elekta), con un módulo que incluye la librería de aplicadores rígidos. La forma de añadir aplicadores al sistema es mediante un programa independiente, *Library Manager Applicator (LMA)*, donde se introducen los modelos de los aplicadores en 3D y configurar los vectores plásticos. Para añadir los vectores al aplicador Utrecht y modelar el aplicador Benidorm, se ha utilizado una aplicación libre para modelación paramétrica denominada FreeCAD. Como interface entre los ficheros generados por FreeCAD y los cargados en el LMA, hemos utilizado MeshLab, un sistema dedicado al procesado y edición de mallas 3D no estructuradas. El proceso de reconstrucción se basa en los puntos que tienen en común la componente rígida y la intersticial. El modelado correcto de la componente intracavitaria nos permite conocer los puntos de salida de los vectores en la superficie de los ovoides, Esto, junto con el conocimiento de la profundidad insertada (conocido mediante una herramienta en los Utrecht) permite conocer la posición de la punta del vector.

RESULTADOS: En la Figura 1 se presenta el *rendering* de ambos aplicadores. Esta librería ha permitido la reconstrucción satisfactoria hasta ahora de 25 pacientes. En este trabajo se presentarán ejemplos ilustrativos. En el caso del Utrecht, una de las fuentes de incertidumbre en la reconstrucción es el establecimiento del punto de salida del vector en la superficie del ovoide. En el caso del Benidorm, debido al gran número de vectores usados en la práctica, su correcta identificación es tediosa. Todos estos problemas se han resuelto mediante el procedimiento aquí descrito, con una notable mejora tanto de incertidumbre como de tiempo de planificación.

CONCLUSIONES: Mediante un software libre, es posible la confección de librerías para los aplicadores Utrecht y Benidorm resultando en una notable mejora tanto en la eficiencia como en la incertidumbre. Esto permite resolver

todos los pasos requeridos en la planificación en una sola secuencia MR T2.





ID: 00952
Tipo: Oral
Área temática: Planificación de tratamientos

HDV de la uretra y morbilidad urinaria en braquiterapia de baja tasa de próstata

Laura Oliver Cañamás[1] , Víctor González Pérez[1] , José Luis Guinot Rodríguez[2] , Valentín Campo Sanmartín[1] , Cristina Bosó Martínez[1] , Álvaro Cano Tortajada[1] , Víctor De los Dolores Alemany[1] , Carmen Guardino de la Flor[1] , Vicente Crispín Contreras[1]

1) Fundación Instituto Valenciano de Oncología, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Valencia, España 2) Fundación Instituto Valenciano de Oncología, Servicio de Radioterapia, Valencia, España

Objetivo

En este trabajo se han estudiado retrospectivamente parámetros observables y controlables en la planificación en tiempo real de tratamientos de cáncer de próstata con implantes de semillas de I-125.

El objetivo es relacionar estos parámetros con la posterior aparición de morbilidad urinaria, y establecer condiciones dosimétricas en la planificación en tiempo real para limitar la posible aparición de este tipo de complicaciones.

Material y métodos

Se han estudiado 114 casos de pacientes con cáncer de próstata tratados en nuestro centro mediante implantes permanentes de braquiterapia de baja tasa con semillas de I-125. Los implantes se realizaron entre octubre del 2007 y mayo del 2014. Las planificaciones se llevaron a cabo con imagen guiada en tiempo real mediante ultrasonidos y con ayuda del software Variseed 7.0 ó 8.0. La dosis prescrita en este grupo de pacientes fue de 145Gy.

De todos los pacientes sin complicaciones, se ha incluido en el estudio una muestra de aquellos en los que el seguimiento se sigue realizando en nuestro centro, mientras que los pacientes con complicaciones son todos los registrados. Por ello, el porcentaje real de complicaciones no se corresponde con el del grupo seleccionado. Éste ha quedado formado por 114 pacientes, 26 con complicaciones uretrales: 13 desarrollaron retención urinaria aguda, requiriendo un sondaje durante un periodo de 2 semanas a 7 meses, mientras que en otros 13 fue necesaria una resección transuretral (RTU).

Entre los datos tomados para el estudio, se encuentran la dosis mínima que recibe el 1% del volumen, D1, y el D10, D30 y D50 en la uretra, la dosis media en la uretra, el volumen de la próstata, el número de semillas, el volumen que recibe el 100% de la dosis, V100, y el V150 en la próstata. En todas estas variables se ha aplicado el test U Mann-Whitney con el software SPSS para determinar si hay relación estadística con la morbilidad urinaria. Se han considerado variables estadísticamente significativas aquellas en las que el valor del test, *p*, ha sido inferior a 0.05.

Resultados

En el grupo de 114 pacientes había 26 con complicaciones (un 22.8 %). Para volúmenes de próstata mayores que $42cm^3$, de 38 próstatas 15 tuvieron complicaciones (un 39.5%), y a partir de $47cm^3$, de 20 próstatas 10 tuvieron complicaciones (un 50%). Estos resultados concuerdan con los ya publicados en otros trabajos.

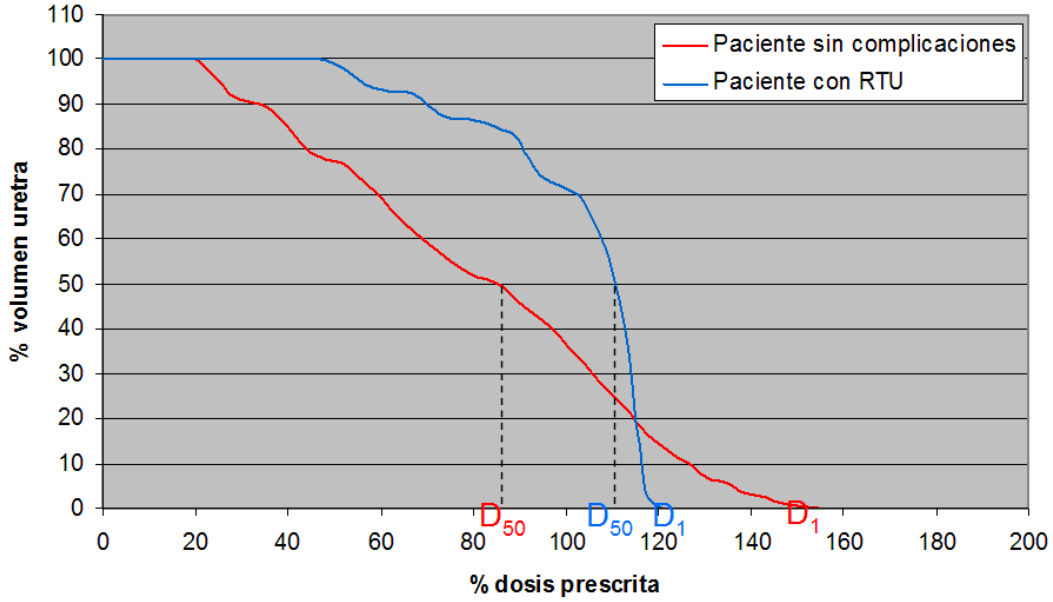
No se han obtenido resultados estadísticamente significativos para parámetros indicativos de la dosis en la uretra, como la dosis media, el D1, D10, D30, D50 y D90, con la aparición de morbilidad urinaria. No obstante, sí han resultado ser estadísticamente significativos los índices $C_{1-30}=D_1-D_{30}$, C_{1-50} y C_{30-50}, en especial C_{1-50} ($p=0.009$), mostrando valores mayores en próstatas sin complicaciones.

Estos índices definen la forma del HDV. En la Figura 1 se muestran los histogramas de dosis acumulativos de la uretra en un paciente sin complicaciones y en un paciente con RTU. Un valor alto de C_{1-50} indica una menor pendiente en la curva del HDV. En este caso, el D_1 en el paciente sin complicaciones es mayor que en el paciente con RTU. No obstante, en el primer caso se observa una menor dosis en aproximadamente el 80% del volumen contorneado de la uretra. Este efecto puede ser evaluado mediante inspección visual del HDV, o mediante parámetros como el C_{1-50}. En nuestro caso, para valores de C_{1-50} superiores a 37.5Gy, de 28 pacientes sólo se han observado 2 complicaciones (el 7.1%), mientras que para valores inferiores a 20.7Gy, de 18 pacientes 10 han tenido complicaciones (el 55.6%).

Conclusión

En este trabajo se introduce el índice C_{1-50}, que ha mostrado estar relacionado con la aparición de morbilidad urinaria, siendo un parámetro descriptivo de la forma del HDV de la uretra.

Partiendo de estos resultados, se está considerando realizar en nuestro centro un estudio prospectivo, aplicando como restricción en el parámetro C_{1-50} de la uretra un mínimo de alrededor de 30Gy en prescripciones de 145Gy.


Paciente sin complicaciones
Paciente con RTU
% volumen uretra
% dosis prescrita
110
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
0
20
40
60
80
100
120
140
160
180
200
D50
D50
D1
D1

ID: 00964
Tipo: Oral
Área temática: Planificación de tratamientos

Indicadores anatómicos para minimizar la dosis a corazón en irradiación de mama izquierda

MARIA LIZONDO[1] , NURIA JORNET[2] , ARTUR LATORRE-MUSOLL[2] , TERESA EUDALDO[2] , PABLO CARRASCO[2] , AGUSTIN RUIZ-MARTINEZ[2] , CARLA CASES[2] , PAULA DELGADO-TAPIA[2] , CESAR QUILIS[2] , MONTSERRAT RIBAS[2]

1) Servei de Radiofísica i Radioprotecció, INSTITUT DE RECERCA HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU
2) Servei de Radiofísica i Radioprotecció, HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU

Objetivo

La dosis que recibe el corazón debido al tratamiento radioterápico en cáncer de mama izquierda se ha relacionado con un aumento de cardiotoxicidad. En la literatura se correlaciona la dosis media a corazón (D_m) con estos efectos indeseados. Este estudio retrospectivo pretende identificar posibles indicadores anatómicos, sobre la imagen del TC de planificación, que nos proporcionen a priori información sobre qué técnica minimiza D_m y establecer límites de D_m tolerables, personalizados según la anatomía.

Materiales y Métodos

En nuestro centro disponemos de aceleradores lineales multienergéticos Varian (Clinac2100CD) con posibilidad de 3DCRT e IMRT (*sliding window*).

El algoritmo de decisión de tratamiento radioterápico de mama izquierda consistía, hasta 2016, en realizar a todos los pacientes un TC de respiración libre (FBTC) y planificación 3DCRT con *boost* secuencial de e- (si procedía) a no ser que tuvieran el lecho de la tumorectomía profundo (profundidad mayor que el alcance de los electrones de 20MeV, 6.5cm) o que la planificación 3DCRT no cumpliera los criterios de homogeneidad y cobertura a PTVs (mama:PTV1, tumorectomía:PTV1.1) y/o restricciones a OAR, en cuyo caso se realizaba IMRT con *boost* integrado. A partir de 2016, cuando adquirimos el sistema Real-time Position Management System (Varian), todas las pacientes que puedan mantener inspiración profunda se planifican con un TC en DIBH (DIBHTC) con técnica 3DCRT o IMRT siguiendo el mismo algoritmo anterior.

Se han divido en dos grupos unas 86 pacientes tratadas con RT, posterior a cirugía conservadora, en las que la elección de técnica es posible (PTV1.1 poco profundo):

-Pacientes planificadas sobre un FBTC (32 pacientes 3DCRT y 32 IMRT).

-Pacientes planificadas sobre un DIBHTC (20 pacientes 3DCRT y 2 IMRT).

Con el fin de obtener indicadores anatómicos hemos medido para cada paciente: el volumen relativo de intersección del corazón con la proyección de los campos tangenciales en una dosimetría 3DCRT (V_{int}), la distancia desde el tatuaje situado en línea media a la cara anterior del esternón (d_{est}), la profundidad máxima del PTV1.1 (d_p),la distancia mínima del PTV1 y el PTV1.1 al corazón (d_{PTV1} y $d_{PTV1.1}$) y del PTV1.1 a la pared costal (d_{pc}) (Gráfica A).

Hemos comparado estos parámetros entre técnicas dentro de cada grupo, mediante análisis descriptivos. Con los parámetros significativos hemos realizado un análisis de curva ROC para obtener un valor indicativo de cambio de técnica. La relación entre D_m y los parámetros $V_{int,}$ d_{PTV1}, $d_{PTV1.1}$ y d_{pc} ha sido estudiada mediante regresión lineal.

Todos los análisis estadísticos se han realizado con RStudio.

Resultados

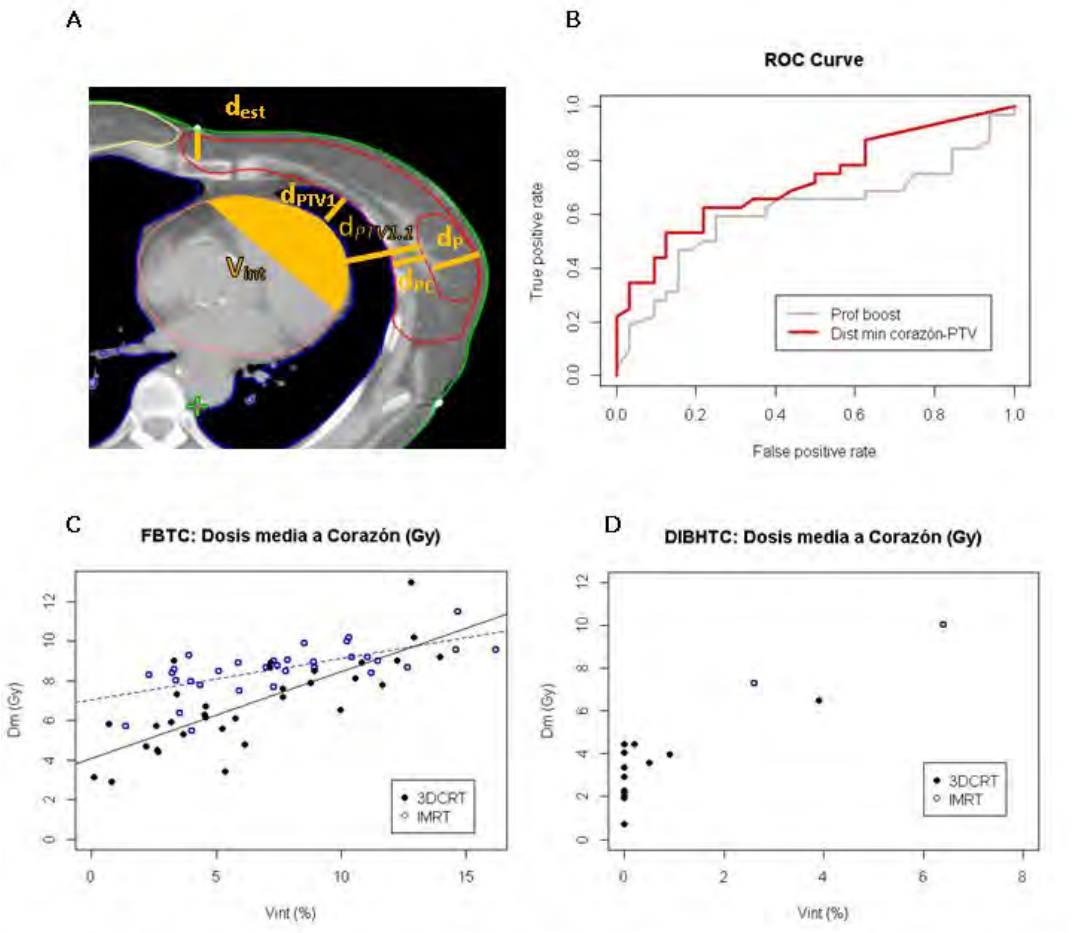
- Los resultados de los descriptivos anatómicos y dosimétricos se muestran en la Tabla. En FBTC, d_{PTV1} y d_P (en menor medida) son significativas entre técnicas. Como consecuencia del análisis de curva ROC, el parámetro más sensible para decidir cambiar de 3DCRT a IMRT sería d_{PTV1} (*cutoff*=0.61cm; 62% sensibilidad, 78% especificidad) (Gráfica B).En el caso de DIBHTC, es V_{int}.

- Relación entre D_m y V_{int} (con d_{PTV1}, $d_{PTV1.1}$ y d_{pc} no se ha obtenido correlación). FBTC: En la Gráfica C observamos que para 3DCRT se comporta según lo esperado (y=mx+n; m=0.41 (SD 0.04)Gy, n=4.1(SD 0.4)Gy, p=0.000, r^2=0.7), mientras que para la técnica de IMRT la D_m es prácticamente constante aunque cambie el volumen de intersección. Basándonos tan sólo en D_m sería beneficiosa la IMRT para V_{int} >12.8% del volumen de corazón total. DIBHTC: en la gráfica D se aprecia una disminución significativa de D_m (p=0.000) y V_{int} (p=0.000) respecto a FBTC.

Conclusiones

d_{PTV1} podría ser un buen indicador de la mejor técnica a utilizar en el caso de FBTC. V_{int} sería un buen indicador en el caso de DIBHTC (aunque se necesitarían más pacientes para corroborarlo).

La técnica IMRT es ventajosa para V_{int} >12.8% del volumen del corazón. La regresión lineal obtenida para 3DCRT en FBTC nos proporciona un valor superior de dosis media a corazón orientativo en función de V_{int} útil para la planificación dosimétrica.



Gráfica. A) Obtención de los parámetros anatómicos. B) Curvas ROC para los dos indicadores significativos para la elección de 3DCRT o IMRT. C y D) Dosis media a corazón en función del volumen de intersección (V_{int}) en el caso de FBTC y DIBH respectivamente.

	Pacientes FBTC			Pacientes DIBHTC		
	3DCRT	**IMRT**	***p-valor***	**3DCRT**	**IMRT**	***p-valor***
N=	32	32		18	2	
	Media(SD)	Media(SD)		Media(SD)	Media(SD)	
Dosis prescripción PTV1 (Gy)	49.9 (0.4)	50.2 (0.4)		50 (0)	50 (0)	
Dosis prescripción PTV1.1 (Gy)	65 (9)	62.0 (1.9)		66 (0)	60.6 (0.9)	
Volumen mama (cc)	800 (300)	800 (300)	1.000	700 (300)	800 (500)	0.704
Volumen lecho tumorectomia (cc)	19 (13)	30 (20)	0.059	15 (11)	24 (5)	0.315
Volumen corazón (cc)	500 (100)	500 (80)	0.616	480 (90)	500 (100)	0.812
D_m (Gy)	6.8 (2.2)	8.6 (1.2)	0.000*	2.5 (1.1)	8.7 (1.9)	0.000*
V25 (%)	10 (4)	5 (3)	0.000*	1.6 (2.1)	5 (4)	0.068
V_{int} (%)	6 (4)	7 (4)	0.203	0.3 (0.9)	5 (2)	**0.000***
d_{est} (cm)	1.7 (0.6)	1.7 (0.7)	1.000	1.7 (0.7)	2.3 (1.2)	0.275
d_P (cm)	4.2 (1.1)	4.7 (1.3)	**0.048***	4.2 (1.3)	10 (7)	**0.003***
d_{PTV1} (cm)	0.7 (0.5)	0.3 (0.3)	**0.005***	1.4 (0.5)	0.6 (0.5)	0.066
$D_{PTV1.1}$(cm)	4.2 (1.0)	4.7 (1.3)	0.092	7 (3)	4.3 (0.5)	0.219
d_{PC} (cm)	0.8 (0.8)	0.7 (0.7)	1.000	0.7 (0.8)	0.10 (0.14)	0.342

* Valores significativos estadísticamente

ID: 01198
Tipo: Oral
Área temática: Planificación de tratamientos

Resultados dosimétricos de tratamientos de Irradiación Corporal Total en Tomoterapia helicoidal

Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Sofía García Repiso[1] , Javier Sánchez Ruipérez[1] , Álvaro A. Fernández Lara[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Noelia Suárez Álvarez[1] , Carlos Martín Rincón[1]

1) Servicio de Radiofísica y P. R. Complejo Asistencial de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca

Objetivo

Los procedimientos de irradiación corporal total (ICT) se realizan habitualmente en linacs convencionales, generalmente aplicando una técnicaconsistente en dos campos opuestos, depositando en la línea media del paciente la dosis de prescripción y protegiendo pulmones y cristalinos.Esta técnica de fácil aplicación, plantea como inconveniente la dificultad de poder homogeneizar la dosis en el cuerpo debido a la gran diversidad de espesores y densidades existentes. Por otro lado, la dosimetría suele estar guiada por una serie de medidas “in vivo” durante el tratamiento, careciendo habitualmente de una planificación previa en un planificador ni verificación previa del tratamiento. La planificación y administración de la ICT en una unidad de tomoterapia helicoidal solventa en gran medida estas carencias. En este trabajo se presenta el procedimiento diseñado en nuestro centro para estos tratamientos en pacientes con una estatura inferior a 135 cm por limitaciones técnicas.

Material y métodos

En nuestro servicio se han realizado 4 ICT pediátricas con tomoterapia. Según nuestro procedimiento, se realiza una planificación con el software de Tomotherapy sobre el estudio CT del paciente, prestando atención a la homogeneidad de la distribución de dosis a lo largo de todo el cuerpo y a las restricciones de OAR (pulmones y cristalinos) requeridas.

El control de calidad pre-tratamiento se realizaa través de verificaciones mediante análisis de distribuciones de dosis (con placas radiocrómicas o array de detectores) y medidas de dosis absolutas con cámara. Estas comprobaciones (DQA) se realizan en 3 regiones del paciente: cabeza, pulmones y abdomen. El criterio de aceptabilidad es de 3% - 3 mm para el análisis gamma y de 3% en dosis absoluta.

Para una prescripción de 12 Gy en 6 fx se pide una cobertura del 95% del volumen con un 95% de la dosis, no admitiendo máximos mayores del 107%.Se prescribe una dosis para pulmones de 8 Gy, y una dosis limitante en los cristalinos de 5 Gy.

Resultados

Distribución de dosis:

Con este procedimiento en la unidad de tomoterapia, se puede conseguir el cubrimiento requerido, con puntos de dosis mínima del 85% y máximos del 107% dentro del body (fig. 1).

Respecto a la dosimetría en los OAR, se consiguen coberturas homogéneas de 8 Gy en pulmones (con máximos de 8.5 Gy) y dosis máximas en los cristalinos de 5.5 Gy. En la fig. 2 se puede ver un histograma final de un tratamiento.

Verificaciones:

Las DQA realizadas en las 3 regiones anteriormente mencionadas estaban dentro de las tolerancias permitidas.

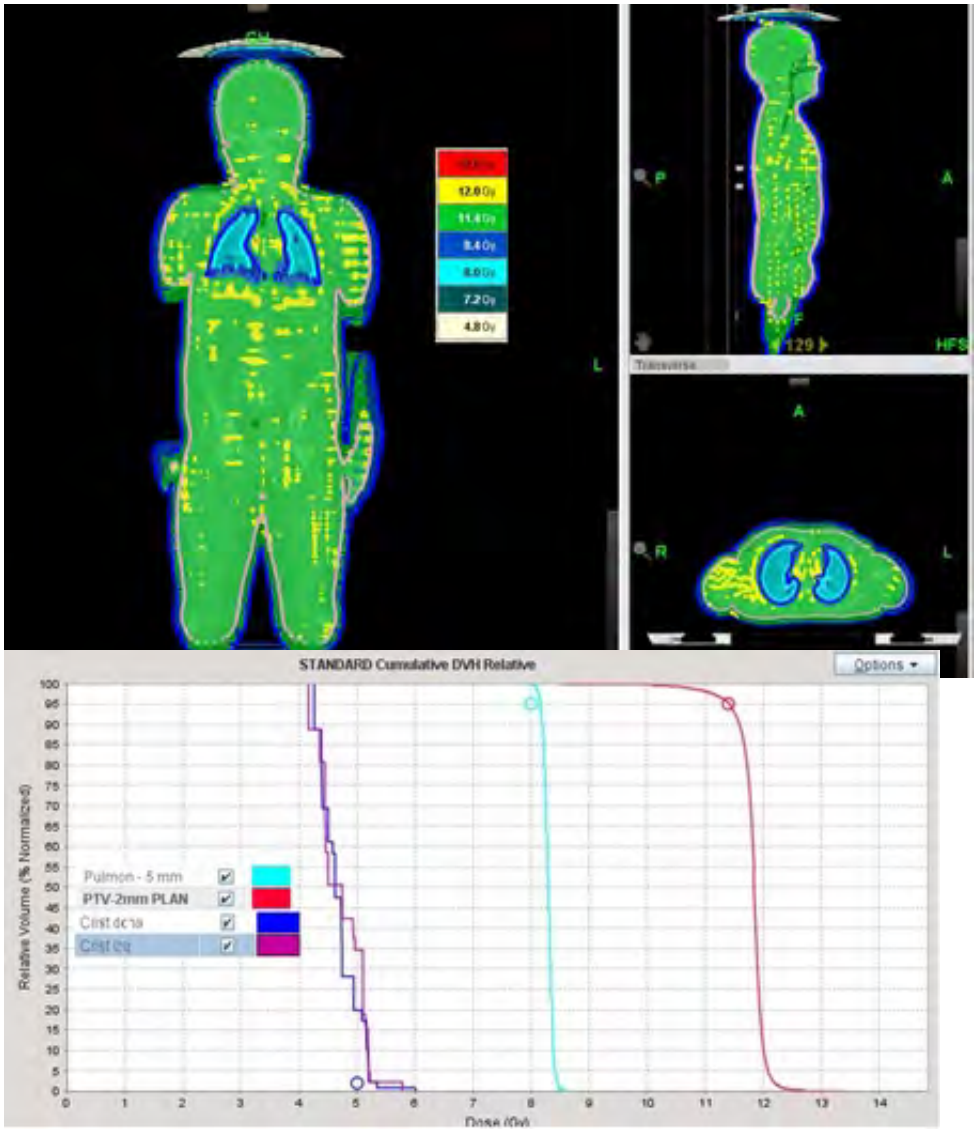
Conclusiones

Mediante las ICT impartidas con un sistema tradicional de AP-PA no se puede asegurar una correcta distribución de dosis homogénea en todo el cuerpo, alcanzándose puntos de dosis desde el 80% de la prescripción, hasta máximos de 120-130%, debido a los diferentes espesores de las distintas partes del cuerpo.Realizando los tratamientos de ICTen la unidad de tomoterapia se tiene control sobre la distribución de dosis, la homogeneidad del tratamiento y las dosis en órganos de riesgo. Además es posible realizar verificaciones de la dosis previa al tratamiento.

Esta técnica también permite realizar una imagen de posicionamiento antes de cada sesión para asegurar la perfecta colocación del paciente y así una impartición correcta de la dosis.

Otra ventaja es que queda un registro de la distribución de la dosis del paciente, de tal forma que puede ser utilizada dicha dosimetría posteriormente en caso de ser necesario para un nuevo tratamiento.

Como limitación, señalar que no se pueden realizar ICT con un único plan para pacientes con altura mayor de 135 cm.



ID: 01418
Tipo: Oral
Área temática: Planificación de tratamientos

Análisis y comparación de complejidades para planes de VMAT e IMRT en pacientes de cabeza y cuello

Julia García-Miguel Quiroga[1] , Jordi Sàez Beltran[1] , Cristina Camacho López[1] , Eduard Agustí Camprubí[1] , Antonio Herreros Martínez[1]

1) Hospital Clínic de Barcelona

OBJETIVO:

La disminución de la complejidad en los planes de tratamiento lleva asociados beneficios en la calidad del plan. A raíz del inicio de tratamientos con VMAT en nuestro centro, buscamos caracterizar los planes de tratamiento mediante diferentes parámetros de complejidad para así definir una solución de clase que nos permita detectar aquellos planes que se desvíen excesivamente de nuestra solución. Así mismo, realizamos una comparación con la técnica de IMRT empleada hasta el momento.

MATERIAL Y MÉTODOS:

40 pacientes de cabeza y cuello que habían sido tratados con IMRT Sliding Window con boost integrado se han replanificado de manera retrospectiva con VMAT mediante 2 arcos completos. La dosis prescrita en todos ellos es de 70 Gy en 33 fracciones, con un segundo nivel de dosis a 54 Gy. 18 de ellos incluían además un nivel intermedio de dosis a 59,4 Gy. Se utilizaron los mismos objetivos de dosis sobre los órganos de riesgo que los utilizados en la práctica clínica en ambas técnicas: Dmedia(parótidas)< 26 Gy, Dmax(medula)< 40 Gy, Dmax(med+5mm)< 50 Gy. El sistema de planificación y cálculo empleado ha sido Eclipse v.10.0.28 y el algoritmo AAA para el cálculo de dosis en ambas técnicas.

Los planes obtenidos se han analizado mediante un programa realizado en Matlab y se han obtenido y comparado diferentes parámetros relacionados con la complejidad del plan: unidades de monitor (UM), anchura y área medias de la ventana entre láminas, anchura acumulada de la ventana (CWW), así como algunos índices que se encuentran descritos en la literatura, como son el Modulation Complexity Score (MCS), interdigitación, métrica de borde e irregularidad del haz (BI).

RESULTADOS:

En la tabla adjunta se presentan los valores medios junto con dos desviaciones estándar para unidades de monitor, anchura media de la ventana entre láminas, MCS, interdigitación, métrica de borde, irregularidad del haz y área media de la ventana. Se observa que en VMAT hay una disminución significativa de las unidades de monitor y un aumento tanto de la anchura media de la ventana como del área de ésta, mientras que los planes realizados con IMRT tienen menor interdigitación, borde e irregularidad del haz. En cuanto al índice MCS, no se observan cambios significativos entre ambas técnicas.

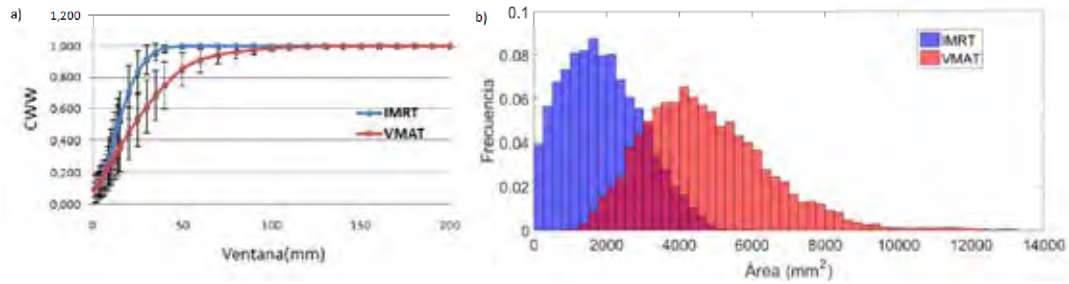
El apartado a) de la figura adjunta muestra el valor medio de la CWW (porcentaje de láminas con ventana igual o inferior a una determinada) tanto para IMRT como para VMAT. En ella se observa que los tamaños de ventana son mayores en los planes de VMAT, siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$) en el rango de ventanas entre 8 y 150 mm. En el apartado b) de la figura se encuentra representado el histograma con el porcentaje de puntos de control para cada tamaño de área correspondiente a cada una de las dos técnicas. En él se aprecia la diferencia de tamaño medio entre ambas técnicas.

CONCLUSIÓN:

A partir del valor medio obtenido para los parámetros analizados y un intervalo de 2 desviaciones estándar en torno a él podemos definir una solución de clase dentro de la cual intentaremos que se encuentren nuestros planes. Como se ha visto, esta solución es diferente en el caso de tratamientos planificados con VMAT respecto a

los planificados con IMRT. A pesar del aumento de los valores de algunos parámetros como la interdigitación o irregularidad, el aumento de la anchura y área de las ventanas conlleva una disminución de las unidades de monitor y del tiempo de tratamiento. Por otro lado, el aumento significativo tanto de los anchos promedios como de las áreas promedio conlleva que la solución de clase para tratamientos de VMAT es más robusta que para IMRT al verse afectada en menor grado por los déficits de modelización de los algoritmos de cálculo.

	VMAT	IMRT
UM	464,3 ± 95,8	958,0 ± 293,9
Ventana media(mm)	27,6 ± 9,3	15,2 ± 4,3
MCS	0,1665 ± 0,0417	0,1550 ± 0,0759
Iterdigitación	0,0365 ± 0,0178	0,0248 ± 0,0130
Borde	0,2939 ± 0,0718	0,1851 ± 0,0651
BI	17,85 ± 5,67	10,72 ± 4,41
Área (mm^2)	4727,5 ± 29,4	1892,1 ± 10,4



ID: 01419
Tipo: Oral
Área temática: Planificación de tratamientos

Dosimetría en braquiterapia prostática de baja tasa con dos actividades distintas de I-125

N. Montenegro-Iglesias[1] , X.J. Juan-Senabre[1] , P. Monasor-Denia[1] , M.C Castellet-García[1] , J. López Tarjuelo[1] , A. Santos-Serra[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón. Castellón de la Plana

Objetivo: Determinar las diferencias estadísticas dosimétricas en braquiterapia prostática de baja tasa con implantes permanentes de semillas de ^{125}I (BIPP) en dos planes de tratamiento: (1) Semillas con un único valor de tasa de kerma de referencia en aire (plan simple); (2) Combinación de semillas de dos valores distintos de tasa de kerma de referencia en aire (plan híbrido).

Materiales/Métodos: Se escogieron aleatoriamente 42 dosimetrías de implantes permanentes de semillas de ^{125}I en la próstata correspondientes a pacientes tratados desde mayo de 2014 hasta julio de 2015. Se dividieron en 2 grupos según la dosis absorbida de prescripción: 21 pacientes tratados con una dosis de 145 Gy (BIPP exclusiva) y otros 21 pacientes con una dosis de 108 Gy (para una BIPP como sobreimpresión a un tratamiento de radioterapia externa de 46 Gy con un fraccionamiento de 2 Gy/fracción. En cada grupo se compararon los resultados dosimétricos correspondientes a un plan simple y a un plan híbrido. Para la realización de los implantes permanentes se usaron semillas de ^{125}I radioactivas modelo STM 1251 (C.R. Bard, New Jersey, EE.UU.). El cálculo dosimétrico se realiza mediante imágenes de ultrasonidos adquiridas con el ecógrafo Flex Focuss 800 (BK Ultrasound, Massachusetts, EE.UU.) conectado al sistema planificador informático (SPC) VariSeed 8.0 (Varian MS, California, EE.UU.).

El valor de tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) usada es de 0.603 U para los tratamientos BIPP exclusivos y 0.476 U para los BIPP utilizados como sobreimpresión. Para la realización del nuevo plan de tratamiento híbrido se utilizó el sobrante de semillas del implante realizado 4 semanas antes. Tras ese periodo de tiempo, la actividad de las semillas se habrá reducido a un 72% de la actividad inicial, por lo que tendremos una TKRA de 0,435 U para el BIPP exclusivo y 0,343 U para la sobreimpresión.

Se evalúan parámetros dosimétricos para la próstata como el D_{90} (valor porcentual de la dosis absorbida que cubre el 90% del volumen de planificación), V_{100} (porcentaje de volumen que recibe el 100% dosis absorbida prescrita) y el DHI (índice de homogeneidad de dosis); y para la uretra y recto, el UD_1 (valor de la dosis que cubre el 1% de la uretra) y RV_{100} (porcentaje de volumen del recto que recibe el 100% de la dosis absorbida prescrita).

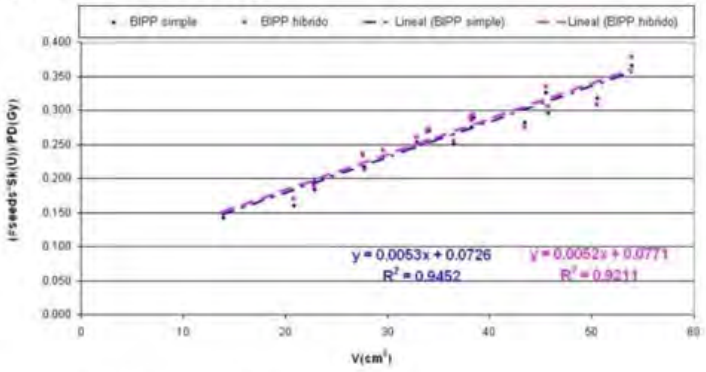
Resultados: Mediante el uso del test U de Mann-Whitney, las probabilidades obtenidas para los parámetros dosimétricos de la próstata, D_{90}, V_{100}, V_{150}, V_{200} y DHI, no presentan significación estadística alguna *($p>0,05$)***.** Por lo tanto, la BIPP simple e híbrida alcanzarían la misma calidad de tratamiento.

A igualdad de calidad en ambos tratamientos, se obtiene una diferencia estadísticamente significativa *($p< 0,05$)* para los parámetros UD_1 y $RV_{100,}$ lo que indica que en la BIPP híbrida respecto a la simple, se reduce la dosis recibida en uretra y recto.

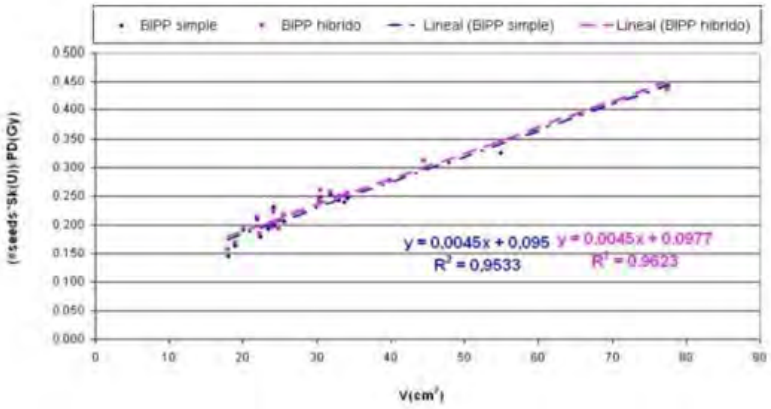
Conclusiones: Se ha demostrado que en la BIPP híbrida, respecto a la BIPP simple, se reduce la dosis recibida en uretra y recto, lo cual se traduce en una disminución de la probabilidad de aparición de efectos secundarios. Además, la calidad de la BIPP no se ve ni empeorada ni mejorada al usar la técnica híbrida. Por tanto, se puede afirmar que la cobertura dosimétrica de la próstata es buena con ambos tipos de BIPP. El hecho de aprovechar el residuo sobrante de los implantes precedentes tiene la ventaja de reducir el número de fuentes radiactivas que se gestionarán como residuo final. Además, la implantación de la BIPP híbrida supone realizar pedidos con un número inferior de semillas de cada actividad, es decir, un sensible ahorro económico para la institución.


Órganos de riesgo
Uretra
Recto
Dosis recibida mínima
Sustituir las semillas implantadas más próximas a los órganos de riesgo por otras de menos actividad
Combinación de semillas con dos valores distintos de actividad
La cobertura dosimétrica prostática empeora → aumentamos el nº de semillas

a) Dosis de prescripción de 145 Gy



b) Dosis de prescripción de 108 Gy



ID: 00905
Tipo: Oral
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Análisis de riesgo de la técnica de Irradiación Superficial Total con Electrones (TSEI)

Blanca Ibanez-Rosello[1] , Juan Antonio Bautista-Ballesteros[1] , Jorge Bonaque[1] , Jose Perez-Calatayud[1] , Amparo Gonzalez-Sanchis[2] , Jose Lopez-Torrecilla[2] , Luis Brualla-Gonzalez[2] , Trinidad Garcia-Hernandez[2] , Aurora Vicedo-Gonzalez[2] , Domingo Granero[2] , Ana Serrano[2] , Begoña Borderia[2] , Carolina Solera[2] , Joan Rosello[2]

1) Hospital Universitari i Politècnic La Fe (Valencia) 2) Eresa – Hospital General Universitari (Valencia)

Objetivo:

Siguiendo la metodología propuesta por el TG-100 de la AAPM, se ha realizado un análisis de riesgo de la técnica de Irradiación cutánea total con electrones (*Total Skin Electron Irradiation*, TSEI). Esta técnica consiste en un tratamiento extenso, que requiere unas condiciones técnicas y dosimétricas muy estrictas, y que exige la implementación de múltiples controles, donde resulta especialmente apropiada la aplicación del análisis de riesgo.

El objetivo de este estudio ha sido evaluar la seguridad y la calidad del proceso de tratamiento, así como adaptar el programa de garantía de calidad en función de los resultados obtenidos.

Material y métodos:

La TSEI es una técnica de tratamiento radioterápico cuyo objetivo es irradiar de forma homogénea toda la superficie corporal del paciente con electrones hasta una profundidad del orden de 1 cm. En nuestro centro (Eresa, Hospital General Universitario de Valencia), esta técnica se utiliza principalmente para el tratamiento de la Micosis Fungoide, con un total de 80 pacientes tratados en los últimos 12 años, siguiendo el método Standford.

El TG-100 de la AAPM propone un procedimiento alternativo a las directrices facilitadas por la ESTRO en el proyecto ACCIRAD. Para aplicarlo en este caso, se constituyó un equipo multidisciplinar que desarrolló el mapa de procesos, detallando las etapas del tratamiento y los pasos en los que se divide cada etapa. Se analizaron y evaluaron los modos de fallo potenciales (FMs) de cada paso, de acuerdo con su gravedad (S), ocurrencia (O) y detectabilidad (D), con una escala de 1 a 10 para cada uno de estos tres factores, sugerida en el TG-100. El producto de ellos da como resultado su número de prioridad riesgo (RPN= S*O*D), que permitió clasificar los FMs. A continuación, se examinaron las herramientas actuales de gestión de la calidad y se reevaluaron los FMs teniendo en cuenta estas herramientas. Finalmente, se estudiaron los FMs con RPN ? 80 y se propusieron nuevas herramientas de gestión de la calidad para reducir su RPN.

Resultados:

Se consideraron 75 pasos contenidos en un total de 12 etapas. Se identificaron 361 FMs que fueron evaluados. Inicialmente 103 tenían una RPN ? 80 y 41 tenían S ? 8. Tras la reevaluación teniendo en cuenta las herramientas de gestión que estaban siendo utilizadas en la instalación, solo 30 FM tenían RPN ? 80 (Tabla 1). Estos FMs se analizaron en profundidad, dando lugar a nuevos controles.

Los FMs que entrañaban mayor riesgo estaban relacionados con la posición del paciente durante el tratamiento. Para la etapa de \"tratamiento general del cuerpo\", la posición de la pantalla y del paciente fue señalizada en el suelo (Figura 1a). Además, se dibujó una plantilla que representaba la posición de los pies en cada rotación del paciente y se marcó la altura de colocación de sus manos sobre la barra (Figura 1b). Así mismo, para facilitar el posicionamiento de las extremidades del paciente durante el tratamiento de las mismas, se marcaron sobre la plancha degradadora, los ejes que debían atravesar los láseres y el tamaño del campo dentro del cual debían posicionarse las extremidades (Figura 1c). Estas nuevas herramientas de gestión expuestas han comenzado a implementarse en la instalación.

Conclusión:

Gracias a este análisis, el programa de garantía de calidad de la instalación ha sido adaptado al riesgo del proceso, proponiéndose nuevas herramientas de gestión de la calidad. No obstante, la experiencia clínica revela nuevos modos de fallo potenciales constantemente por lo que es necesario someter este proceso de tratamiento a evaluación periódicamente, reportando las herramientas que se consideren oportunas, con la finalidad de aumentar la seguridad y la calidad del tratamiento.

Tabla 1. Los 30 FMs que tenían RPN ≥ 80 tras la reevaluación teniendo en cuenta las herramientas de gestión, dispuestos en orden decreciente de RPN. Los valores fuera del paréntesis son el resultado de la evaluación considerando las herramientas de gestión, los valores dentro del paréntesis son sin considerarlas.

#	Stage	Step	Failure Mode	Cause	Effect	O	S	D	RPN	Notes and examples
227	Hands treatment	Hands positioning	Inadequate distance to the head of treatment equipment	Heavy patient workload	Suboptimal treatment	(5) 5	5	(9) 9	(225) 225	
284	Feet treatment	Feet positioning	Wrong feet position	Heavy patient workload	Suboptimal treatment	(5) 5	5	(9) 9	(225) 225	
225	Hands treatment	Hands positioning	Inadequate distance to the head of treatment equipment	Not sufficient training	Suboptimal treatment	(7) 4	5	(8) 8	(315) 160	
226	Hands treatment	Hands positioning	Inadequate distance to the head of treatment equipment	Inattention	Suboptimal treatment	(5) 4	5	(9) 8	(225) 160	
282	Feet treatment	Feet positioning	Wrong feet position	Not sufficient training	Suboptimal treatment	(7) 4	5	(9) 8	(315) 160	
283	Feet treatment	Feet positioning	Wrong feet position	Inattention	Suboptimal treatment	(5) 4	5	(9) 8	(225) 160	
89	General body treatment preparation	Patient repositioning	Wrong patient positioning	Heavy patient workload	Suboptimal treatment	(3) 3	5	(9) 9	(135) 135	The patient is in a bad position, which generates unexpected skinfolds
92	General body treatment preparation	Patient repositioning	Inadequate distance to the head of treatment equipment	Heavy patient workload	Suboptimal treatment	(3) 3	5	(9) 9	(135) 135	
125	General body treatment	Change patient positioning	Wrong patient positioning	Heavy patient workload	Suboptimal treatment	(3) 3	5	(9) 9	(135) 135	
259	Feet treatment	Patient positioning	Inadequate distance to the head of treatment equipment	Heavy patient workload	Suboptimal treatment	(3) 3	5	(9) 9	(135) 135	
87	General body treatment preparation	Patient repositioning	Wrong patient positioning	Not sufficient training	Suboptimal treatment	(7) 3	5	(9) 8	(315) 120	The patient is in a bad position, which generates unexpected skinfolds
88	General body treatment preparation	Patient repositioning	Wrong patient positioning	Inattention	Suboptimal treatment	(3) 3	5	(9) 8	(135) 120	The patient is in a bad position, which generates unexpected skinfolds
90	General body treatment preparation	Patient repositioning	Inadequate distance to the head of treatment equipment	Not sufficient training	Suboptimal treatment	(7) 3	5	(9) 8	(315) 120	
91	General body treatment preparation	Patient repositioning	Inadequate distance to the head of treatment equipment	Inattention	Suboptimal treatment	(3) 3	5	(8) 8	(135) 120	
123	General body treatment	Change patient positioning	Wrong patient positioning	Not sufficient training	Suboptimal treatment	(7) 3	5	(9) 8	(315) 120	
124	General body treatment	Change patient positioning	Wrong patient positioning	Inattention	Suboptimal treatment	(3) 3	5	(9) 8	(135) 120	
258	Feet treatment	Patient positioning	Inadequate distance to the head of treatment equipment	Inattention	Suboptimal treatment	(3) 3	5	(9) 8	(135) 120	
96	General body treatment preparation	Patient repositioning	Patient movement	Uncomfortable patient position	Wrong dose distribution	(7) 7	5	(4) 3	(140) 105	
86	General body treatment preparation	Screen positioning	Wrong screen positioning	Heavy patient workload	Suboptimal treatment	(6) 6	2	(5) 8	(96) 96	Place the screen in an incorrect position involves placing the patient in a wrong distance
224	Hands treatment	Sheet placement	No sheet placement	Heavy patient workload	Wrong dose distribution	(3) 3	4	(8) 8	(96) 96	
275	Feet treatment	Sheet placement	No sheet collocation	Heavy patient workload	Wrong dose distribution	(3) 3	4	(8) 8	(96) 96	
84	General body treatment preparation	Screen positioning	Wrong screen positioning	Not sufficient training	Suboptimal treatment	(6) 6	2	(8) 7	(96) 84	Place the screen in an incorrect position involves placing the patient in a wrong distance
85	General body treatment preparation	Screen positioning	Wrong screen positioning	Inattention	Suboptimal treatment	(6) 6	2	(8) 7	(96) 84	Place the screen in an incorrect position involves placing the patient in a wrong distance
222	Hands treatment	Sheet placement	No sheet placement	Not sufficient training	Wrong dose distribution	(3) 3	4	(8) 7	(96) 84	
223	Hands treatment	Sheet placement	No sheet placement	Inattention	Wrong dose distribution	(3) 3	4	(8) 7	(96) 84	
273	Feet treatment	Sheet placement	No sheet collocation	Not sufficient training	Wrong dose distribution	(3) 3	4	(8) 7	(96) 84	
274	Feet treatment	Sheet placement	No sheet collocation	Inattention	Wrong dose distribution	(3) 3	4	(8) 7	(96) 84	
64	General body treatment planning	General body treatment monitor units calculation	Wrong in monitor units calculation	Heavy patient workload	Wrong absolute dose	(3) 2	8	(9) 5	(216) 80	
157	Scalp prescription and treatment planning	Scalp treatment monitor units calculation	Wrong in monitor units calculation	Heavy patient workload	Wrong absolute dose	(3) 2	8	(9) 5	(216) 80	
257	Feet treatment	Patient positioning	Inadequate distance to the head of treatment equipment	Not sufficient training	Suboptimal treatment	(7) 2	5	(9) 8	(315) 80	

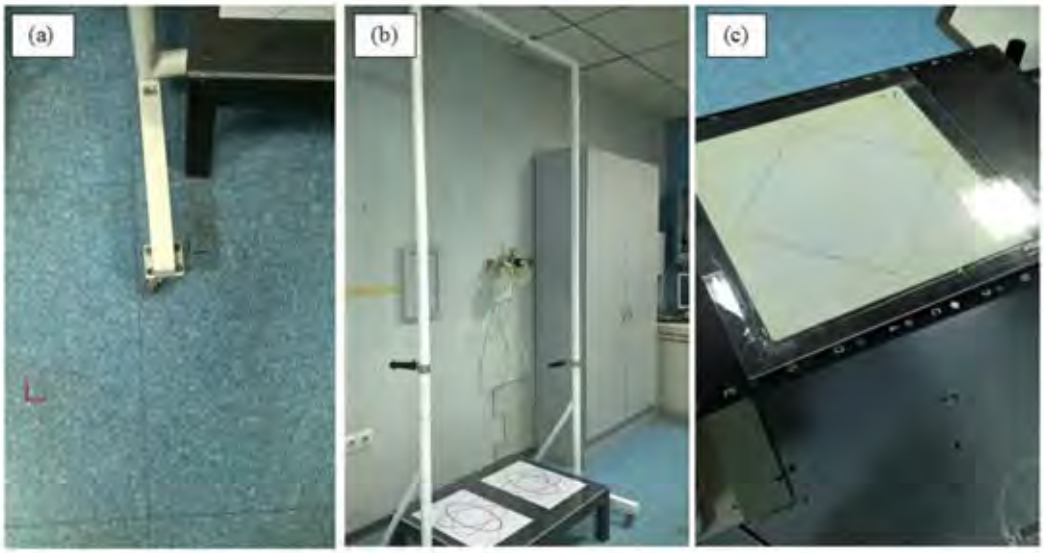


Figura 1. Imagen de las nuevas herramientas de gestión de la calidad: (a) la posición de la pantalla difusora y del paciente ha sido marcada en el suelo, (b) se ha dibujado una plantilla que representa la posición de los pies en cada rotación del paciente y se ha marcado la colocación de sus manos sobre la barra, (c) se han marcado los ejes que deben atravesar los láseres y el tamaño de campo dentro del cual deben ser posicionadas las extremidades sobre la plancha degradadora.

ID: 00954
Tipo: Oral
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Estado de referencia del colimador micromultiláminas Elekta Apex

Carlos Ferrer Gracia[1] , Rodrigo Plaza Nuñez[1] , Gloria Ramos López[2] , Concepción Huertas Martínez[1] , Zulima Aza Villarrubia[1] , Francisco Sánchez Muñoz[1] , Carlos Huerga Cabrerizo[1] , Ismael de la Torre Hernández[1] , Alejandro Aznar Durán[1] , Eva Corredoira Silva[1] , Antonio Serrada Hierro[1]

1) Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz 2) Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario La Paz.

Objetivo

En radiocirugía estereotáctica (SRS) o radiocirugía estereotáctica extracraneal (SBRT) se necesitan irradiar pequeños volúmenes con altas dosis de radiación en una o varias fracciones. Con los colimadores cónicos y los micromultiláminas (mMLC) se consigue una conformación de dosis superior a la conseguida con los colimadores multiláminas instalados en la cabeza del acelerador, siendo los mMLC más indicados cuando se necesitan campos con formas irregulares o de mayor tamaño.

Apex es el último modelo de mMLC producido por Elekta, que se acopla directamente a la cabeza del acelerador. Se han estudiado sus características geométricas y dosimétricas básicas, incluyendo la estabilidad mecánica, la reproducibilidad en la posición, transmisión y fugas de las láminas, la coincidencia del campo de luz - campo de radiación, factores de campo y la penumbra del haz, para su implementación en un programa planificador.

Material/Métodos

Todas las medidas se han realizado con el mMLC instalado en la cabeza modelo Agility de un acelerador lineal Elekta Synergy de 6MV. Apex pesa 50 kg y posee 56 pares de láminas de una aleación de tungsteno con una anchura nominal de 2.45 mm en el isocentro, que permiten un tamaño máximo de campo de 12 cm x 14 cm. Las láminas pueden interdigitar con un recorrido de 9 cm y su diseño es de doble focalización, con sección transversal de forma trapezoidal, los bordes son por tanto rectos, sin redondeo para el efecto tongue and groove.

Las medidas de distribución de dosis, penumbra efectiva y factores de campo se han realizado con una cámara IBA CC13 de 0.13 cm^3 de volumen sensible, junto con una cámara plana IBA PPC40 (0.40 cm^3). Para campos menores de 5 cm x 5 cm se ha utilizado una cámara IBA CC01 (0.01 cm^3), un diodo IBA EFD^{3G} y otro estereotáctico IBA SFD. Los factores de campo se han medido tomando el campo de 9.8 cm x 9.8 cm como referencia. El tamaño de campo fijado por el acelerador se mantuvo en 12 cm x 14 cm.

Las medidas de transmisión y fugas, precisión en el tamaño de campo, penumbra con diferentes configuraciones, así como medidas adicionales de factores de campo se han realizado con película Grafchromic EBT3. Se han analizado utilizando los programas FilmQAPro e ImageJ.

La penumbra se ha analizado como función del tamaño de campo, posición de las láminas y profundidad, realizando perfiles X e Y a campos rectangulares.

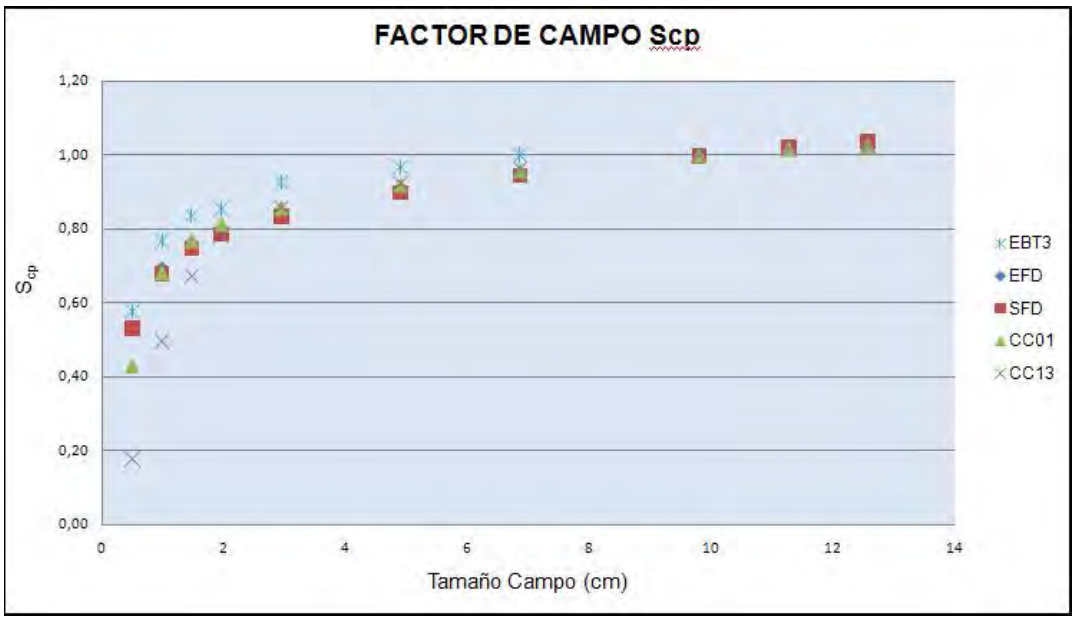
Resultados

En la gráfica se observan las diferencias entre los valores del factor de campo Scp obtenidos por las diferentes cámaras y diodos. Los valores obtenidos con la cámara CC13 y la CC01 coinciden con los publicados. Para campos menores de 1.96 cm x 1.96 cm el efecto de baja densidad-volumen, falta de equilibrio electrónico lateral y oclusión de la fuente provocan que los valores de las medidas realizadas con diodo y película EBT3 sean superiores. Para el menor campo medido, 0.49 cm x 0.49 cm el resultado con EBT3 es un 10% mayor que el obtenido con los diodos SFD y el EFD, que proporcionan resultados similares. Este valor es un 34% y un 54% superior al obtenido con la cámara CC01 y la CC13 respectivamente.

La penumbra a d_{max} obtenida varia con el tamaño de campo de 1.3 a 2.34 mm en X y de 1.6 a 2.4 mm en Y, siendo invariante con la posición de las láminas. La transmisión y fugas cumplen los valores dados por el fabricante, aunque se observa un aumento de la transmisión en la zona donde las láminas cierran el campo. El peso del APEX no provoca una desviación del isocentro mecánico en la rotación significativa, apenas 0.2 mm.

Conclusión

Los parámetros mecánicos y dosimétricos obtenidos cumplen las especificaciones del fabricante. La doble focalización proporciona unos valores de penumbra consistentes para todos los tamaños de campo y los valores de fuga y transmisión no llegan al 1%. Para los factores de campo, una combinación de los valores obtenidos con EBT3 y diodo SFD parece la más adecuada para su uso en un sistema de planificación.



ID: 01023
Tipo: Oral
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Beneficios de la IGRT 4D, Symmetry, para tratamientos SBRT de cáncer de pulmón

Rocío García Marcos[1] , Ramón Polo Cezón[1] , Miguel Giner Sala[1] , Jose Miguel Jiménez González[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Rey Juan Carlos, Móstoles, Madrid

Objetivo:

La técnica de imagen Symmetry [1] es una técnica de imagen guiada 4D (IGRT) sin marcadores externos, la cual detecta la posición media del tumor durante el escáner de adquisición (XVI) realizado antes de administrar cada fracción del tratamiento. Ésta técnica permite detectar cambios como la trayectoria, la amplitud y la frecuencia del movimiento respiratorio, visualizando el volumen blanco (GTV) dentro del volumen blanco interno (ITV) de tratamiento. Se han analizado los desplazamientos realizados en el posicionamiento de 30 casos de SBRT de cáncer de pulmón con el fin de comparar los beneficios de las IGRT 4D frente a las 3D.

Material/Métodos:

En éste estudio todos los volúmenes de tratamiento (PTV) han sido generados combinando los ITVs definidos al realizar los CTs en inspiración, en expiración y en respiración normal más un margen uniforme de 3 mm. La imagen guiada ha sido analizada en la estación de trabajo XVI 5.0 de Elekta para un Synergy MLCi2. Los pacientes fueron inmovilizados utilizando un colchón de vacío y un compresor abdominal.

La imagen guiada 3D consiste en una adquisición de 360º en la que se adquiere una imagen por proyección. Tras la reconstrucción, se realiza el matching con la imagen de referencia, utilizando la herramienta clipbox y ajustando a estructuras óseas.

Ésta técnica también es utilizada en la IGRT 4D pero realizando 10 adquisiciones por proyección. Tras la reconstrucción, se realizan 2 tipos de registros: i) utilizando el clipbox y ajustando a estructuras óseas, ii) utilizando la máscara y ajustando a tejido blando. Al final del proceso, el usuario puede elegir entre estas 2 posibilidades o realizar un promedio ponderado de ambos ajustes [2].

Resultados:

En éste trabajo se han estudiado 30 casos de SBRT de cáncer de pulmón, en los que en 20 de ellos se han empleado técnicas de IGRT 3D, y en los 10 restantes se han utilizado IGRT 4D. Para cada paciente y para cada fracción del tratamiento, los movimientos a lo largo de los 3 ejes fueron analizados separadamente (longitudinal Y, lateral X y vertical Z). Al final de cada tratamiento, se ha analizado también el promedio de los desplazamientos y la desviación estándar en cada uno de los ejes, con el fin de analizar la exactitud y precisión respectivamente. Además se ha registrado el máximo valor alcanzado en cada uno de los ejes (como se muestra en la Tabla 1).

Comparando el valor del desplazamiento máximo para cada uno de los ejes, se ha observado que la técnica IGRT 4D permite una reducción de aproximadamente un 25% en el eje Y, un 45% en el eje X y un 50% en el eje Z. Se han encontrado resultados similares al analizar el promedio y la desviación estándar de todos los datos. El movimiento promedio por paciente se ha reducido un 58% a lo largo de los 3 ejes (Figure 1).

Finalmente, la desviación estándar (Figure 2) disminuyó un 23%, un 43% y un 35% en los ejes Y, X y Z respectivamente.

Conclusiones:

El uso de la técnica IGRT 4D en tratamientos de SBRT de pulmón presenta muchas ventajas. En primer lugar es una técnica rápida y simple debido a que no se requieren marcadores externos. Adicionalmente y sobre todo más

importante, aumenta la precisión (aproximadamente en un 58%) y la exactitud (hasta un 43%) en la localización del tumor para este tipo de patologías.

[1] Lung SBRT and the application of advanced 4D-XVI, Symmetry™, image guidance

[2] Symmetry™ and SBRT for Stage 1A NSCLC

	EJE Y	EJE X	EJE Z
MAXIMO VALOR DESPLAZAMIENTO IGRT 3D (cm)	2	2	1,8
MAXIMO VALOR DESPLAZAMIENTO IGRT 4D SYMMETRY (cm)	1,5	1,1	0,9
DIFERENCIA (%)	25%	45%	50%
MAXIMO VALOR PROMEDIO IGRT 3D (cm)	1,1	0,9	1,28
MAXIMO VALOR PROMEDIO IGRT 4D SYMMETRY (cm)	0,46	0,38	0,54
DIFERENCIA (%)	58%	58%	58%
MAXIMO VALOR DESV. ESTANDART IGRT 3D (cm)	1,22	0,82	0,62
MAXIMO VALOR DESV. ESTANDART IGRT 4D SYMMETRY (cm)	0,94	0,47	0,40
DIFERENCIA (%)	23%	43%	35%

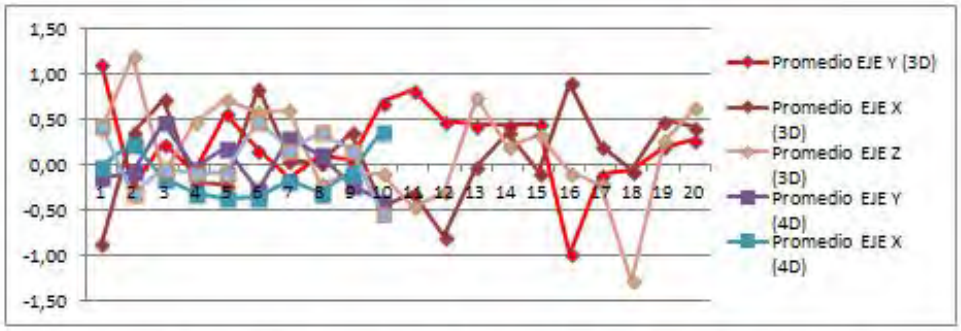


Figure 1. Comparación del promedio de los desplazamientos por tratamiento para 30 SBRT de cáncer de pulmón: 20 para IGRT 3D (rojos) y 10 para IGRT 4D Symmetry (azules)

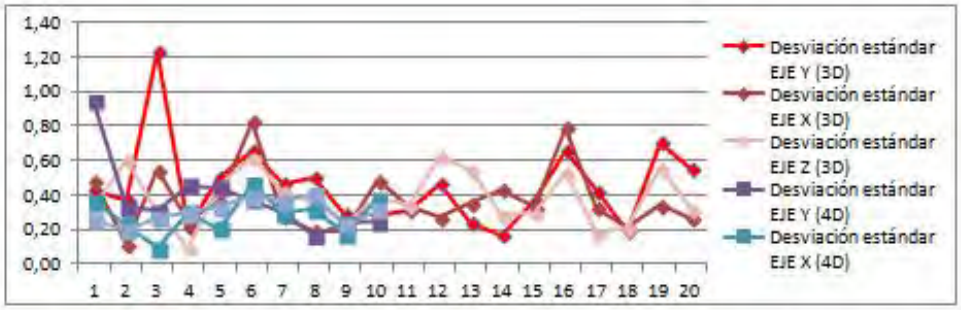


Figure 2. Comparación de la desviación estándar de los desplazamientos por tratamiento para 30 SBRT de cáncer de pulmón: 20 para IGRT 3D (rojos) y 10 para IGRT 4D Symmetry (azules)

ID: 01084
Tipo: Oral
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Análisis de un software de reducción de radiación dispersa en mamografía. Dosis y calidad de imagen

Teresa Monserrat [1] , Benigno Barbés[2] , Elena Prieto [2] , Luis Pina[2] , Belén Fernández[1]

1) Hospital Universitario Central de Asturias 2) Clínica Universidad de Navarra

(1)

Hace dos años Siemens desarrolló para sus equipos de mamografía un sistema de reducción de radiación dispersa mediante software (PRIME), que permite realizar adquisiciones sin rejilla antidifusora. Este sistema sólo se activa para espesores de mama comprimida menores de 70 mm, y está especialmente indicado para mamas pequeñas y densas.

El objetivo de este trabajo es evaluar el impacto que el uso del PRIME tiene en la dosis y en la calidad de imagen de las mamografías.

(2)

Las adquisiciones se han realizado en dos mamógrafos Mammomat Inspiration (Siemens, Palo Alto, USA), uno perteneciente a la Clínica Universidad de Navarra y otro al Hospital Universitario Central de Asturias. Cuentan con un detector de panel plano de Selenio amorfo de 24x30 cm^2 con un pixel de 85 ?m.

Medidas con maniquí

Para comparar las técnicas que el equipo selecciona automáticamente, así como la relación contraste-ruido de las imágenes, en el modo estándar (con rejilla) y en el modo PRIME, se realizaron medidas con distintos espesores de PMMA (20, 30, 40, 50, 60 y 70 mm), añadiendo un objeto de 0.2 mm de aluminio a 6 cm de pared costal. Para simular el espesor equivalente de una mama real (21, 32, 45, 60 y 75 mm, respectivamente) se añadieron los espaciadores necesarios.

Además, se obtuvieron curvas contraste-detalle con un maniquí CDMAM (v3.4, Artinis Medical Systems BV) y distintos espesores de PMMA añadidos (espesores de PMMA equivalente 20, 30, 40, 50 y 60 mm), en el modo estándar y en el modo PRIME. A partir de las curvas se calculó el IQF_{inv} (Image Quality Figure Inverse).

Validación en estudios clínicos

Se seleccionó una serie de pacientes que se habían sometido a sendos estudios mamográficos en dos ocasiones, uno en modo estándar, y otro en modo PRIME, entre 2014 y 2015. Se reunieron así pares de mamografías, una en modo estándar y otra en modo PRIME, para la misma paciente y la misma proyección.

De un conjunto de 1088 pares de exploraciones, se obtuvieron de las cabeceras DICOM distintos parámetros de interés: espesor de mama comprimida, fuerza de compresión, dosis de entrada (ED) y dosis a órgano (OD), y se analizaron las diferencias obtenidas en los parámetros ED y OD entre ambas adquisiciones.

Otras 149 exploraciones fueron evaluadas, de manera anonimizada, por dos radiólogos experimentados, para ver si eran capaces de detectar si habían sido hechas con técnica estándar o con PRIME, y determinar cuál de las dos exploraciones tenía mejor calidad.

(3)

Medidas con maniquí

El equipo selecciona el valor de kV en función del espesor de mama comprimida, y es por tanto el mismo tanto en el modo estándar como en el modo PRIME. El valor de mAs disminuye en todos los casos al seleccionar el modo

PRIME. Esta disminución es mayor para espesores de mama menores, siendo máxima (-24.6 %) para espesor de 2 cm.

La relación contraste-ruido aumenta ligeramente en todos los casos en el modo PRIME respecto al modo estándar, como puede verse en la figura 1.

El valor de IQF_{inv} obtenido de las curvas del CDMAM es superior en el modo PRIME respecto al modo estándar, salvo para los espesores de 2 y 3 cm, en que es ligeramente inferior.

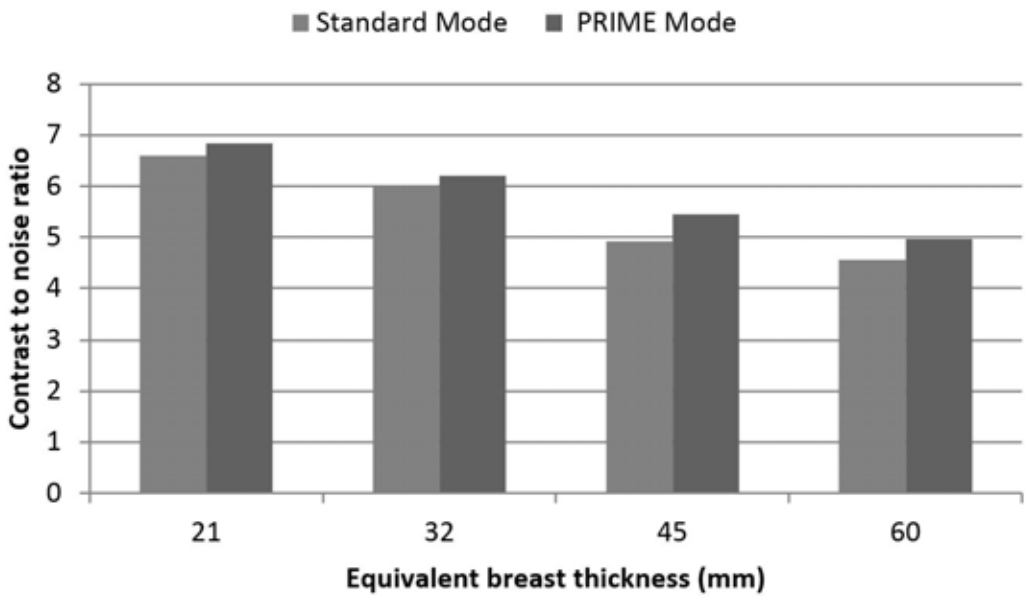
Estudios clínicos

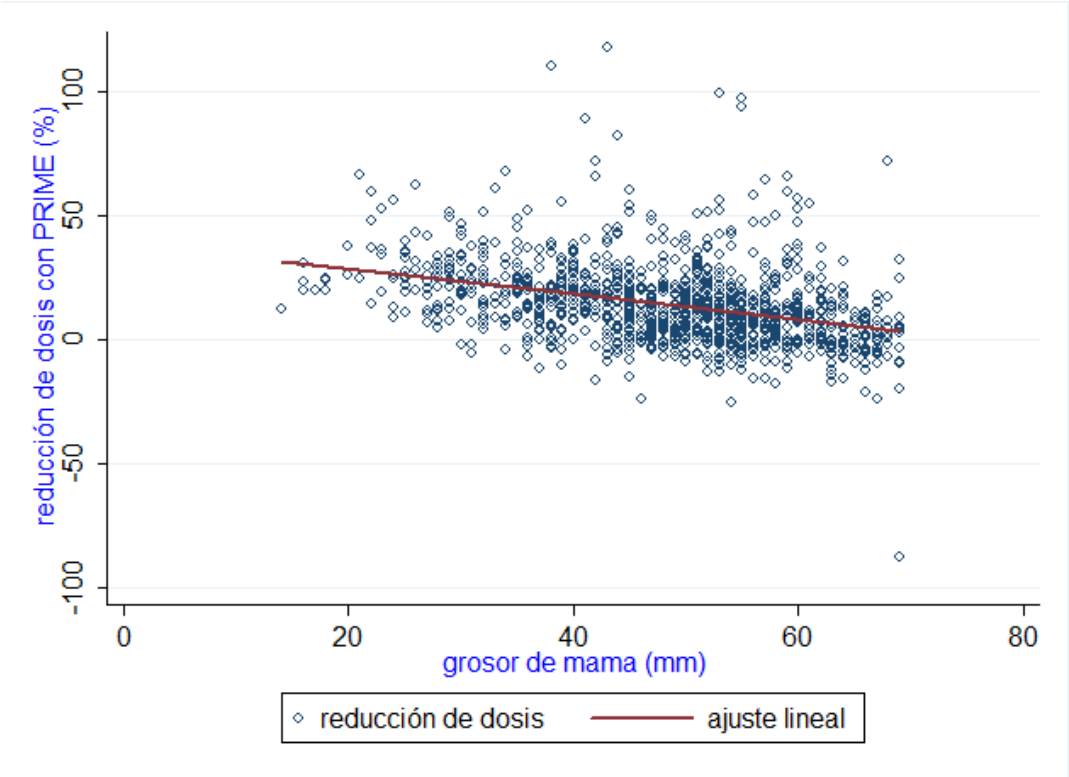
De los parámetros extraídos de las cabeceras DICOM se obtiene una diferencia en OD de 0.15 (0.14, 0.16) cGy, con intervalos de confianza del 95 %, y una diferencia en ED de 0.37 (0.33, 0.41) cGy con intervalos de confianza del 95 %. Esto supone una reducción del 12 % en OD y del 10 % en ED. Se observa una mayor reducción de dosis a menores espesores de mama comprimida, como puede verse en la figura 2.

La calidad subjetiva de las exploraciones estándar y PRIME fue similar en la mayoría de los casos (84 % para un radiólogo y 67 % para el otro).

(4)

El sistema PRIME permite realizar adquisiciones de mamografía sin la rejilla antidifusora, lo que permite reducir los mAs y, por tanto, la dosis, sin que se vea afectada la calidad de imagen diagnóstica.




reducción de dosis con PRIME (%)
100
50
0
-50
-100
0
20
40
60
80
grosor de mama (mm)
reducción de dosis
ajuste lineal

ID: 01158
Tipo: Oral
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Irradiación Cráneo-espinal usando VMAT + ExacTrac X-Ray 6D

José Manuel Fandiño[1] , Arturo Candal[1] , Inma Díaz[1] , Carlos Fernández[1] , Carlos Gesto[1] , Pilar Izquierdo[1] , Carme Martínez[1] , Victoria Parra[1] , Marisa Poncet[1] , Marcos Soto[1] , Gabriel Triana[1] , María Veiras[1] , Carlos Losada[1] , Alfonso Mariño[1]

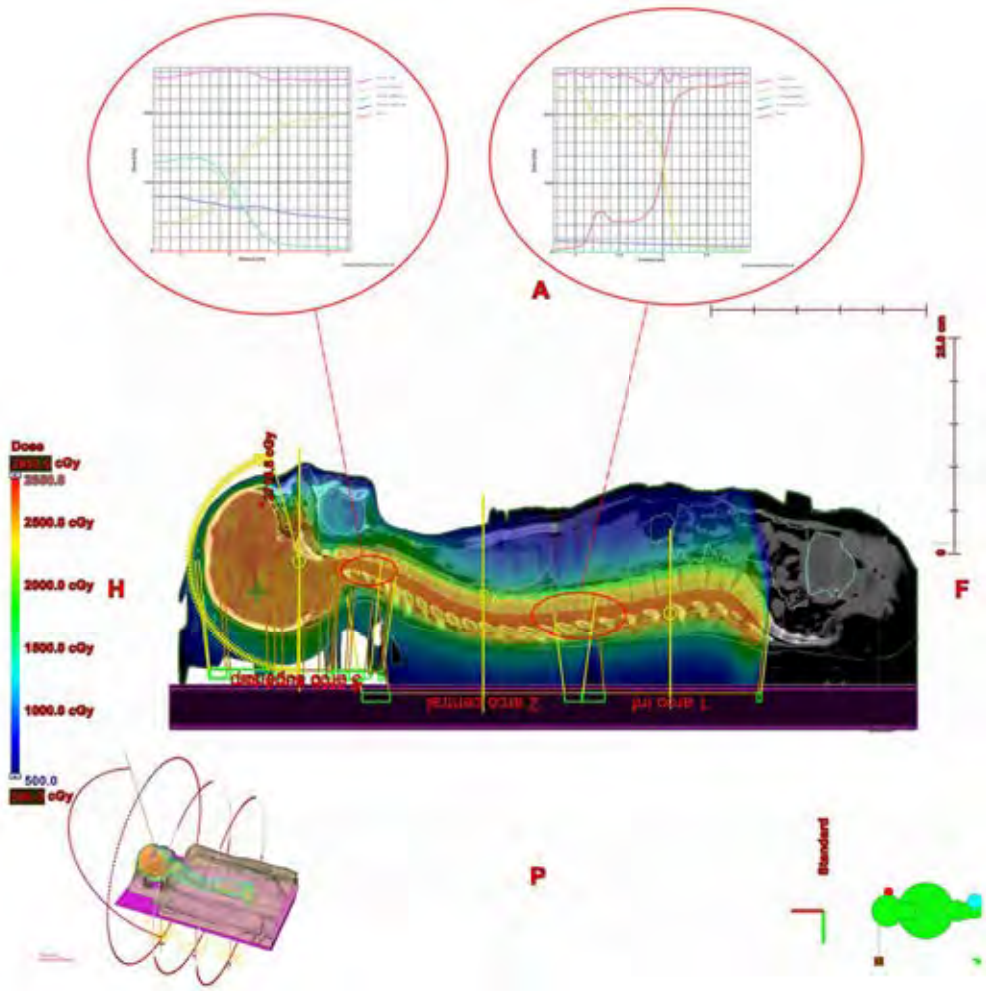
1) Fundación Centro Oncológico de Galicia

1) Objetivo:
El propósito de este estudio es evaluar la técnica VMAT (Volumetric Arc Therapy) multi-isocéntrica junto con el control por imagen mediante el sistema ExacTrac X-Ray 6D para la irradiación cráneo-espinal, así como su comparación con las técnicas 3D-CRT tradicionales.

2) Material/Métodos:
Recientemente se ha modificado el protocolo de irradiación cráneo-espinal en nuestro centro para introducir el control por imagen radiográfica estereoscópica mediante Exactrac (BrainLab), lo cual mejora la reproducibilidad de la posición del paciente al permitir correcciones 6D mediante una nueva mesa róbotica (Robotics 2.0, BrainLab). Varios pacientes fueron tratados con haces RapidArc® (solución VMAT de Varian Medical Systems) en decúbito supino con ayuda de un colchón de vacío y máscara termoplástica, el control diario de imagen se realizó en los casos iniciales con el sistema OBI (On-Board Imager, Varian) y más recientemente con Exactrac. Los planes VMAT constaban de varios (2-3) isocentros, verificando en cada uno la correcta colocación del paciente mediante imagen radiográfica.
La verificación dosimétrica previa se llevó a cabo mediante dosimetría portal y matriz de cámaras de ionización del maniquí PTW Octavius.

3) Resultados:
La irradiación cráneo-espinal mediante VMAT+Exactrac permite mejorar las dosis en órganos de riesgo respecto a las técnicas 3D-CRT; se disminuyen las dosis máximas en todos los órganos relevantes, sin embargo para intestino y pulmones las dosis medias son un poco mayores debido al mayor número de ángulos de irradiación. También se mejora la homogeneidad y cobertura de los volúmenes blanco.
Un posible desplazamiento de 2-3 mm tiene solo efectos menores en la distribución de dosis VMAT, debido a las uniones \"suaves\" de los campos de radiación, mientras que para las técnicas 3D-CRT daría lugar a desviaciones inaceptables (30-40%) de la dosis calculada. No obstante, el sistema ExacTrac X-Ray 6D nos permite alcanzar una precisión en torno a 1mm y 1º durante todas las sesiones del tratamiento.

4) Conclusión:
El control por imagen y posibilidad de correcciones 6D del sistema Exactrac aporta una mayor exactitud a la técnica de irradiación cráneo-espinal con VMAT y hace todavía más robustas las uniones entre los haces, eliminando la necesidad de uniones móviles y hemicampos de las técnicas 3D-CRT anteriores.


A
Dose
2500.0 cGy
2000.0 cGy
1500.0 cGy
1000.0 cGy
500.0 cGy
H
F
P
Standard


OK
OK

ID: 01186
Tipo: Oral
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Influencia dosimétrica del modelado de la latencia de las láminas en Tomoterapia

Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Sofía García Repiso[1] , Javier Sánchez Ruipérez[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Álvaro A. Fernández Lara[1] , Noelia Suárez Álvarez[1] , Carlos Martín Rincón[1] , Enrique de Sena Espinel[1]

1) Servicio de Radiofísica y P. R. Complejo Asistencial de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca

Objetivo

Tras una actualización de software y hardware en la unidad de Tomoterapia helicoidal de nuestro centro, comenzaron a observarse en los controles de calidad de los planes de tratamiento (DQA) diferencias entre la dosis medida y la planificada, que se incrementaban con la dosis por fracción, partiendo desde diferencias casi nulas para 2 Gy hasta un 2-3% para 8 Gy. En este trabajo se expone el problema y la solución proporcionada por la casa comercial, que involucraba el cambio del modelado de las latencias de las láminas.

Material y métodos

La actualización consistió en una nueva versión del software (5.1.0), la instalación de mordazas dinámicas (TomoEdge) para tamaños de campo de 2.5 cm y de 5 cm, y la implementación de la tecnología VoLo de planificación.

Para realizar las DQA se utiliza un maniquí cilíndrico de agua sólida (Cheese), en el que se insertan placas radiocrómicas EBT3 y cámaras de ionización Exradin.

En las primeras DQA tras la actualización se detectaron diferencias sistemáticas entre la dosis medida y la planificada que aumentaban al incrementar la dosis. Para detectar el origen de estas discrepancias se crearon varios planes de prueba desde la estación de tratamiento sin movimiento de láminas: variando el tiempo de disparo, el periodo de rotación y el número de rotaciones. También se midieron varios planes de tratamiento creados desde el planificador con movimiento de láminas: con distintos tamaños de campo (1, 2.5 y 5 cm) y con mordazas fijas (Fixed) y dinámicas (Dynamic) para 2.5 y 5 cm. También se evaluaron las diferencias para fraccionamientos de 2, 3.17, 5 y 8 Gy/sesión.

Resultados

Los planes de prueba creados en la estación de tratamiento muestran un comportamiento lineal de la dosis con el tiempo de irradiación, el número de rotaciones y el periodo de las mismas.

Los resultados de los planes creados en el planificador presentan unas diferencias de dosis medida frente a planificada, agrupados por tamaño de campo, según se muestra en la fig. 1, observándose diferencias promedio de hasta un 2% para dosis de 8 Gy.

Tras comunicar estos resultados a la casa comercial (Accuray), atribuyen estas notables diferencias al modelado de las latencias de las láminas, ya que sólo aparecen cuando entra en juego la modulación de las láminas en las DQA.

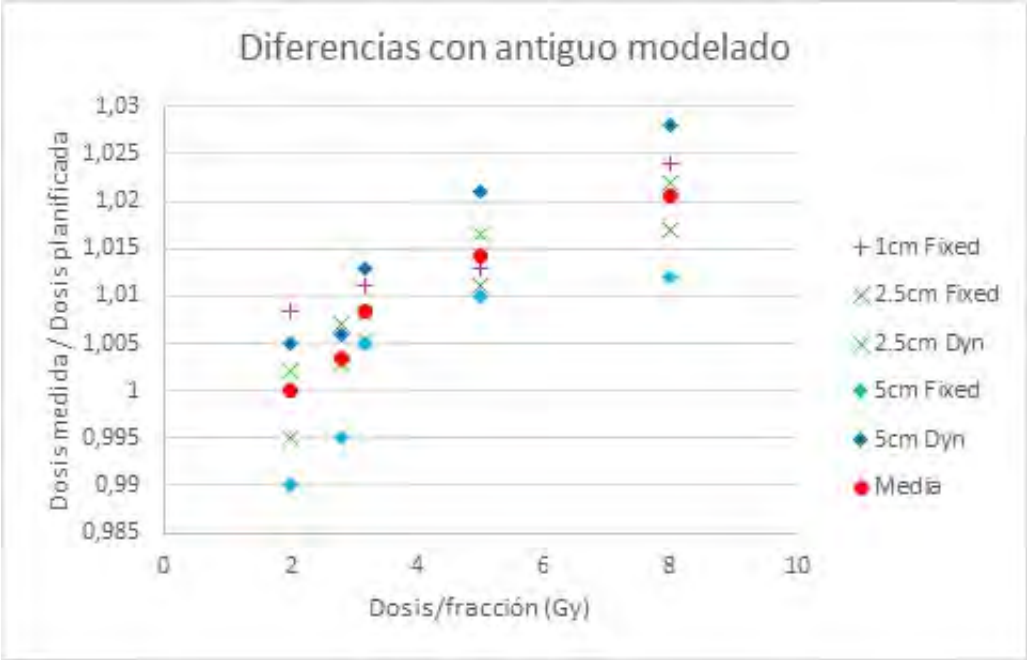
En el modelado de latencia de las láminas se tiene en cuenta la diferencia que existe entre el tiempo planificado que una lámina debe estar abierta (Leaf Open Time, LOT) y el tiempo que realmente lo está. El modelado antiguo consistía en una pendiente distinta para cada tiempo de proyección del tratamiento (200, 300, 400 ms…), sin embargo el nuevo se ha simplificado, igualando todas las pendientes a la unidad. De esta forma la pendiente del modelado es lineal con respecto al tiempo de proyección y por lo tanto más fácil de implementar, reduciendo las diferencias que aparecían entre el LOT y el tiempo real para tiempos de proyección largos.

En el caso de tratamientos con dosis altas, que implican velocidades de gantry más lentas y tiempos de proyección más altos, en el modelado anterior se traducía en discrepancias de dosis mayores. Una vez cambiado el modelado, las discrepancias de dosis para los mismos planes quedan como se muestra en la fig. 2.

Se puede observar que las diferencias han disminuido drásticamente en todos los planes, y ya no dependen de la dosis impartida, siendo la diferencia promedio casi nula. Además para una dosis dada, la diferencia dosimétrica entre tratamientos con mordazas dinámicas y fijas se ha reducido a un 1%.

Conclusiones

El modelado antiguo estaba diseñado para dosis de 2 Gy/fx, usado habitualmente en una gran mayoría de centros, y por este motivo no había sido detectado este problema, que se manifestó en nuestro centro al realizar SBRT con dosis por fracción mayores (hasta 8 Gy/fx). El nuevo modelado ha permitido disminuir considerablemente la dependencia con la dosis por fracción y con la técnica de mordaza utilizada.





ID: 01216
Tipo: Oral
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Tratamientos de endometrio con braquiterapia electrónica

Sergio Lozares Cordero[1] , Almudena Gandía Martínez[1] , José Antonio Font Gómez[1] , David Villa Gazulla[1]

1) Hospital Universitario Miguel Servet

Objetivo: Se trata de valorar la implementación de la nueva técnica de braquiterapia electrónica con fuente de rayos X de 50 kV de Axxent (Xoft Inc.). Comparamos 36 pacientes con cáncer de endometrio tratados en nuestro centro con aplicadores cilíndricos con dos planificaciones equivalentes con fuentes de Ir-192 y Co-60.
Material y métodos:
36 pacientes previamente tratados con Axxent (fuente de 50 kV) han sido replanificados para equipos con fuentes de Ir-192 y Co-60. Los cálculos con los diferentes tipos de fuentes se realizaron en el sistema de planificación de tratamiento de BrachyVision (Varian Inc.). Los cálculos se realizan con los parámetros del TG-43 para cada una de las fuentes.
La prescripción fue de 5 Gy por fracción con 3 fracciones diarias caso de haber recibido radioterapia externa previa o 5 fracciones caso de ser braquiterapia exclusiva.

Se han evaluado los parámetros de planificación de un volumen objetivo de planificación (PTV) contado desde la superficie del cilindro hasta 5 mm a lo largo de la longitud activa. Se muestran los datos V150 y V200 para PTV y $D2cm^3$, V50% y V35% para órganos de riesgo (OAR), el porcentaje de volumen que recibió el 35% y el 50% de la dosis prescrita, respectivamente, y $D2cm^3$, dosis más alta para 2 centímetros cúbicos de volumen de un OAR. Se muestran los resultados para la vejiga, el recto y el sigma.

Los resultados son similares entre Ir192 y Co60 en lo que a parámetros dosimétricos se refiere.

Se presentan también las curvas de isodosis para las diferentes fuentes donde podemos ver las diferencias principales entre Axxent e Ir192.

Resultados:
Se observa una significativa reducción de la dosis en V35% y V50% en todos los OAR así como en $D2cm^3$ (Tabla 1).
Las dosis altas en PTV aumentan en el caso de Axxent, pero no se ha informado en nuestro centro ningún caso de mucositis vaginal, el principal efecto secundario debido a este aumento de dosis. Todos los pacientes fueron tratados entre septiembre de 2015 y febrero de 2016, casi un año hasta la redacción de este abstract, tiempo suficiente para desarrollar efectos tempranos debido a las mayores dosis en el V150 del PTV.
Conclusiones:
Los resultados preliminares son muy optimistas acerca de la adecuación del equipo Xoft para el tratamiento del cáncer de endometrio con una clara reducción de la dosis física en OAR y ningún desarrollo de mucositis aguda en ningún paciente a pesar del aumento considerable del V150 en el volumen de tratamiento.
Se necesitarán más estudios para tener en cuenta la RBE en los tratamientos de estas fuentes y más tiempo para constatar la evolución clínica de los pacientes.

Tabla 1

n=36	Axxent 50kV	SD	Ir-192	SD	Co-60	SD
PTV	%		%			
V150	20,5	5,9	8,6	4,9	7,8	4,1
V200	1,5	1,7	0,1	0,2	0,1	0,2
Vejiga						
$D2cm^3$(DP)	66,4	17,1	71,6	13,9	70,2	14,6
V50%	7,2	6,9	11,9	9,5	10,6	10,6
V35%	14,8	12,3	26,6	17,9	23,2	17,6
Recto						
$D2cm^3$(%PD)	68,4	17,9	73,5	16,3	73,8	14,5
V50%	9,9	6,6	16,7	11	17,6	8,7
V35%	19,9	11,3	36,0	18,8	37,9	15,5
Sigma						
$D2cm^3$(%PD)	51,4	29	59,8	24,6	55,1	22,1
V50%	12,9	15,6	21,3	22	20,5	24,6
V35%	28,8	28,6	41,5	28,2	37,5	28,5

DP:dosis prescrita

ID: 01380
Tipo: Oral
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Diseño y primeros tests de un sistema dedicado PET-TOF para el diagnóstico y seguimiento del cáncer de Próstata

Albert Aguilar[1] , Gabriel Cañizares[1] , Andrea González-Montoro[1] , Antonio J. González[1] , Pablo Conde[1] , Amadeo Iborra[1] , Sebastian Sánchez[1] , Laura Moliner[1] , Luis F. Vidal[1] , Liczandro Hernández[1] , Efthimios Lamprou[1] , Filomeno Sánchez[1] , José M. Benlloch[1] , César D. Vera-Donoso[2] , Francisco Boronat[2] , Laura Lorenzo[2] , Irene Torres[3] , Mar Adriá[3] , Pablo Sopena[3] , Pilar Bello[3]

1) Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular (i3M), Valencia (España) 2) Hospital Universitario La Fe, Departamento de Urología, Valencia (España) 3) Hospital Universitario La Fe, Departamento de Medicina Nuclear, Valencia (España)

1. Objetivo

El objetivo principal de esta iniciativa (proyecto PROSPET) es el desarrollo de un sistema para el diagnóstico, tratamiento y seguimiento del cáncer de próstata, basado en imagen molecular a través del PET. Estimamos aumentar la eficiencia en la detección y resolución en imagen hasta un factor 10 comparado con los escáneres PET de cuerpo completo actuales. Proponemos un sistema PET formado por 2 paneles de detectores que se ajustarán al abdomen del paciente, estando éste en posición ginecológica. Este PET proporciona información temporal de alta precisión permitiendo el cálculo del tiempo de vuelo (TOF) de los fotones incidentes.

2. Métodos

2.1. ***Detectores.*** El PET se compone de 2 paneles separados típicamente 300 mm, cuya área activa es de 212 x 158 mm^2. Cada panel está formado por 12 módulos detectores basados en cristales centelladores monolíticos LYSO (50x50x15 mm^3) y matrices de 12x12 fotodetectores de silicio. Se ha montado un experimento basado en dos bloques detectores enfrentados, separados 100 mm. Se ha utilizado una fuente ^{22}Na en el centro de ambos como emisora de positrones para evaluar el rendimiento de los detectores.

2.2. ***Simulaciones.*** La parte nuclear del sistema se ha modelizado usando GATE, en el que se ha definido la geometría del equipo y varias fuentes de pequeño tamaño en diferentes puntos del FOV para ver la dependencia de la resolución en estos puntos con la distancia entre paneles. Las fuentes se han reconstruido usando métodos directos no iterativos.

3. Resultados

3.1. ***Tecnología.*** Se ha usado cristal pixelado para una primera evaluación de los detectores. En la Fig. 1 (izquierda) se resuelven los pixeles de una matriz de 12 x 12 elementos de 2 mm con un cociente señal/ruido de hasta 6. Se ha obtenido una resolución temporal (FWHM) de 370 ps en el mejor caso. En la Fig. 1 (derecha) se observa la diferencia en el *Coincidence Resolving Time* (CRT) para diferentes voltajes de alimentación de los fotosensores, para 3 pares de fotosensores.

3.2. ***Simulaciones.*** En el modelaje del sistema se han simulado fuentes esféricas de ^{22}Na de 1 mm de diámetro. Se han posicionado 10 fuentes a lo largo de los 3 ejes. Se ha estipulado que el eje Z sea el perpendicular a los 2 paneles. En esta simulación nuclear se ha introducido un emborronamiento espacial (Gaussiano) en cada eje. En

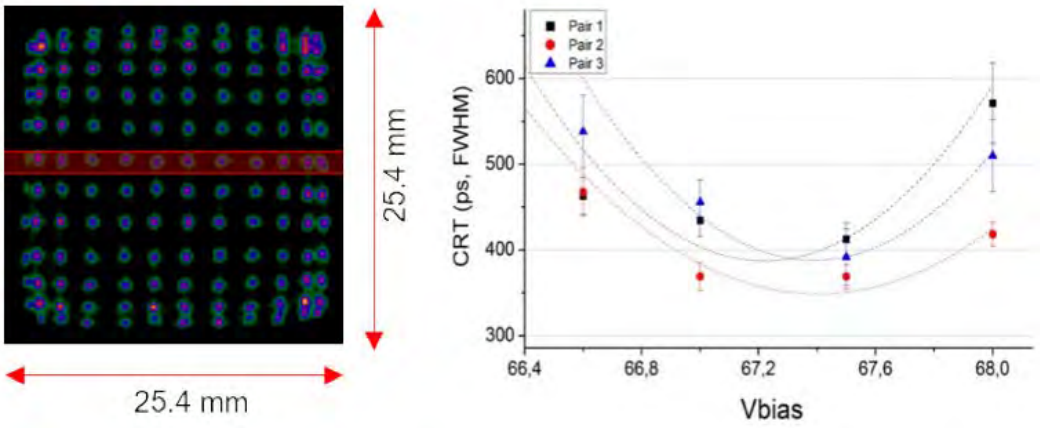
el caso del plano XY se ha considerado un error de 1 mm FWHM, mientras que para el eje Z ha sido de 3 mm, basándonos en resultados experimentales. La Fig. 2 muestra los resultados de la resolución espacial (FWHM) de estas fuentes.

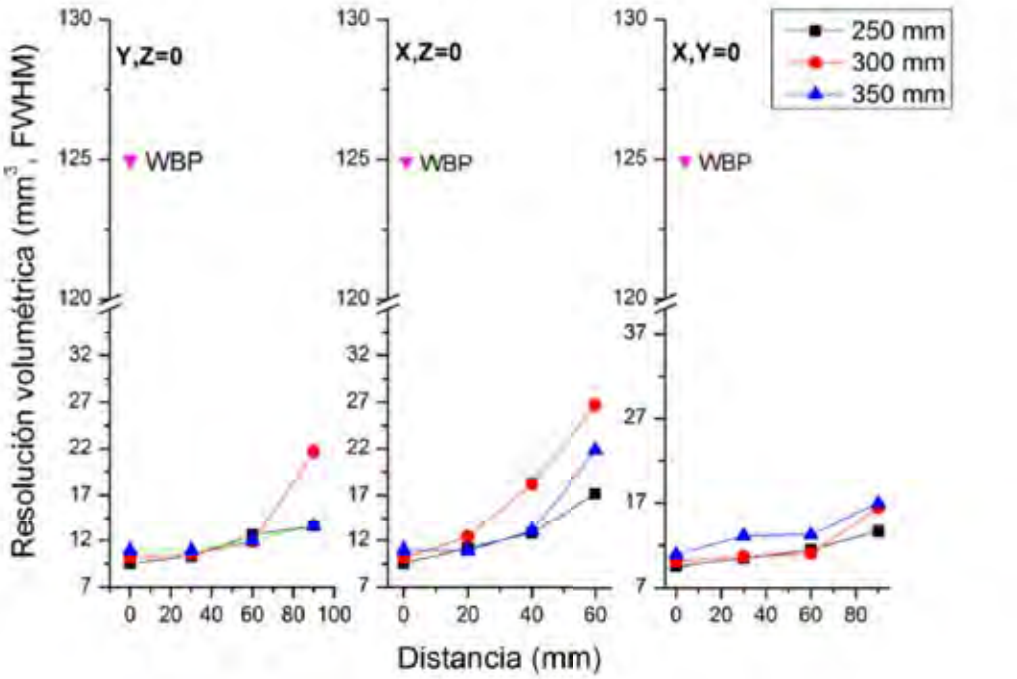
Se han tenido en cuenta 3 distancias entre paneles para determinar la resolución volumétrica de cada fuente. Las resoluciones empeoran al alejarse del centro, verificando que la tendencia es consistente en los 3 ejes. En el centro se obtienen valores de aproximadamente 2 mm de resolución para cada componente, degradándose hacia los bordes hasta 3 mm (FWHM). Por comparación, para un PET de cuerpo completo (WBP en las gráficas), la resolución volumétrica es un orden de magnitud superior a lo que se espera obtener con este PET dedicado a la próstata.

3.3. ***Protección Radiológica****.* Para hacer una estimación del aumento de dosis de radiación que recibirían los urólogos que realizarían las biopsias se realizó un estudio con pacientes tras la exploración PET/TAC. Se recogieron unos 40 casos y se realizó la estimación de la dosis suponiendo un número promedio de biopsias anuales y un tiempo de duración de la biopsia. La dosis recibida para dichos valores quedaba muy por debajo del límite de dosis de los profesionales expuestos.

4. Conclusiones

A nivel de detector, se han mostrado resoluciones temporales por debajo de los 400 ps y resoluciones espaciales cercanas a 2 mm para cristal pixelado. Estos valores podrían empeorar cuando se utilicen cristales monolíticos debido a la menor transferencia de fotones ópticos a los fotosensores. Las simulaciones han mostrado resoluciones volumétricas por debajo de 10 mm^3 en el CFOV. En las próximas simulaciones se introducirá un modelo de próstata con diferentes lesiones que permitirá tener una mejor idea de las capacidades del sistema.




Y,Z=0
X,Z=0
X,Y=0
WBP
250 mm
300 mm
350 mm
Resolución volumétrica (mm³, FWHM)
Distancia (mm)

ID: 01427
Tipo: Oral
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Medida del valor del DLG en dos detectores 2-D utilizados para la verificación de tratamientos de IMRT/VMAT

Jordi Saez[1] , Julia Garcia-Miguel[2] , Cristina Camacho[1] , Antonio Herreros[1] , Eduard Agustí[1]

1) Hospital Clínic de Barcelona 2) Fundació Clínic

OBJETIVO
El valor de la separación dosimétrica de lámina es fundamental para la correcta de la determinación de la dosis en planes de IMRT/VMAT. La medida con cámara de ionización de largo volumen en agua es el método recomendado para su medida. Sin embargo, es común realizar un ajuste final de este valor para obtener un mejor acuerdo en las comparaciones planares mediante detectores 2D. El objetivo de este trabajo es el de elaborar herramientas para la obtención del parámetro del DLG mediante medidas análogas a las realizadas con cámara de ionización.

MATERIAL
Se estudió la respuesta de la matriz de cámaras MatriXX de IBA y del detector EPID de un acelerador Varian Clinac 2100CD. Ambos dispositivos se calibraron siguiendo las recomendaciones del fabricante. En el caso del EPID se utilizó el método de Van Esch que no requiere la medida de factores de campos. Los campos dinámicos utilizados para las medidas del valor del DLG son los suministrados por el fabricante del acelerador y constan de ventanas deslizantes de ancho 2, 4, 6, 10, 14 y 16 mm y de campos abiertos y de transmisión de multiláminas. Se crearon programas en MatLab para implementar el método de cálculo del valor de DLG tanto para los archivos de tipo opg como dxf que permiten obtener un mapa del valor de DLG en cada uno de los detectores. Así mismo, y dado que el algoritmo (PDIP) utilizado para la comparación de las imágenes obtenidas con EPID no es el mismo que el algoritmo de cálculo a paciente (AAA) se utilizó el mismo programa para comparar la predicción de DLG de PDIP vs. AAA.

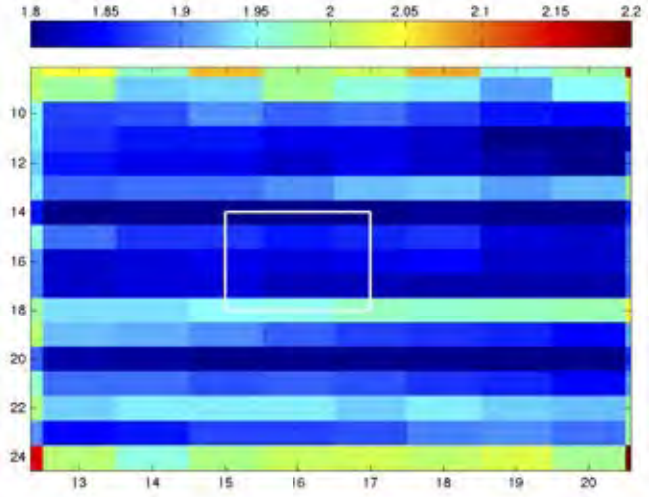
Finalmente, sobre cada una de las imágenes planares de DLG obtenidas se capturó un área equivalente a una cámara de largo volumen y se obtuvo el valor promedio.

RESULTADOS

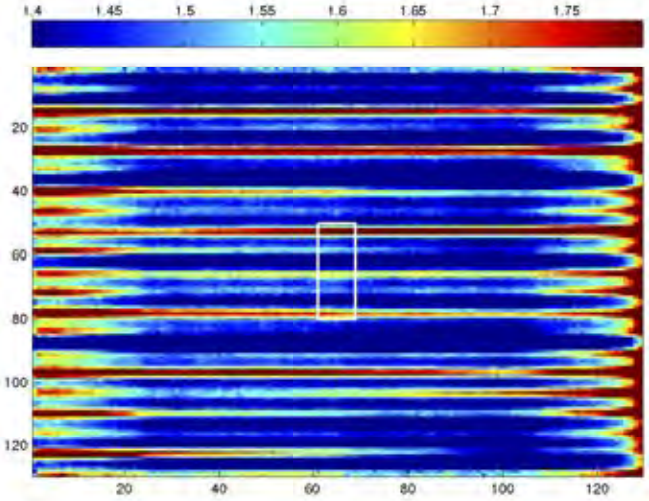
El valor del DLG medido mediante cámara e introducido en el sistema de planificación es de 1.86 mm. En la imagen adjunta se observa como el valor de DLG no es homogéneo en el campo de tratamiento. Los valores promedio sobre un área de unos 22 mm por 10 mm centrada en cada una de las matrices son (marcada en blanco en cada una de las imágenes): Matrixx 1.86 mm, EPID 1.51 mm, PDIP 1.84 mm.

CONCLUSIÓN

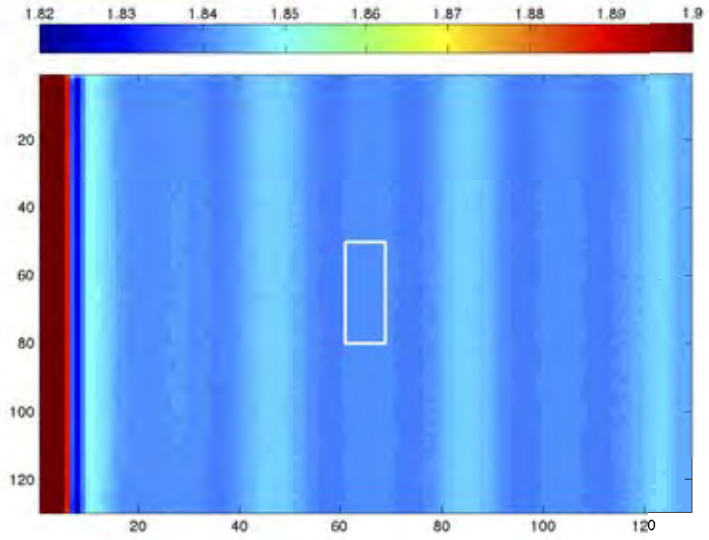
Los resultados obtenidos muestran que el comportamiento promedio de MatriXX está en acuerdo con el valor medido con cámara de ionización. Por otra parte, el algoritmo de predicción de dosis portal PDIP se comporta de forma parecida al algoritmo de cálculo de dosis AAA. Sin embargo, el valor obtenido por el detector EPID demandaría de un ajuste innecesario del valor de DLG. Recomendamos realizar esta medida como prueba de referencia inicial en los detectores utilizados en las verificaciones de IMRT/VMAT.



1. Mapa DLG para MatriXX.



2. Mapa DLG medida con EPID.



3. Mapa DLG predicción PDIP.

ID: 01344
Tipo: Oral
Área temática: Radiobiología

Consideraciones sobre la determinación de una relación dosis-respuesta en radioterapia metabólica

Ana María Tornero López[1] , José Manuel de la Vega Fernández[2] , Damián Guirado Llorente[2]

1) Hospital Dr. Negrín Gran Canaria 2) Complejo Hospitalario de Granada

OBJETIVO

En la terapia con radiofármacos un problema importante, no resuelto, es el conocimiento de la distribución de dosis absorbida para cada paciente en particular. Disponer de ese conocimiento no permitirá determinar la relación dosis respuesta en este tipo de radioterapia, pues para ello es preciso considerar otras magnitudes radiobiológicas.

En este trabajo se estudian, mediante métodos de simulación Monte Carlo, las magnitudes adecuadas para determinar una relación dosis-respuesta en la radioterapia metabólica, así como la incertidumbre que puede admitirse en el conocimiento de las variables necesarias para establecerla.

MATERIAL Y MÉTODOS

Modelo: En radioterapia metabólica puede usarse el modelo lineal-cuadrático (LQ) para obtener, a partir de la distribución de dosis absorbida, una distribución de la dosis biológica equivalente, *BED.* A partir del histograma diferencial de la *BED, P*(*BED*), puede definirse una dosis uniforme equivalente, *EUD*. Finalmente, puede determinarse la probabilidad de control tumoral, *TCP*, en función de la *EUD*. Las definiciones, parámetros y variables de estas magnitudes pueden verse en la tabla 1.

Simulación: Se asume que, para la *TCP*, existe una verdadera relación dosis respuesta con la *EUD*. Mediante simulación Monte Carlo se generan para 200 pacientes virtuales los parámetros relevantes para la determinación de su respuesta al tratamiento, sorteándolos de acuerdo con distribuciones normales N[*m*,?]. Los valores empleados en las simulaciones para la media, *m*, pueden verse en la tabla1. En todos los casos se toma un valor para la desviación típica ?=0.2*m*. Estas distribuciones representan la variabilidad existente entre los pacientes que seguirán el tratamiento.

Para un paciente en particular, y tras cada sorteo, puede calcularse la *BED.* Puesto que la distribución del radiofármaco no es uniforme y también cambia entre pacientes, se supone que la *BED* tiene una distribución normal y se sortea su desviación típica $?_{BED}$? N[0.2,0.04]. Así puede calcularse la *EUD* y, finalmente, la *TCP*, que permite determinar mediante otro sorteo con una distribución uniforme si el paciente se cura o no.

Esos valores “ciertos” para los pacientes de la población bajo estudio se conocerán de manera incierta en la práctica clínica. Así, para simular un estudio clínico real, se parte de los valores obtenidos para la distribución de la *BED* (media y desviación típica) y vuelven a sortearse según distribuciones normales con desviaciones que van

del 5% al 30% para, seguidamente, volver a calcular la *EUD* correspondiente. Nótese que la curación, o falta de ella, son las mismas que se determinaron antes, pues solo tenemos incertidumbre en los parámetros dosimétricos, no en el resultado del tratamiento. Las simulaciones se repiten 3 veces para cada configuración.

Análisis estadístico: A los datos obtenidos para los pacientes de la simulación se aplica un análisis de regresión logística, con el programa R, en el que el punto final es la curación determinada en la primera parte de la simulación y como variables se consideran: R_0, t_e, *D, BED*, $?_{BED}$ y *EUD*.

RESULTADOS

En la figura 1 pueden verse algunos ejemplos de los resultados obtenidos. Hasta una incertidumbre “clínica” del 15% en la distribucion de *BED* se obtienen modelos predictores adecuados considerando la *BED* y su desviación como variables en la regresión logística. Por encima de este valor la *EUD* es la única variable asociada con la respuesta al tratamiento en todos los casos.

CONCLUSIÓN

Si consideramos que la respuesta de cada paciente a la radioterapia metabólica depende de los aspectos radiobiológicos de la distribución espacio-temporal del radiofármaco que se le administra, lo cual puede tenerse en cuenta con una magnitud como la *EUD*, no existen otras variables o combinación de variables, que no sean la propia *EUD*, que puedan predecir esa respuesta si la incertidumbre en la determinación de la distribución de dosis absorbida es mayor del 15%.

Parámetro /magnitud	Definición	Valor medio para la simulación
α	Parámetro lineal del modelo LQ	0.35 Gy^{-1}
α/β	Parámetro asociado a la respuesta del tejido en el modelo LQ	5 Gy
μ	Constante de reparación, $\mu = \ln 2 / T_{1/2}$	ln2
t_e	Tiempo efectivo para la disminución de la actividad, $t_e = \ln 2 / \lambda$.	12 h
R_0	Tasa de dosis absorbida inicial	1.5 Gy/h
D	Dosis absorbida total, $D = R_0 t_e / \ln 2$	Se calcula
BED	Dosis biológica equivalente, $BED = R_0/\lambda \cdot [1 + R_0/((\mu+\lambda)\alpha/\beta)]$	Se calcula
σ_{BED}	Desviación típica de la distribución de BED	0.2 Gy
EUD	Dosis uniforme equivalente, $EUD = -1/\alpha \int_0^{\infty} P(BED)\exp[-\alpha P(BED)]\,dBED$ (O'Donoghue JA. J Nucl Med 1999;40:1337-41).	Se calcula
TCP	Probabilidad de control tumoral. Modelo logístico, $TCP = [1 + (EUD_0/EUD)^{4\gamma}]^{-1}$	Se calcula una vez fijados EUD_0=29 Gy, γ=3.

Tabla 1. Parámetros, variables y magnitudes empleadas en el modelado de la respuesta tumoral. En la segunda columna pueden verse sus definiciones y, en la tercera, el valor medio para la distribución normal que se utiliza en las simulaciones o la indicación de que se calcula como resultado del sorteo de otras variables.

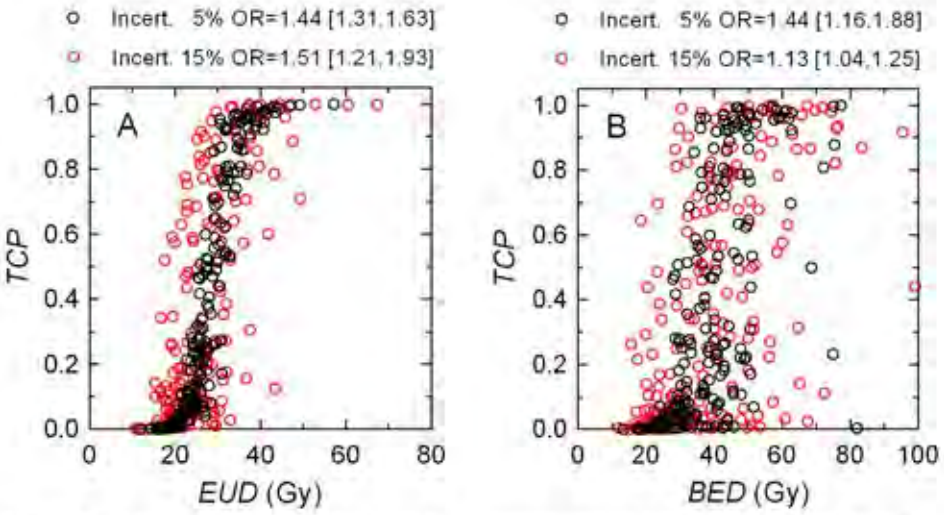


Figura 1. Probabilidad de control tumoral determinada en dos simulaciones de 200 pacientes virtuales para valores de las incertidumbres del 5 % (puntos negros) y del 15% (puntos rojos). En el panel A se muestra la probabilidad de control determinada para cada paciente frente a la EUD y en el panel B la probabilidad de control frente a la BED. Sobre las figuras se indican los *odds ratios*, junto con el intervalo de confianza del 95%, para los correspondientes análisis estadísticos. A partir de un 15% de incertidumbre sólo la EUD muestra capacidad para predecir el resultado del tratamiento.

ID: 00960
Tipo: Oral
Área temática: Biofísica

Validación de un sistema para estudio de respiración y fonación.

Benigno Barbés[1] , P. Borja Aguilar[1] , J. Diego Azcona[1] , Javier Burguete[2] , María Alcalde[1] , Beatriz del Río[1] , Secundino Fernández[1]

1) Clínica Universidad de Navarra 2) Universidad de Navarra

Objetivo. Desarrollar una herramienta precisa y mínimamente invasiva para el estudio del patrón respiratorio durante la fonación.

Material y métodos. Se partió de un sistema óptico ya publicado por los autores[1], y se modificó para que permitiera rastrear puntos en dos superficies opuestas. Algunas pruebas preliminares se presentaron anteriormente[2]. Se diseñó una herramienta informática que simplificara su uso (Fig. 1), un sistema de calibración automática, y otro de búsqueda semi-automática de los puntos a rastrear. Se ideó un método para asegurar la sincronía entre las cámaras.

Se emplearon varios maniquíes para validar el método:

- uno de calibrado, de fabricación propia;

- un maniquí comercial (Anzai Medical Co.), levemente modificado, para comprobar que el sistema podía seguir con precisión un movimiento respiratorio de amplitud de 2 cm, a 10 y 15 rpm;

- un maniquí estático, de fabricación propia, para comprobar que el sistema era capaz de calcular con precisión la distancia entre dos superficies opuestas de un cuerpo en movimiento;

- un maniquí de fabricación propia que realiza desplazamientos periódicos de 11 y 17 mm de amplitud con exactitud de ± 0.5 mm.

Se diseñaron e imprimieron camisetas para su uso clínico, y se estudió el patrón respiratorio de cinco voluntarios. El flujo de trabajo es el siguiente.

1. Se calibra (en menos de un minuto) empleando un maniquí.
2. El paciente se pone una camiseta ajustada, con 12 puntos en el torso delantero y otros 12 en la espalda.
3. Se graba al paciente con cuatro cámaras, dos por delante y dos por detrás, en distintos ejercicios respiratorios.
4. Se procede a una búsqueda semi-automática de los puntos en el primer fotograma de los cuatro vídeos.
5. El sistema procede a sincronizar los vídeos, detectar automáticamente los puntos en cada fotograma, convertir las coordenadas 2D de los 24 puntos en cada una de las cuatro imágenes, en coordenadas 3D reales, y almacenar los resultados.

Resultados.

1. Se comprobó repetidas veces la fiabilidad del método de calibrado automático.
2. El sistema describió el movimiento del maniquí Anzai dentro de la precisión del maniquí (± 1 mm).
3. Se detectó que el ordenador no era capaz de estar grabando cuatro vídeos simultáneos sin introducir pequeños defectos de sincronía. Una vez corregido este defecto por software, se comprobó con nuestro maniquí que las cuatro cámaras funcionan síncronamente (Fig. 2), y que el sistema puede seguir los movimientos con exactitud de unos 0.5 mm, analizando simultáneamente puntos en caras opuestas de un objeto.
4. Se probó el sistema con pacientes. Se estudiaron varios enfoques para analizar los resultados, y finalmente se optó por uno. Para cada tiempo, se calcula el plano que mejor se ajusta por mínimos

cuadrados a los puntos de la espalda. Luego, se analiza la distancia de los puntos delanteros a dicho plano. De ese modo, los resultados son independientes de los movimientos globales del paciente.

Conclusión. Tras un conjunto de pruebas sobre maniquíes, concluimos que el sistema tiene el grado de precisión y fiabilidad necesarias para su validación clínica. Una vez depurado el programa, en colaboración con especialistas en foniatría, se ha conseguido un sistema muy fácil de usar. La búsqueda automática de puntos sobre la camiseta, tras varias mejoras, ha llegado a ser muy efectiva tanto en hombres como en mujeres, de distintas complexiones. Las molestias para el paciente son mínimas: basta con ser grabado con una camiseta puesta. A juicio de un cantante profesional, la camiseta no dificulta ni la calidad de la fonación ni la naturalidad de movimientos.

[1] Barbes, B.,et al (2015). Development and clinical evaluation of a simple optical method to detect and measure patient external motion. *J App Clin Med Phys*, *16*(5).

[2] Congreso conjunto SEFM y SEPR, Valencia 2015. Póster IGR22.

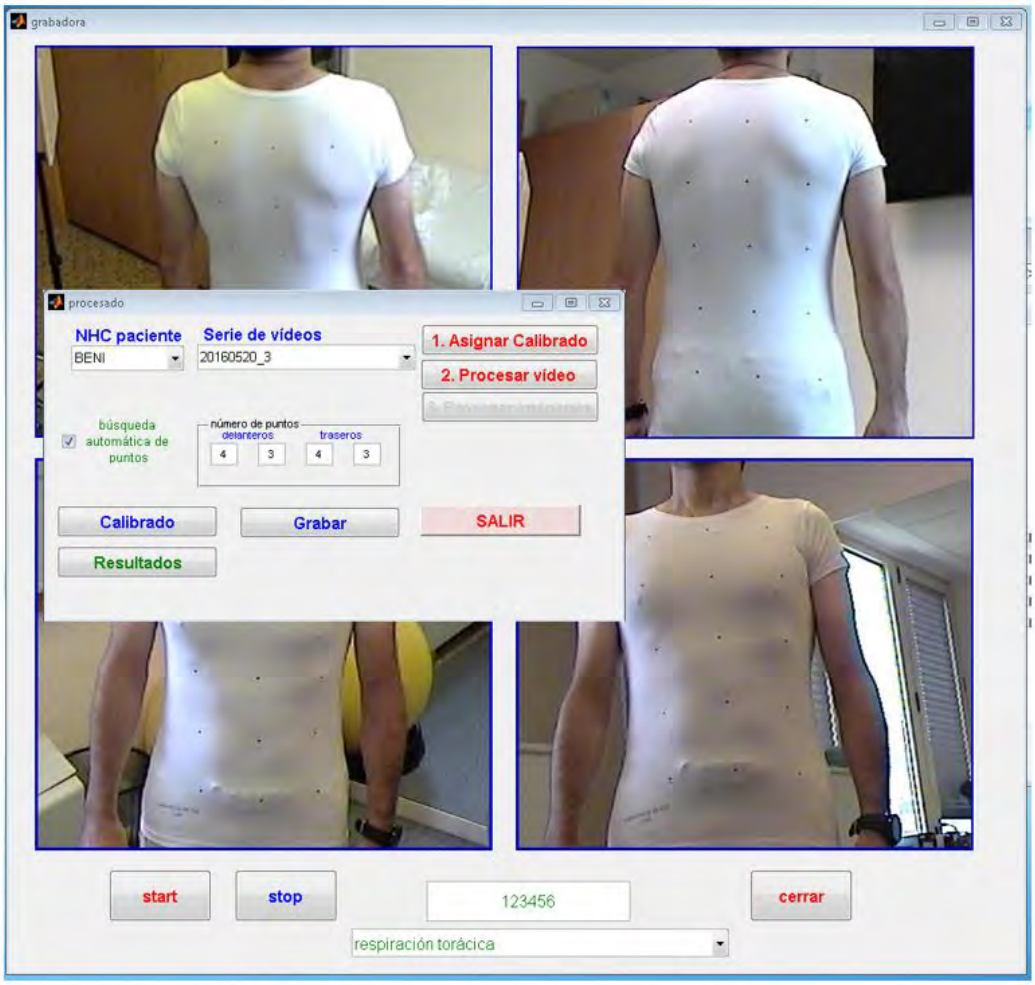


Fig.1: detalle de la interfaz del programa durante una captura

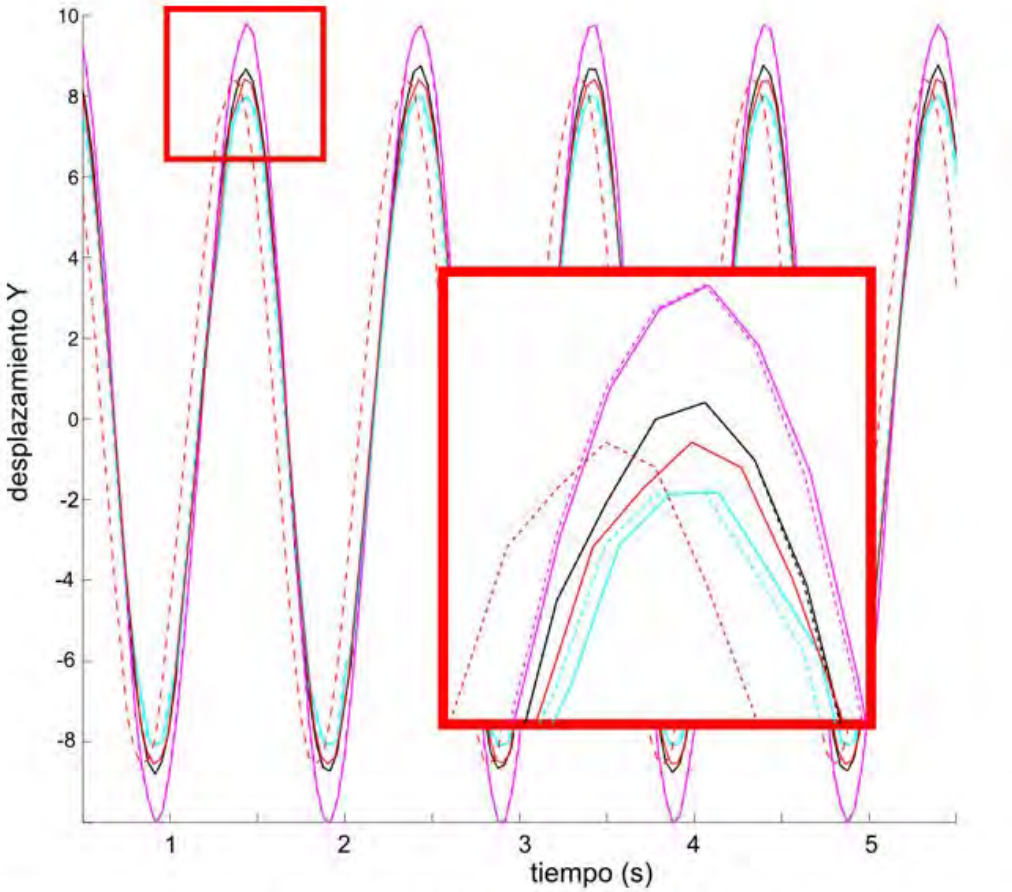


Fig. 2. Prueba de la sincronía de las cámaras. Antes de la corrección por software (líneas punteadas) las trayectorias discrepan hasta 0.08s. Tras la corrección (líneas continuas) el problema se soluciona.

ID: 00965
Tipo: Oral
Área temática: Biofísica

Nanopartículas y Radioterapia: estudio de los efectos de radio-sensibilización

Immaculada Martínez-Rovira[1] , Olivier Seksek[2] , Josep Sulé-Suso[3] , Ibraheem Yousef[4] , Yolanda Prezado[2]

1) Grup de Recerca en Radiacions Ionitzants (GRRI), Departament de Física, Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), Cerdanyola del Vallès, España 2) Laboratoire d'Imagerie et Modélisation en Neurobiologie et Cancérologie (IMNC), Centre National de la Recherche Scientifique (CNRS), Orsay, Francia 3) Institute for Science and Technology in Medicine, Keele University, Keele, Reino Unido 4) MIRAS beamline, Sincrotrón ALBA, Cerdanyola del Vallès, España

Introducción

En los últimos años, el uso de nanopartículas (NP) como potenciales radio-sensibilizadores tumorales se ha propuesto como un gran avance en radioterapia. Desde el experimento pionero realizado por Hainfeld y colaboradores [1], muchos estudios biológicos han mostrado un aumento significativo del control tumoral cuando NP de elevado número atómico son expuestas a rayos X, o recientemente, a haces de partículas cargadas pesadas (protones o iones pesados). Se han utilizado predominantemente este tipo de NP ya que el fundamento se basa en la generación de foto-electrones de corto alcance o electrones Auger, lo que conduce a un aumento de la dosis a nivel local. Al mismo tiempo, se produce un daño indirecto como consecuencia de la generación de radicales libres. Sin embargo, los efectos de radio-sensibilización de las NP no sólo se ha atribuido a los efectos físicos (potenciación de dosis); los procesos bioquímicos inducidos por las NP en el interior de las células también podrían ser responsables de los efectos de amplificación observados en los estudios biológicos [2]. Por ejemplo, la interacción de las NP con macromoléculas biológicas podría dar lugar a cambios en la función celular, tal como la detención de las células en fases radio-sensibles. Estos efectos, que podrían ser amplificados con la irradiación, podrían jugar un papel importante en el aumento de la radio-sensibilización tumoral. No obstante, los mecanismos implicados no se conocen con profundidad.

El reto principal de este trabajo ha sido el de usar un enfoque multidisciplinar (física, química y biología) con el fin de evaluar los mecanismos involucrados en el uso de NP para potenciar el efecto radioterapéutico de los rayos X y los protones.

Material/Métodos

Se ha simulado un haz incidente de protones y se ha evaluado la deposición de energía a nivel nanométrico alrededor de la NP (de oro y gadolinio) mediante simulaciones Monte Carlo (código Geant4-DNA) en condiciones realistas.

Los efectos bioquímicos se han evaluado mediante microespectroscop??a infrarroja con transformada de Fourier (FTIR) en células de glioma (F98). La FTIR es una técnica basada en la vibración molecular y tiene el potencial de proporcionar información bioquímica a escala subcelular, así como información funcional del ciclo celular, proliferación celular y modos de muerte celular. Estos estudios se han llevado a cabo en el sincrotrón ALBA.

Resultados

Los cálculos Monte Carlo no mostraron una diferencia significativa en cuanto a la deposición local de energía en presencia o ausencia de NP (ver Figura 1, izquierda). Esto sugiere que los efectos físicos no son el principal responsable del aumento de radio-sensibilización tumoral observado en estudios biológicos que combinan la terapia de protones y NP [3].

Los resultados obtenidos con microespectroscopía FTIR nos han proporcionado información detallada de los cambios bioquímicos en células de glioma. En particular, se han observado diferencias en la posición de las

bandas Amida I y II, sensibles a los cambios de la estructura secundaria de proteínas como una consecuencia de los procesos que conducen a la muerte celular. También hemos observado cambios en la intensidad y en la posición de los modos $PO^{?2}$ debido al daño causado por la radiación en el ADN, que aumenta en las células tratadas con NP (ver Figura 1, derecha) [4].

Conclusión

Este estudio proporciona nuevas indicaciones sobre los mecanismos involucrados en la radio-sensibilización de NP con protonterapia, el cual hasta ahora se asumía que era debido a un aumento de dosis local. Para comprender bien los efectos involucrados se requiere un enfoque interdisciplinar. Los estudios con microespectroscopía FTIR nos proporcionado la base para entender los efectos bioquímicos inducidos por las NP en células de glioma.

Referencias

[1] Hainfeld, Phys.Med.Biol. 49 (2004); [2] Butterworth, Nanoscale 4 (2012); [3] Mart??nez-Rovira, Med.Phys. 42 (2015); [4] Yousef, Analyst 141 (2016).

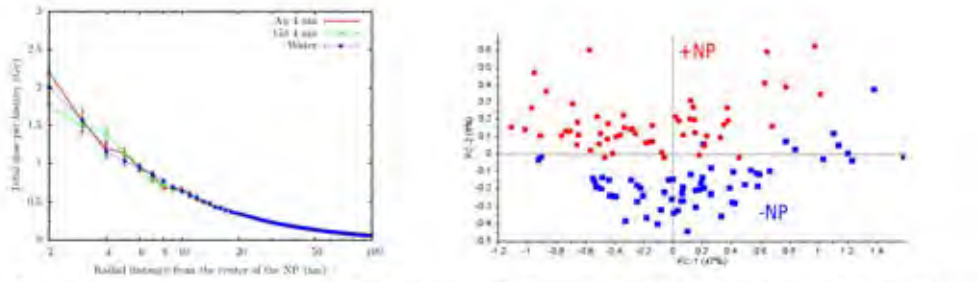


Figura 1. ***Izquierda****. Las simulaciones Monte Carlo no muestran diferencias significativas en cuanto a la deposición local de energía en presencia (Au, Gd) o ausencia (Water) de NP.* ***Derecha****. El análisis de componentes principales (PCA) muestra diferencias claras en la zona del espectro infrarrojo correspondiente al DNA entre células tratadas (+NP) y no tratadas (-NP) con NP de Gd.*

ID: 00899
Tipo: Oral
Área temática: Educación, Formación y aspectos sociales

Radiación en Medicina: Aplicación para dispositivos Android

Zulima Aza Villarrubia[1] , Carlos Ferrer Gracia[1] , Rodrigo Plaza Núñez[1] , Concepción Huertas Martínez[1] , Rafael Plaza Aparicio[1] , Antonio Serrada Hierro[1] , Daniel Faro García[2]

1) Hospital Universitario La Paz 2) Autónomo

OBJETIVO

El objetivo de esta aplicación es familiarizar a los usuarios con los efectos de las radiaciones ionizantes empleadas en el diagnóstico por imagen ya que el número de exploraciones radiológicas realizadas ha ido aumentando progresivamente a lo largo de los últimos años.

A pesar de que los niveles de referencia de dosis (DRLs, acrónimo de *dose reference levels*) se encuentran en documentos oficiales nacionales e internacionales, los pacientes no conocen su existencia ni saben cómo acceder a ellos. Con esta aplicación se ha resumido la información más relevante y actualizada para adultos, niños y mujeres embarazadas, incluyéndose la posibilidad de registrar en el dispositivo el historial personal de exploraciones.
La aplicación contiene otras informaciones relevantes, así como un mapa de radiación natural mensual en España.

MATERIAL / MÉTODOS

La aplicación se ha desarrollado para dispositivos *Android*, desde versiones *Jelly Bean* (*Android 4.1*) hasta las más modernas, lo que abarca un 95,2% de todos los dispositivos activos actualmente en la tienda de aplicaciones *Google Play*. El lenguaje utilizado es *Java* y el entorno de desarrollo integrado *Android Studio*. Para la realización del mapa de radiación natural se ha integrado la librería *MapBox*.

Los documentos utilizados para recopilar la información han sido los proyectos DOPOES y DOMNES, el Protocolo Español de Control de Calidad de Radiodiagnóstico en su versión de 2011, el documento de la SEFM "Procedimientos recomendados para la dosimetría de rayos X de energías entre 20 y 150 keV en radiodiagnóstico", documentos de la IAEA y los ICRP 52, 80, 84, 103 y 106.

RESULTADOS

Se han creado diversas secciones en el menú principal de la aplicación, encontrándose "Rayos X", "Medicina Nuclear", "Niños y Embarazadas", "Radiación Natural", "Historial Personal", "Referencias", "Más información" e "Imágenes".

En el apartado "Rayos X" se encuentra, a su vez, información relativa a adultos, a pediatría (niños de 5 años, 20 kg de peso) y a otros procedimientos como TAC y densitometría.

En "Medicina Nuclear" se pueden consultar los procedimientos desglosados por órganos implicados y se recogen las pruebas gammagráficas más comunes: planares/SPECT y con equipos PET-TAC. En estas tablas como en las de "Rayos X", además de la dosis efectiva se incluye una estimación de la radiación natural equivalente a cada prueba.

En "Niños y Embarazadas" se ha resumido el documento ICRP 84, y se han incluido las tablas sobre las dosis fetales aproximadas para los procedimientos más habituales, así como la probabilidad de que el niño no tenga malformaciones ni desarrolle cáncer según la dosis absorbida por el feto.

El mapa de radiación utiliza información proporcionada en la web del CSN donde se muestra la distribución del fondo ambiental en µSv/mes en España.

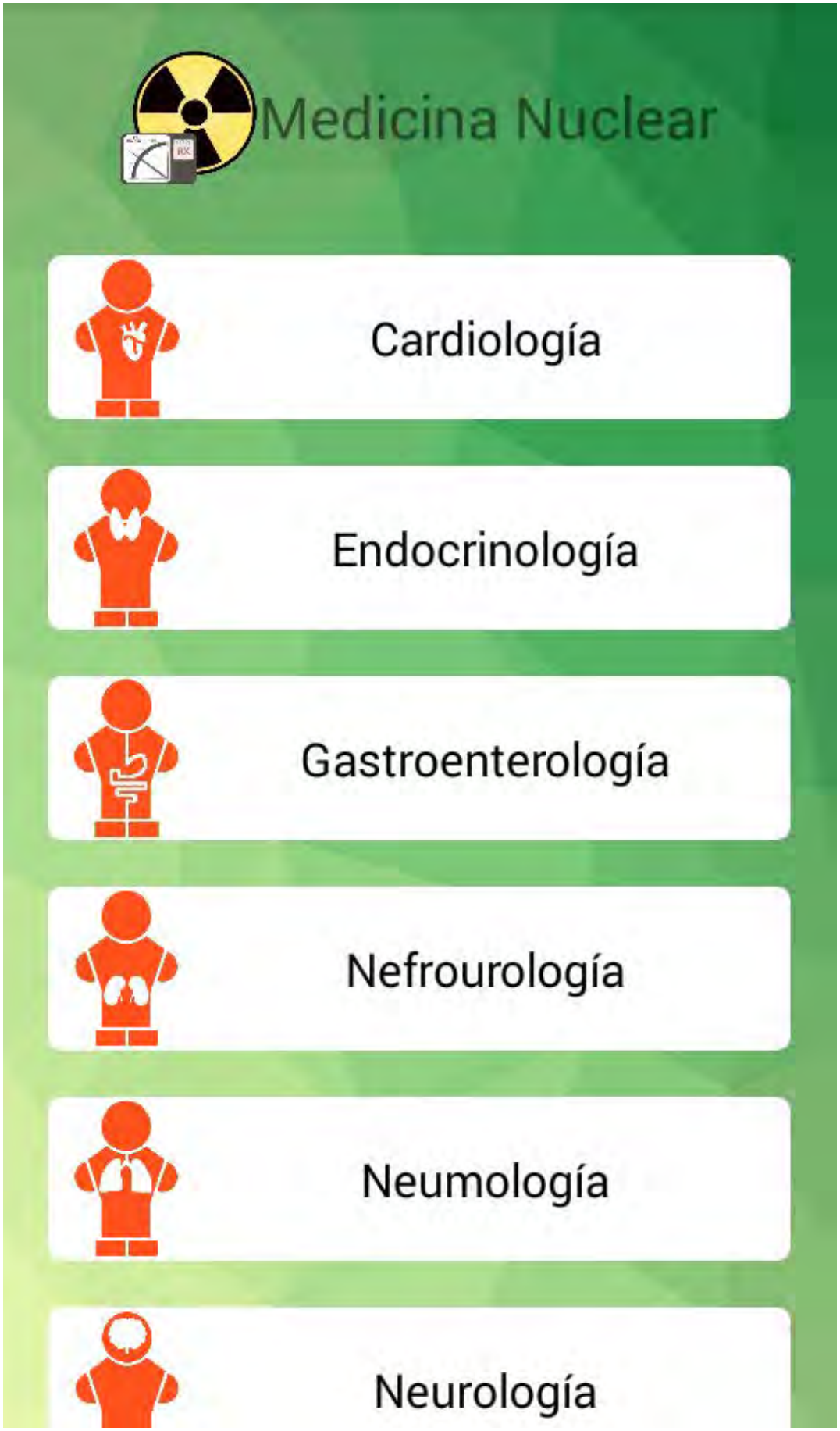
En “Más información” se ha añadido una breve explicación de las magnitudes y unidades utilizadas en Protección Radiológica, los factores de ponderación para distintos tejidos y tipos de radiación, los límites de radiación para trabajadores profesionalmente expuestos y público e información sobre las distintas señales con tréboles de colores que se encuentran en un hospital en las áreas de Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear.

Por último, en “Imágenes” se utilizan dibujos propios para explicar en qué consisten algunos de los procedimientos que se llevan a cabo en el diagnóstico por imagen.

CONCLUSIONES

Toda la información utilizada en la aplicación es oficial y se puede encontrar en la bibliografía o en internet, pero al ser conocida sólo por los especialistas no es fácilmente accesible por los pacientes. Se ha diseñado una aplicación sencilla, fácil de usar y muy concreta, en la que se especifica en todo momento que no existen límites de radiación para pacientes e indicando que en caso de querer información más detallada ó individualizada se debe contactar con un Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.


Radiación En Medicina
RAYOS X
MEDICINA NUCLEAR
NIÑOS Y EMBARAZADAS
RADIACION NATURAL
HISTORIAL PERSONAL
REFERENCIAS
MÁS INFORMACIÓN
IMAGENES


Medicina Nuclear
Cardiología
Endocrinología
Gastroenterología
Nefrourología
Neumología
Neurología

ID: 01162
Tipo: Oral
Área temática: Educación, Formación y aspectos sociales

EXPERIENCIA DE LA RED “PROTECCIÓN RADIOLÓGICA”

Eduardo Medina Gironzini[1]

1) Red Protección Radiológica

Objetivo.- Las redes sociales permiten compartir conocimientos y mejorar las relaciones entre especialistas. Este hecho no es ajeno en protección radiológica. El Facebook permite que se pueda hacer uso de videos y presentaciones para divulgar conocimientos y además se distribuyan noticias, publicaciones y artículos de interés técnico que permiten la actualización de conocimientos y se mejore la protección radiológica en el trabajo diario. En este trabajo se muestra la experiencia de la red “Protección Radiológica” que en sus primeros 42 meses cuenta con 17100 suscritos mayormente de países hispanoparlantes.

Material / Métodos.- En América Latina se inició la divulgación de temas de protección radiológica en 1991 con el Boletín “Protección Radiológica” cuyos 65000 ejemplares fueron distribuidos durante 10 años en 40 países. Luego se crea la lista de interés “Radioprotección” en marzo de 2002 que está vigente con unos 2500 suscriptores de 32 países mayormente de habla hispana. Además de esta lista de intercambio de mensajes por correo electrónico, también se usa el Facebook para divulgar anuncios de cursos, actividades científicas, artículos, videos, publicaciones, opiniones y enlaces sobre protección radiológica y temas afines. Para cumplir con esta finalidad, el 8 de julio de 2013 se crea el grupo “Protección Radiológica”: www.facebook.com/groups/proteccion.radiologica.oficial/ donde los suscritos pueden acceder a toda la información publicada desde la creación del grupo. Se calcula que los suscritos de unos 45 países, reciben unas 30 publicaciones semanalmente. Las publicaciones son aprobadas por el moderador, quien es responsable de la búsqueda de información en los diversos medios y para lo cual se suscribe a grupos y páginas de organizaciones como: ICRP, IRPA, OIEA, OPS, SEFM, SEPR, RRIAN, RPOP, AAPM, LANENT, ALFIM, NRC, ARN, FORO, Health Physics Society, etc. El grupo ha sido un importante medio para anunciar los congresos, simposios y eventos técnicos nacionales e internacionales. También se han anunciado videoconferencias y se ha distribuido enlaces para descargar más de 50 publicaciones. Los cursos presenciales y virtuales también han sido anunciados y se han publicado las noticias técnicas de los diarios y revistas. Los enlaces a videos y presentaciones también han sido motivo de divulgación en el grupo, así como las infografías y fotos. El moderador diariamente supervisa los temas a publicar y además se entera de los temas que tienen más acogida ya que visualiza la cantidad de visitas de cada publicación. Se destaca que los temas de mayor interés son los del campo médico. Desde la creación del grupo cada semana se divulgan “Noticias” de los medios. Para complementar este trabajo y a fin que algunos temas sean de fácil acceso para personas que no cuentan con Facebook, se utiliza la página: www.facebook.com/Proteccion.Radiologica.Oficial. Dependiendo de la importancia del tema y a fin de tener un mayor alcance, también se divulgan las publicaciones de la página en diversos grupos de carácter académico, profesional o técnico.

Resultados.- Mediante el grupo o red “Protección Radiológica” se permite el intercambio de información sobre diversos temas de protección radiológica. El grupo está formado por personas que trabajan de manera independiente o en organismos reguladores, universidades, instalaciones radiactivas y nucleares y en general en entidades nacionales e internacionales, tanto públicas como particulares. Se ayuda a resolver problemas técnicos, incrementar la colaboración, actualizarse en el tema, conocer a especialistas y ampliar su círculo profesional entre colegas de diversos países. El anuncio de eventos técnicos ha permitido que especialistas de diversas entidades puedan participar en los mismos, incluso en videoconferencias y participar en cursos presenciales y virtuales.

Conclusiones.- El grupo está cumpliendo con su objetivo para el cual fue creado y contribuyendo a mejorar la protección radiológica.


Cómo buscar un tema en el Grupo PROTECCION RADIOLOGICA
www.facebook.com/groups/proteccion.radiologica.oficial/
Coloca la palabra que buscas y luego haz click
Eres miembro
Compartir
PROTECCION RADIOLOGICA
Miembros
Eventos
Fotos
Archivos
Buscar en este grupo

ID: 01173
Tipo: Oral
Área temática: Educación, Formación y aspectos sociales

Creación de Capacidades en Protección Radiológica. Resultados intermedios del proyecto ENETRAP III.

Marisa MARCO[1] , Cristina LLORENTE[1] , Michèle COECK[2]

1) CIEMAT, España 2) SCK•CEN, Belgica

La serie de proyectos europeos ENETRAP se centran en la realización de actividades para la mejora de la educación y la formación en materia de protección radiológica (PR), a nivel nacional y europeo. En este sentido, el proyecto FP7 ENETRAP III, añade nuevos e innovadores temas a los enfoques de E & T existentes en Protección Radiológica (PR) tales como nuevos esquemas de referencia europea (European Reference Training Scheme, ERTS) para la formación y entrenamiento en protección radiológica, el Sistema Europeo de Créditos para la Educación y Formación Profesionales (ECVET), introduciendo en el perfil profesional del Experto en PR y del Oficial de PR. Promoviendo una transferencia eficiente de conocimientos y fortalecimiento de capacidades en Europa.

Una infraestructura sostenible de educación y formación (E & T) en PR es el componente esencial para asegurar un nivel de competencia elevado, el desarrollo continuo de personal bien entrenado y una adecuada gestión del conocimiento, con objeto de combatir la disminución de los conocimientos especializados y garantizar la continuación del alto nivel de conocimientos en el futuro.

En este trabajo se presenta la herramienta desarrollada para la creación de capacidades en el marco del Proyecto ENETRAP con objeto de garantizar su sostenibilidad en el futuro

ID: 01203
Tipo: Oral
Área temática: Educación, Formación y aspectos sociales

Portal Educativo de Protección Radiológica. Herramienta para la formación de los profesionales expuestos.

Rosa Villarroel[1] , Marco Marisa[2] , Maria Jesús Pinos[1] , Cristina Llorente[2] , Rosa Campos[1]

1) CSN 2) CIEMAT

RESUMEN

La adecuada formación en protección radiológica (PR) constituye el pilar básico en el que se apoya la cultura de seguridad, en concreto para la protección contra los riesgos derivados de la exposición a las radiaciones ionizantes, la Directiva 2013/59/EURATOM lo tiene en cuenta y establece la necesidad de garantizar y mejorar los requisitos y cualificaciones de los actores de la protección radiológica ocupacional.

Dese el año 2003 el CSN y el CIEMAT han estado trabajando conjuntamente en el desarrollo, mantenimiento y actualización de material docente para la impartición de los cursos de PR para la obtención de licencias y acreditaciones para la operación en instalaciones radiactivas y de radiodiagnóstico médico, en soporte digital, accesible a través de internet desde el Portal Educativo de Protección Radiológica, con el objetivo de establecer la armonización de los programas de formación y facilitar la formación de todos los profesionales.

Uno de los aspectos principales del mantenimiento además de los contenidos, ha sido la constante actualización y mejora del portal en los aspectos relativos tanto a la accesibilidad del material como a la gestión del portal, haciendo uso de los avances en las tecnologías de la información y comunicación.

Los datos estadísticos obtenidos del uso del portal, así como el feedback directo, obtenido de la cuenta de correo electrónico formacioncsn@ciemat.es, revelan el enorme interés y utilidad que tiene el portal para la sociedad, con más de 54.000 usuarios diferentes y 101.084 sesiones abiertas en los últimos cinco años, procedentes de 85 países diferentes, en su mayoría hispanoparlantes. La información extraída de la aplicación que soporta las autoevaluaciones, indica que desde la creación de la cuenta de usuario se han realizado 136.867 autoevaluaciones entre todas las áreas, con un crecimiento importante en todas las áreas de conocimiento incluidas.

En este trabajo se presentan los principales aspectos contenidos, los datos y las estadísticas de uso desde que se realizó la remodelación y actualización del portal en julio de 2010, por lo que se cuenta ya con información suficiente con la que valorar la utilidad del portal así como las actividades en desarrollo actualmente.

ID: 01298
Tipo: Oral
Área temática: Educación, Formación y aspectos sociales

Simulador de Factores Humanos en la escuela de formación de las Centrales Nucleares de Ascó y Vandellós, Tarragona

FERRAN GODAYOL DELGADO[1] , JOSE MIGUEL MORRAL CARDUCH[1]

1) TECNATOM, S.A.

I. objetivos del trabajo

El impulso para mejora de la seguridad y la orientación hacia objetivos de excelencia, tomando como referencia estándares internacionales, requieren dotaciones de recursos para sistematizar los procesos de formación que garanticen la cualificación de los trabajadores y el mantenimiento de dicha cualificación.

Se ha hecho realidad un nuevo entorno de formación que permite mejorar comportamientos y actitudes en línea con una cultura constructiva. Estas nuevas instalaciones han sido diseñadas y desarrolladas para poder simular la realización de trabajos en campo, lo que, unido a un método de aprendizaje basado en la realización de tareas, abren la posibilidad de entrenar y practicar un amplio rango de competencias.

II. materiales y métodos

Una de las características establecidas para las instalaciones es que éstas sean lo más flexibles y tengan un diseño modular, que permitan adaptarse a las necesidades y a un desarrollo progresivo.

La instalación está formada por un lazo hidráulico y unas estaciones de entrenamiento.

El primero esta formado por dos trenes que pueden intercomunicarse . Cada tren cuenta con un depósito atmosférico utilizado como pulmón con capacidad de aumentar la temperatura hasta 40ºC a través de tres resistencias eléctricas, de una bomba centrífuga que recircula agua a una presión de 1,5 bar, y de diferentes tipos de válvulas .

En las instalaciones del simulador se han ubicado once estaciones de entrenamiento en las que se explican aspectos esenciales para el personal que trabaja en una central nuclear como son la protección radiológica, la prevención de riesgos laborales o el manejo de productos químicos, entre otros. En estos espacios se encuentran instrumentos y materiales con los que realizar prácticas de entrenamiento en dichas materias.

Protección radiológica: Se explican las principales medidas de Protección Radiológica y los principios ALARA. En este espacio también se enseña cómo es la entrada y salida a zona radiológica, el vestuario a utilizar y cómo vestirse y desvestirse para evitar la contaminación.

FOTO 1 demostración de la realización de una zona de paso en zona radiológica

Desarrollo del material didáctico:

Se ha diseñado y desarrollado los libros del alumno y del instructor de los escenarios de las sesiones Refuerzo de comportamientos y de las Estaciones de Entrenamiento bajo la supervisión y validación de las diferentes líneas organizativas de planta implicadas.

Métodos de aprendizaje:

Cada sesión está dividida en tres fases:

Fase de Inicio: consta de una pequeña parte lectiva de una hora donde se recuerdan las técnicas de prevención del error humano, expectativas de protección radiológica y normas de prevención de riesgos laborales.

Fase de Ejecución del Escenario: se realiza una tarea en el lazo hidráulico.

Fase de Postcrítica.

III. resultados.

Una de las partes más difíciles de valorar es como representar la mejora que han experimentado los alumnos filtrando agentes externos que pueden alterar los resultados.

Ciertos indicadores, como el número de contaminaciones a la salida de Zona Radiológica, muestran claros descensos.

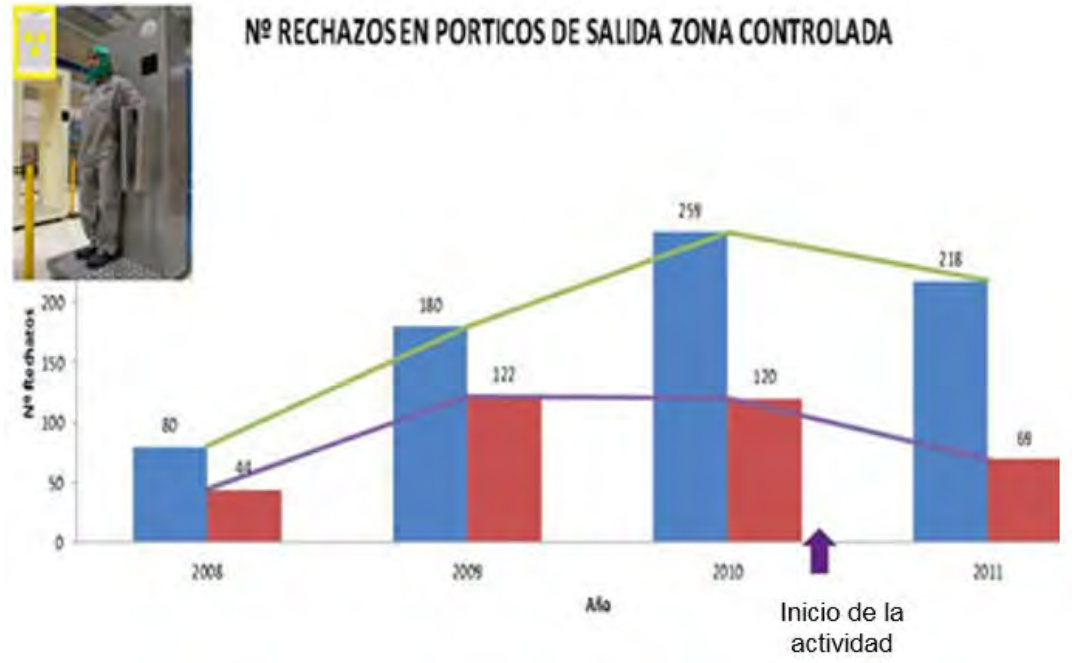
GRÁFICO 1 nº rechzos en porticos de salida zona controlada

IV. Conclusión

El simulador de FFHH se convierte en una herramienta muy potente para la formación del personal de planta, para transmitir expectativas y conocimientos técnicos de forma práctica. La experiencia adquirida durante estos seis años ha sido muy positiva. No hay duda que una de las claves es la posibilidad de poder transmitir la formación de una manera práctica, consiguiendo que los alumnos interioricen los contenidos para luego en la planta trabajar de forma correcta en sus tareas.

Ha sido fundamental la integración de cada una de los departamentos de las centrales de Ascó y de Vandellós, tanto para el diseño como para el desarrollo y la implantación de las diferentes acciones formativas.





ID: 00922
Tipo: Oral
Área temática: Simposio de técnicos: Protección radiológica en los centros hospitalarios

Implementación de un Sistema de Notificación Personalizada para TPEs en el Medio Hospitalario

MONICA HERNANDEZ GARCIA[1] , JESUS CORTES RODICIO[1] , MARIA ANGELES GARCIA FIDALGO[1]

1) O.S.I. ARABA

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Tras ser asumida la gestión dosimétrica por el Servicio de Física Médica y Protección Radiológica (SFMPR) de la OSI Araba -Sede Santiago-se identificaron una serie de necesidades que requerían acciones de mejora [1]. Dentro del área administrativa una de las tareas propuestas fue crear una base de datos destinada al control de recibo, envío y cambio mensual de los dosímetros. Dicha base de datos contiene un programa que genera automáticamente notificaciones personalizadas dirigidas a los trabajadores profesionalmente expuestos (TPEs) que no han cambiado su dosímetro personal. El objetivo de este estudio es demostrar que este medio de gestión permite un mejor control de la dosimetría personal.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha creado una base de datos para poder gestionar el recibo, envío y cambio de dosímetros de cada TPE mensualmente. Esta base es un archivo Excel cuyas páginas representan a cada uno de los servicios adscritos al programa de Protección Radiológica. Cada hoja contiene dos tablas, una que representa gráficamente los datos pormenorizados de cada dosímetro personal (usuario, dosímetro recibido y enviado) y otra que contiene el resumen mensual de todos los aspectos registrados.

Fig.1. Ejemplo de gestión de un servicio adscrito al programa de PR.

Una vez realizado el cambio y envío de los dosímetros para su lectura, registramos los dosímetros no cambiados del mes y generamos, mediante un software creado a tal efecto, las notificaciones personalizadas a cada TPE, que son enviadas mediante correo interno. Además se registra el número de solicitudes de dosímetro perdido cada mes.

RESULTADOS

Como indicador de la mejora de calidad de la gestión dosimétrica, se muestra en la Fig. 2 el porcentaje de dosímetros no cambiados mensualmente. Desde el comienzo del envío de las notificaciones en mayo-2015 se observa una disminución del porcentaje de dosímetros no cambiados del 15% al 7% en promedio, aunque, si no tenemos en cuenta los picos estacionales debido a los periodos de vacaciones, éste se sitúa en el 5,3%.

Fig. 2 Datos por mensualidades de los dosímetros no cambiados y notificaciones de pérdidas. Se observa un descenso desde mayo de 2015, fecha de implantación del sistema de notificación personalizada.También se observa un aumento de las notificaciones de pérdidas en el mismo periodo.

Además, tras la implantación del sistema, se puede observar que en aquellos periodos en los que desciende el número de dosímetros no cambiados (Jun-15 a Oct-15) se produce un aumento del número de notificaciones por pérdidas, lo que indica que se realiza la regularización del curso de los dosímetros.

CONCLUSIONES

Este sistema de gestión dosimétrica personalizado permite tener un control riguroso respecto a los dosímetros que recibimos y que enviamos para su lectura. También permite conocer por servicios el número de TPEs que no han realizado el cambio mensual de su dosímetro. A través del correo interno la notificación siempre es recibida por el trabajador, lo cual hace que se cumpla el objetivo esperado: ponerse en contacto con el SFMPR para

regularizar el estado de su dosímetro.

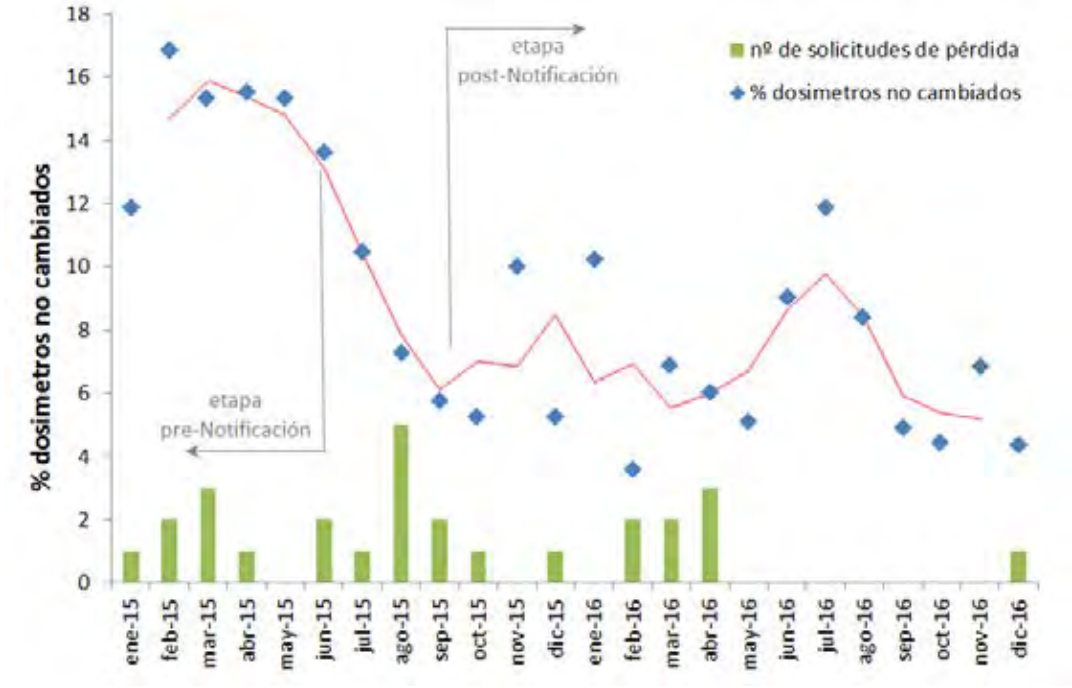
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] M. Hernandez-Garcia, J. Cortes-Rodicio, M.A. Garcia-Fidalgo. *Puesta en marcha de la Gestión dosimétrica en un Nuevo Complejo Hospitalario*. IV Congreso SEFM-SEPR (2015) Valencia (Comunicación Oral)

UROLOGÍA									
APELLIDOS Y NOMBRE	ene-15	feb-15	mar-15	abr-15	may-15	jun-15	jul-15	ago-15	sep-15
TPE 1									
TPE 2									
TPE 3									
TP E4									
TPE 5	*	*							
TPE 6									
TPE 7									
TPE 8									
TPE 9	*					*			
TPE 10									
TPE 11									
TPE 12								*	
TPE 13									
TPE 14									

BAJA DOSIMÉTRICA

TABLA 2									
Total de trabajadores mensual	10	10	11	11	11	10	9	10	10
Total de dosímetros recibidos	9	9	11	11	11	10	9	10	9
Dosímetros no cambiados *	2	1	0	0	0	1	0	1	0
Dosímetro No recibido	1	1	0	0	0	0	0	0	1



ID: 01245
Tipo: Oral
Área temática: Simposio de técnicos: Protección radiológica en los centros hospitalarios

FDGControl: DISEÑO DE UNA APLICACIÓN PARA LA GESTIÓN DE TIEMPOS Y ACTIVIDADES EN PACIENTES TEP

Jaime Gordillo Cerezo[1] , José Abelardo Martín-Viera Cueto[1] , Yolanda González Almansa[1] , Manuel Sánchez Hidalgo[1] , María Isabel Terrón Franco[1] , Manuel Montoza Aguado[2] , Cristina Moreno Sáiz[1]

1) U.G.C. Radiofísica Hospitalaria - Hospital Regional Universitario de Málaga 2) Unidad de Radiofarmacia - Hospital Regional Universitario de Málaga

1. OBJETIVO

Diseño y realización de una aplicación para comunicar y conocer la situación en la que se encuentran los pacientes citados para la obtención de imágenes TEP (Tomografía por Emisión de Positrones), así como la actividad radiactiva almacenada en radiofarmacia en cada momento.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

La obtención de imágenes TEP (Tomografía por Emisión de Positrones) con Flúor-18 lleva asociado dos importantes problemas:

- La producción externa del radiofármaco.
- El corto período de semidesintegración.

Por otro lado, es primordial tener un control exhaustivo de la dosis inyectada al paciente así como de los tiempos en los que ocurren las diferentes fases del proceso hasta obtener las imágenes.

Se presenta un conjunto de aplicaciones en entorno Android programadas en Java, con un triple objetivo:

- Controlar las diferentes fases del proceso y los tiempos asociados a cada uno de ellos.
- Controlar tanto la actividad restante del radiofármaco recibido como la actividad real inyectada y remanente en el paciente.
- Comunicar a los diferentes profesionales no sólo la situación del proceso en el que se encuentra el paciente sino también transmitir los mensajes necesarios.

3. RESULTADOS

En la figura 1 se presenta la captura de pantalla en la que se introducen los datos de la actividad radiactiva recibida y de la programación de pacientes prevista.

A lo largo de las demás pantallas, se irá comunicando el proceso en el que se encuentra el paciente a los distintos profesionales que intervienen en la obtención de las imágenes, así como una interface para remitir mensajes entre dos o más profesionales.

4. CONCLUSIONES

Se espera que la puesta en marcha de las aplicaciones traigan consigo un mayor control tanto de los pacientes a lo largo del proceso como de la actividad remanente, junto con una fluida comunicación entre profesionales.


11:20
Datos de la Actividad Prevista
DATOS DE CALIBRACIÓN
Actividad (MBq) Volumen (ml) Actividad (mCi)
4850
5.0
131.08
Hora
Fecha
7:45:00
18/1/2017
PACIENTES
Nº Pacientes Intervalo (min) 1er Paciente
5
60
8:15
DOSIS PATRÓN
UNIDADES
Acti./kg Máximo Mínimo
0.12
15
7
MBq
mCi

ID: 00913
Tipo: Oral
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

SCRIPTING EN LOS SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

Rubén Abella Cereigido[1] , Victor Hernández Masgrau[1]

1) Hospital Universitari Sant Joan de Reus

I. INTRODUCCIÓN

La revisión de las planificaciones de RT es una etapa fundamental para evitar tanto errores en el tratamiento como retrasos en su inicio. Por ello, una revisión automatizada puede ayudar a la detección y corrección de estos errores.

Algunos sistemas de planificación permiten programar *scripts* que ayudan a automatizar la verificación de las planificaciones. Además, son lo suficientemente flexibles para adaptarse a las necesidades de cada centro.

II. MATERIAL/MÉTODOS

Los *scripts* son programas cortos que se ejecutan en *run-time* sobre otro programa, en este caso sobre el Sistema de Planificación (SP). Para que exista una comunicación entre el SP y los *scripts* se necesita una *Application Program Interface* (API), que consiste en una librería de subrutinas, funciones y métodos que permiten esta relación. El SP Eclipse utiliza la *Eclipse Scripting Application Program Interface* (ESAPI). Para explotar esta librería, acceder a los datos del sistema y realizar los programas (*scripts*) de verificación se utiliza el lenguaje de programación C#. La programación de los *scripts* se realiza con Visual Studio Community 2015, editor de código gratuito de Microsoft.

La ESAPI da acceso de lectura a los datos del plan de tratamiento. Esto permite disponer de la información de los planes, imágenes, dosis, estructuras e histogramas dosis-volumen. Además, se pueden usar consultas SQL que permiten el acceso a la base de datos de ARIA. Esto permite obtener información adicional, ya sea ampliando los elementos propios de la librería ESAPI (p.ej. *DeltaCouch*) o accediendo a elementos ajenos a esta, como puede ser la prescripción del médico.

III. RESULTADOS

En nuestro centro se han realizado dos scripts:

1. *PlanCheck*: Muestra información del plan de tratamiento y verifica varios parámetros. Los resultados se muestran a través de tres pantallas: Información, Verificación y Avisos (Fig.1).

La información mostrada es:

- Dosis total y por fracción.
- Cobertura del *Target Volume.*
- Dosis representativas en el cuerpo.
- Número de isocentros.

- Unidades monitoras (UM) totales y UM/Gy.

Los principales parámetros verificados son los siguientes:

- Coincidencia entre la dosis prescrita por el médico y la del plan.
- Dosis recibidas previamente por los puntos de referencia.
- Dosis media en el PTV.
- Cobertura de la matriz de cálculo.
- Origen de coordenadas.
- Número de isocentros.
- Campos de verificación (*Field Setups*).
- *DRRs.*
- Proyección de las estructuras en las *DRRs*.
- Nombres de los *Cerrobends* y *Bolus*.
- Tasa de dosis y energía según técnica.
- Algoritmo de cálculo.
- Inserción de la estructura de mesa.
- Estructuras con HU asignadas manualmente.
- Posibles colisiones del cabezal con la mesa y/o el paciente.

Fig. 1. Salida del *script PlanCheck*

2. *ConstraintCheck*: Compara las dosis recibidas por los órganos de riesgo, ya sea en planes individuales o suma de planes, con las tolerancias definidas por el médico (Fig.2). Para este *script* es imprescindible el uso de consultas SQL a la base de datos ARIA.

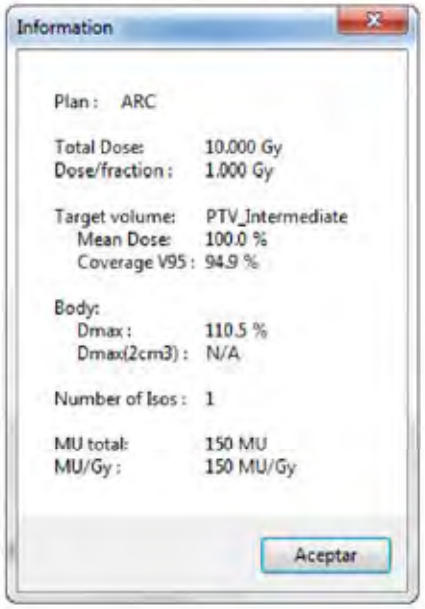
Fig. 2. Salida del *script ConstraintCheck*

IV. CONCLUSIONES

La automatización del proceso de verificación de los planes de tratamiento mediante *scripts* posibilita:

- Una gran disminución de errores no detectados.
- Una mayor protocolización del proceso.
- Adaptación a las necesidades y particularidades de cada centro.
- Reducción de los tiempos y cargas de trabajo asociados.

1a Pantalla - Información

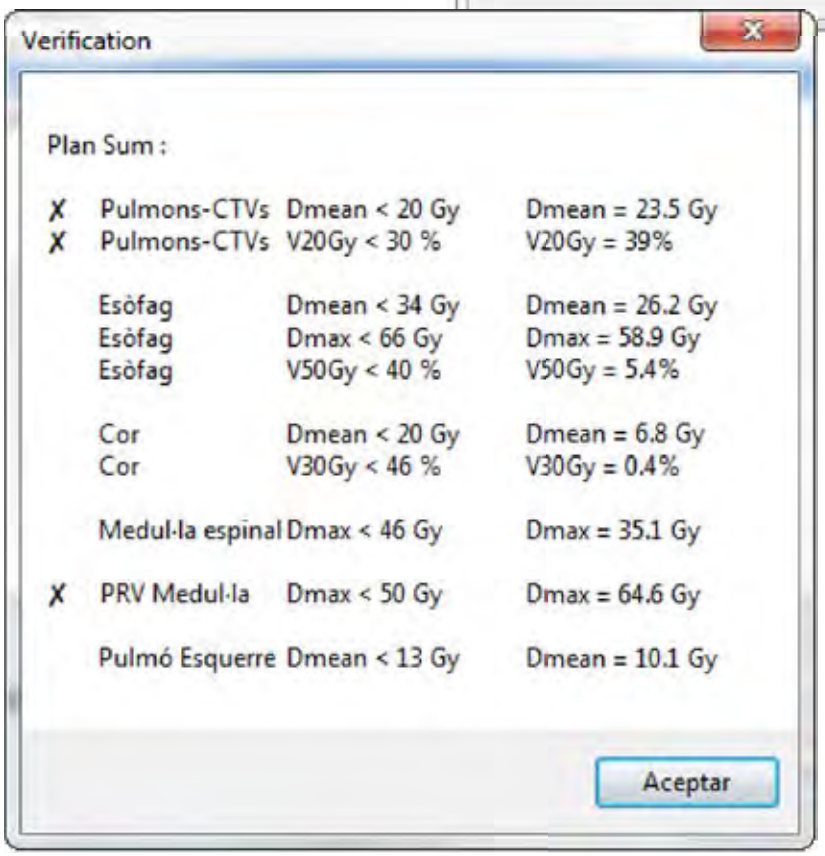


2a Pantalla - Verificación



3a Pantalla - Avisos





ID: 01014
Tipo: Oral
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

CONTROLES DE CALIDAD DEL TAC INCLUYENDO LA ADQUISICION 4D EN EL HOSPITAL LA FE

Leonor Zazo Garcia[1] , Jorge Bonaque[1]

1) Hospital La Fe Valencia

OBJETIVOS: Realizar una prueba/test única *end to end* como protocolo de control de calidad mensual del sistema de simulación de tratamientos de radioterapia 4D, donde se evalúa tanto el TAC como el sistema de sincronización respiratoria.

MATERIAL Y MÉTODOS: El TAC utilizado es el *BigBore* (Philips, Germany) en el que está instalado el sistema 4D *Respiratory Gating System* (RPM, Varian Medical System, USA). El procedimiento desarrollado se basa en un sólo maniquí, *Quasar Programable respiratory Motion Phantom*.

El test *end to end* consta de 7 apartados en los que se revisa todo el procedimiento de la simulación de tratamientos, iniciado en el chequeo del funcionamiento correcto de la propia cámara de infrarrojos del sistema RPM hasta finalizar en el análisis del volumen y movimiento centro de masas (CM) de las propias estructuras en movimiento del maniquí:

i. Chequeo de la cámara de infrarrojos del sistema RPM. Calibrado de la cámara mediante el sistema *Six-Dot Marker Block* (un pequeño fantoma, que se centra en las tres dimensiones del espacio, con 6 puntos que nos ayuda a su visualización.

ii. Verificación de los láseres de posicionamiento y planitud de la mesa.

iii. Montaje del maniquí *Quasar (Figura 1-1)*. Se centran los láseres exteriores del TAC en los perdigones colocados en el fantoma y se pone en movimiento el dispositivo colocando el *Six-Dot Marker* sobre la plataforma movible seleccionando la frecuencia a 16 BPM.

iv. Adquisición de un patrón de movimiento y análisis de la constancia de los parámetros dinámicos amplitud y frecuencia. Asignación de unos valores límite de control.

v. Adquisición TAC 4D.

vi. Exportación de las imágenes 4D y los datos de la sincronización a la red Aria. Evaluación del sistema de coordenadas.

1. Chequeo de los de las unidades *Hounsfield* del TAC.
2. Creación y análisis de las estructuras (Figura 1-2), mediante las herramientas de contorno de la red ARIA, en las 10 fases (Figura2-1,2) reconstruidas en las imágenes 4DCT.

RESULTADOS: Con respecto a la constancia y repetibilidad de los valores dinámicos adquiridos en la simulación, encontramos que estos se encuentran dentro de la tolerancia establecida en nuestro centro con un valor de amplitud de 10±0.5 mm.

La constancia en el posicionamiento de los láseres de posicionamiento de radioterapia y los valores Hounsfield de las imágenes adquiridas se encuentran también dentro de las tolerancias establecidas en nuestro sistema de referencia inicial del TAC.

Por último, la creación y análisis de las estructuras en las diferentes fases reconstruidas nos permite evaluar la

constancia y repetibilidad además de permitir establecer a lo largo de los próximos controles mensuales, una tolerancia asociada a este procedimiento.

CONCLUSIÓN: Con este procedimiento en el que se han aunado dos controles de calidad. Siguiendo las recomendaciones internacionales[1] en las que se establece una serie de controles con una periodicidad mensual y anual para el QA RPM. En este control mensual del QA RPM junto con el control de calidad mensual del TAC BigBore de Philips se ha conseguido optimizar el tiempo de uso del TAC para los diferentes controles que tiene establecidos la unidad de Radiofísica en el Servicio de Oncología Radioterápica, simplificando el procedimiento y agilizando la obtención de resultados.



Imagen 1: 1) Maniquí Quasar (*Modus Medical Devices*); 2) Herramienta *Contorno* de ARIA (*Varian, Medical System*)

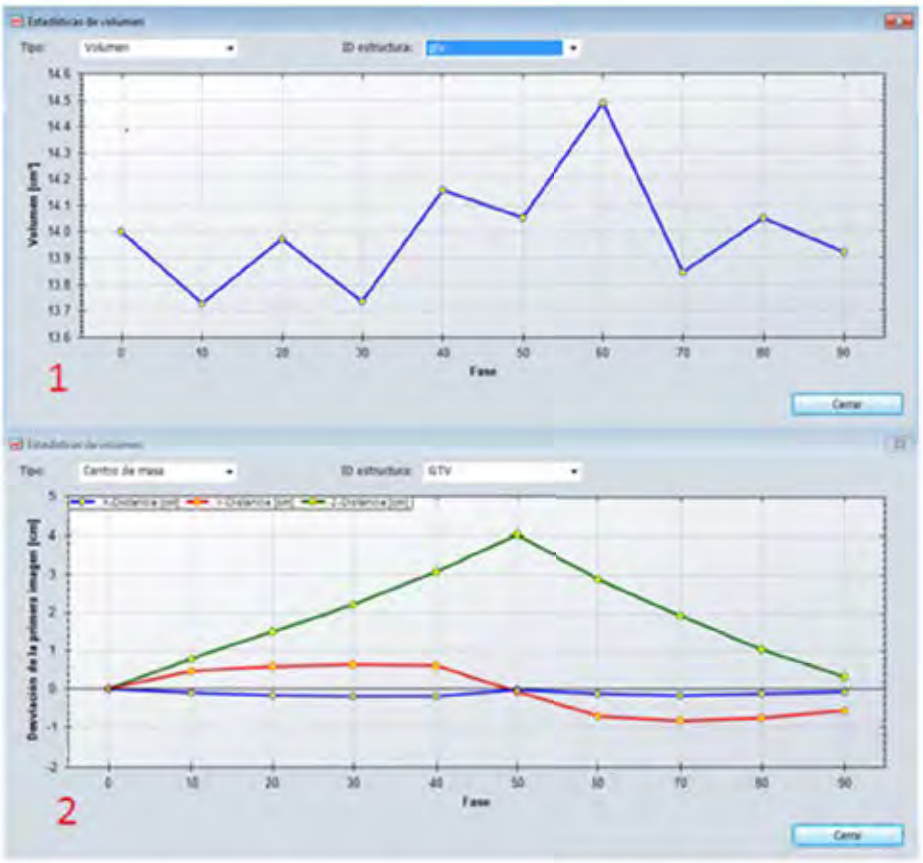


Imagen 2: 1) Estadística de Volumen 2) Estadística de Centro de masas; *Contorno* de ARIA (*Varian, Medical System*)

ID: 01015
Tipo: Oral
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

La Verificación Experimental del Tratamiento del Craneoespinal con VMAT en el Hospital La Fe

Leonor Zazo Garcia[1] , Françoise Lliso[1]

1) Hospital La Fe

OBJETIVOS: Este trabajo se centra en la verificación del tratamiento del craneoespinal con la técnica en IMRT arco VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*), verificación dosimétrica a realizar en cada plan, previa a la administración del tratamiento.
Como en general en la IMRT, la verificación consiste en el cálculo del plan del paciente sobre maniquís determinados; este cálculo se compara con los valores experimentales obtenidos tras la aplicación del tratamiento sobre el maniquí, para la detección de posibles errores tanto del propio sistema de planificación o como del proceso de transmisión y aplicación del tratamiento.
En nuestro hospital se ha establecido el VMAT como la técnica indicada para los tratamientos craneoespinales, siendo necesario el uso de varios isocentros dada la longitud del PTV. Dadas las particularidades de los diferentes métodos de verificación (planares, volumétricos, medida global, por arco, etc.) y la complejidad de este tipo de planificación se utilizan varios dispositivos diferentes.
En este trabajo se presenta la experiencia y resultados típicos en estas verificaciones.

MATERIAL Y MÉTODOS: Los sistemas utilizados para la verificación del tratamiento con la técnica del craneoespinal son: a) *Octavius* 4D con el *array* o sistema de multicámaras de ionización 729, ambos equipos de PTW; b) *EPID* y Portal Dosimetry de Varian y c) cámara de ionización en maniquí.

a) El maniquí *Octavius* gira de forma sincronizada con el brazo en la administración del VMAT adquiriendo constantemente la dosis. A partir de estas medidas se generan unas distribuciones de dosis en 3D dentro del maniquí que, posteriormente, se comparan con las calculadas por el planificador mediante la aplicación *Verisoft.* El criterio de comparación es el bien conocido gamma, utilizándose como valor de referencia 3%-3 mm, es decir, cuántos puntos están dentro de una diferencia de dosis 3% en un radio de 3 mm.

b) Con el sistema *EPID* se adquiere una matriz de dosis relativa acumulada en todo el giro del VMAT para cada arco. Esta se analiza teniendo en cuenta la predicción realizada por el sistema de planificación Eclipse, mediante la aplicación *Portal Dosimetry*, realizando la comparación también mediante el criterio gamma 3%-3 mm, en este caso 2D.

c) Cámara de ionización en un maniquí cilíndrico. Se usa una cámara de pequeño volumen (PinPoint de PTW, 0.15 cm^3) centrada en las uniones entre arcos de los diferentes isocentros y un electrómetro Unidos de PTW. En el planificador se calcula la dosis en el maniquí al que se ha realizado un TAC, se toma como referencia el valor obtenido en el centro de la cámara así como de una nube de puntos muy próximos para tener en cuenta posibles incertidumbres en la colocación. Se adquieren las medidas en el acelerador administrando el tratamiento del paciente, desplazando el maniquí según unos desplazamientos previstos en el planificador, para que la cámara quede justo en la zona de unión de campos. El valor obtenido en la medida se compara con el cálculo en una hoja Excel personalizada para cada paciente.

RESULTADOS: Siguiendo este procedimiento, desde el año 2013 hasta la actualidad se han verificado los tratamientos de 21 pacientes.

- En esta verificación compleja se dispone de un protocolo bien establecido en el que los tiempos típicos empleados son: preparación de la verificación aproximadamente treinta minutos; adquisición y ocupación de la Unidad: unos cincuenta minutos.
- El porcentaje típico de puntos que cumplen el criterio gamma 3D 3%-3 mm con Octavius es de un 90%, igualmente un 90% para Portal Dosimetry y una desviación promedio para la medida de punto de 1%.

CONCLUSIÓN

En nuestra opinión, se dispone de un protocolo bien establecido para la verificación del tratamiento del craneoespinal que permite validar, de una manera eficaz y con la precisión requerida, todo el proceso de planificación de este tratamiento de alta complejidad, tanto por la conformacion requerida como por involucrar hasta 3 isocentros

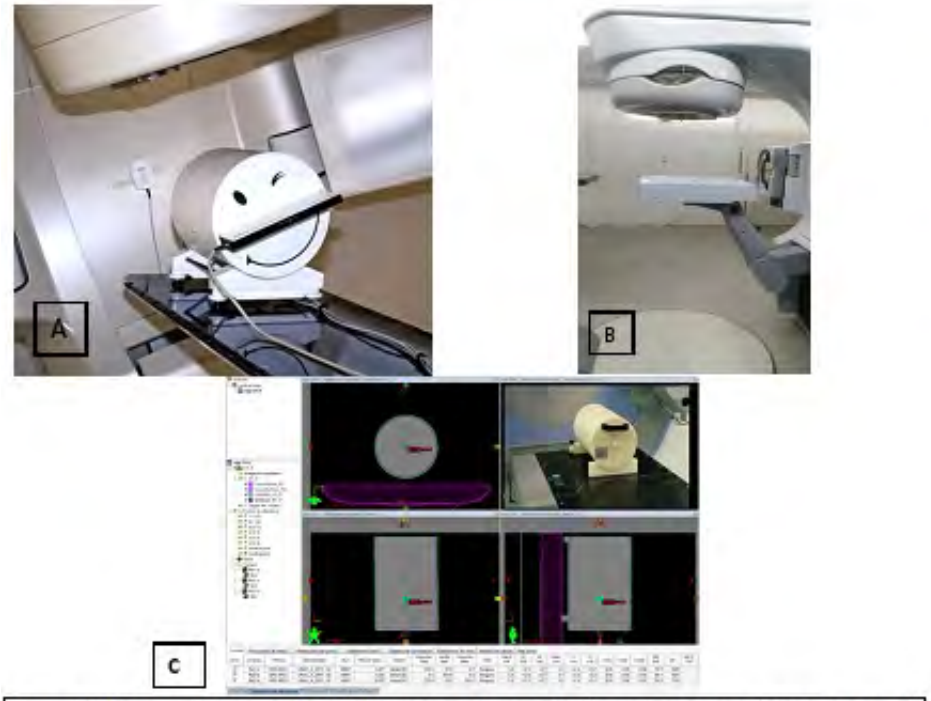


Figura A: Octavius; Figura B: Portal Dosimetry y Figura C: Cámara de ionización con maniquí cilindrico

ID: 01237
Tipo: Oral
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Incidencia en los tratamientos de VMAT del error en el giro de colimador

Noelia Martínez Cozar[1] , Alejandro Jiménez Martínez[1] , Alfredo Serna Berna[1] , Fernando Mata Colodro[1] , Vicente Puchades Puchades[1] , David Ramos Amores[1]

1) Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica

Objetivo

Dada la complejidad de los tratamientos VMAT en la que intervienen componentes tanto mecánicos como dosimétricos, es fundamental el ajuste preciso del acelerador para la correcta administración de los tratamientos. Uno de los posibles errores puede ser causado por el giro de colimador, ya que los tratamientos de VMAT conllevan un giro de colimador que varía entre 15º y 45º. El objetivo de este trabajo es evaluar la repercusión de errores en el valor del ángulo de giro del colimador.

Material y métodos

2 aceleradores Varian iX de 6 MV con MLC 120. El planificador es Eclipse V10. Se seleccionaron tres localizaciones: 1)próstata; 2)ORL, y 3)holocráneo. Todos los tratamientos fueron realizados con VMAT con un único arco y giro de colimador de 30º. Se prescribió a la mediana (D50), cumpliendo que el 95% de la dosis cubra el 98% del PTV (V95%>98%) y que el 105% de la dosis prescrita no supere al 5% del volumen (V105%< 5%).

A partir del plan de tratamiento de cada paciente se añadió un giro de colimador de +1.5º, +1º,+0.5º, -0.5º,-1º,-1.5º de forma manual en el planificador al plan original y se recalcularon los planes, obteniendo como resultado una nueva distribución de dosis en el paciente y un nuevo histograma dosis-volumen. Para cada PTV se analizan los siguientes parámetros de los DVH, D2%, D50%, D98%, comparándolos con los valores sin error en el giro de colimador. También se analiza el índice de homogeneidad según la expresión

HI= (D2-D98)/D50

Resultados y discusión

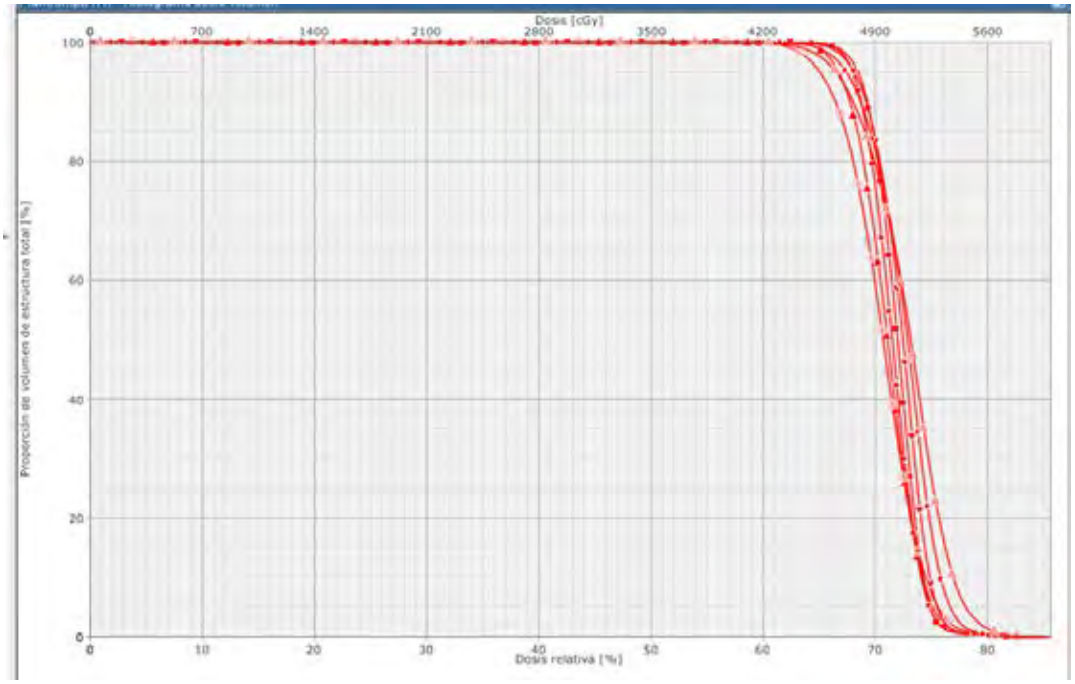
Al comparar los resultados obtenidos se observa que los efectos del error incorporado son mayores para los PTV´s mas alejados del isocentro, como ocurre con el PTV-N de la próstata, en el cual se observan variaciones de un 75% del valor de HI y de un 1,6% de la D50 cuando el error es de -1.5º, mientras que el valor de HI se incrementa un 64% y disminuye el D50 un 1,8% para un error de +1.5º de colimador. También es notable el cambio del valor del cubrimiento de la isodosis de 98% (D98) respecto al valor de referencia aceptado para el tratamiento, siendo un -4% con error de -1.5º y -5,8% para +1.5º y un D2 del 5% y 1,5% respectivamente. Pero incluso estando dentro de las tolerancias marcadas para IMRT según la AAPM (±1º) tenemos en este caso importantes cambios respecto de lo planificado para el volumen PTV-N, presentándose una D50 de +1.2% para un error de -1º o de -1.2% con un error de la colocación del ángulo del colimador de +1º, siendo el D98 de -2.2% y -2.7% y el D2 de +2,7 % y +0,7% respectivamente. La perdida de calidad del recubrimiento de un PTV alejado del isocentro puede verse en la Figura 1 donde se representa el PTV-N del tratamiento de ORL y como este se va degradando según se empeora el error del ángulo del colimador.

Cuando los volumenes a tratar son próximos al isocentro o el isocentro se encuentra centrado en ellos, el efecto del error es menor, como ocurre con el caso del holocraneo profiláctico, donde el HI y la D50 son casi constantes en los casos simulados. En ORL el PTV que más se ve afectado por el posicionamiento es el PTV-L que presenta variaciones de hasta el 15% en el valor de HI.

Si bien los PTVs pueden sufrir pérdida de calidad considerable al colocar el colimador con un giro erróneo respecto al teórico planificado, en los casos estudiados los OARs no son tan críticos.

Conclusiones

Se ha observado que errores en el giro de colimador puede dar lugar a importantes discrepancias dosimétricas entre lo calculado y lo real si los PTVs están alejados del isocentro, siendo recomendable que los errores del colimador estén por debajo de 0.5º. Los órganos de riesgo por lo general no presentan discrepancias fuertes



ID: 01240
Tipo: Oral
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Comprobación respuesta angular del array-2D seven29 (PTW) junto con el maniquí Octavius (PTW)

Noelia Martínez Cozar[1] , Alejandro Jiménez Martínez[1] , Alfredo Serna Berna[1] , Vicente Puchades Puchades[1] , Fernando Mata Colodro[1] , David Ramos Amores[1]

1) Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica

Objetivo

Dentro de las alternativas disponibles para la verificación de tratamientos de Intensidad Modulada (IMRT) como en los de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT), se encuentra la posibilidad de la verificación de la dosis en un plano mediante el equipo formado por maniquí y un array o matriz de detectores. En este trabajo se va a estudiar la respuesta angular que presenta el conjunto formado por el maniquí Octavius y la matriz de cámaras de ionización Seven29.

Material y métodos

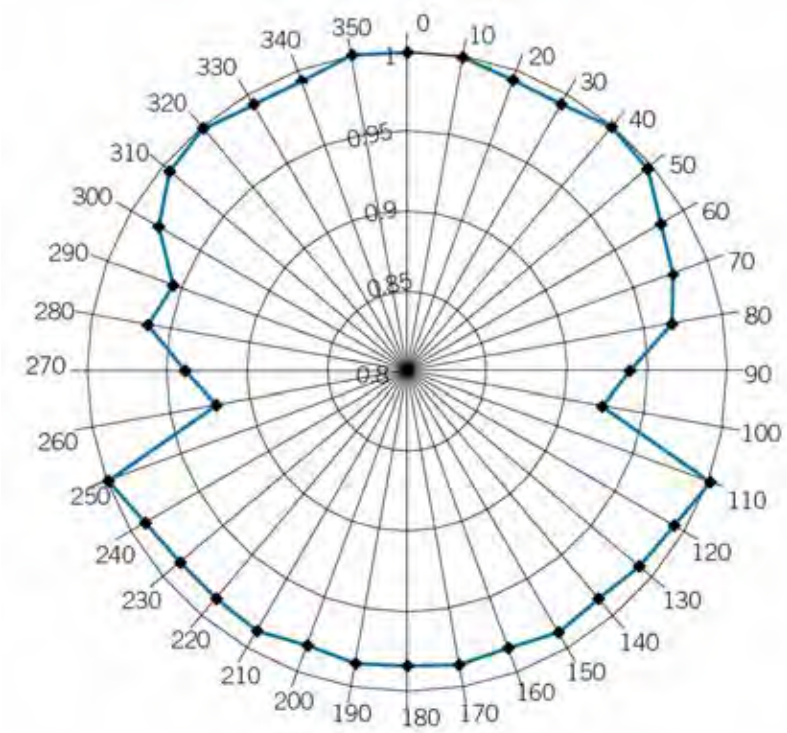
Dos aceleradores VARIAN 2300 iX equipados con un colimador multiláminas con los que se han realizado las irradiaciones y una matriz de cámaras de ionización Seven29 (PTW) junto maniquí Octavius (PTW). Por su diseño, el detector matricial Seven29 presenta una respuesta dependiente del ángulo de incidencia del haz de radiación. El maniquí Octavius está diseñado para compensar este defecto. El maniquí es hexagonal y puede rotarse para obtener planos de dosis a diversas angulaciones. En su parte inferior tiene una cavidad de aire para compensar el defecto de respuesta de la matriz en incidencias posteriores. Este trabajo pretende evaluar la compensación que introduce el maniquí Octavius para mitigar la dependencia angular que presenta el detector Seven29. Para ello, con el Seven29 insertado en el maniquí Octavius, en la orientación 0º, se irradió con un campo de RX de 6 MV, de tamaño 10x10 cm^2, desde todas las incidencias de diez en diez grados, tomando la lectura de la cámara central. Las UM programadas en cada campo fueron las calculadas por el planificador Eclipse V10 en cada angulación para obtener la misma dosis en la cámara central. Se incluyó en los cálculos la mesa de tratamiento para tener en cuenta la atenuación en los campos posteriores. La variación de respuesta se normalizó al valor de dosis obtenido para el haz con incidencia a 0º.

Resultados

Las irradiaciones con campos en el intervalo ±50º de giro de brazo presentan diferencias con respecto a sus campos opuestos en torno al 1%. En las angulaciones próximas a la horizontal la diferencia alcanza hasta el 8% en comparación con la dirección perpendicular. Por tanto el maniquí Octavius, aunque compensa bien cuando el haz incide posteriormente a las cámaras de Seven29, presenta un déficit importante de respuesta cuando la irradiación es próxima a la horizontal.

Conclusiones

Se debe tener precaución si se usan angulaciones próximas a la horizontal para evitar introducir un error importante por el sistema de medida. Estos errores pueden ser más importantes en IMRT para aquellos campos con angulaciones próximas a la horizontal que en VMAT donde se reparte la radiación en un ángulo completo.


0
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
110
120
130
140
150
160
170
180
190
200
210
220
230
240
250
260
270
280
290
300
310
320
330
340
350
1
0.95
0.9
0.85
0.8

ID: 01244
Tipo: Oral
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Comparación de 4 métodos de verificación para planes de tratamiento con técnica VMAT

Alejandro Jiménez Martínez[1] , Noelia Martínez Cozar[1] , Alfredo Serna Berna[1] , Fernando Mata Colodro[1] , Vicente Puchades Puchades[1] , David Ramos Amores[1]

1) Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica

Objetivo

Las verificaciones de los planes pre-tratamiento tienen dos objetivos: primero, verificar el cálculo de dosis del sistema de planificación de tratamientos y por otro lado verificar que el acelerador es capaz de administrar el tratamiento tal como ha sido planificado. Existen diferentes sistemas de verificación para facilitar este procedimiento. El objeto de este trabajo es el de comparar la eficiencia de 4 sistemas de verificación independientes para poder establecer un protocolo de verificación de las planificaciones RapidArc VMAT en un servicio de radiofísica.

Material y método

Se han realizado medidas de verificación pretratamiento en 40 pacientes consecutivos planificados con la técnica RapidArc VMAT. La planificación se realizó en un planificador Eclipse v10.0 (Varian) y los tratamientos se administraron en un acelerador Varian 2300 ix, equipado con colimador multiláminas Millenium 120. Los 4 sistemas de verificación de los planes VMAT fueron: 1) matriz de cámaras de ionización Seven29 (PTW) junto maniquí Octavius, 2) dosimetría portal electrónica (Varian), 3) cámara tipo pinpoint para la medida de dosis absorbida en un maniquí cilíndrico Quasar y 4) cálculo de dosis independiente con software Diamond (PTW). Los planes de tratamiento se recalculan para los correspondientes sistemas, Seven29 y dosimetría portal para comparar la distribución de dosis planar mediante el análisis del índice gamma (3% dosis, 3 mm, 10% umbral de dosis), al maniquí cilíndrico para comparar con la dosis medida por la cámara pinpoint, y al software Diamond para comparar los cálculos en un medio homogéneo. El criterio de aceptación del plan es un análisis gamma superior al 95% con una variación de dosis absorbida inferior al 3% y el cálculo independiente inferior al 5%, respecto del cálculo de dosis realizado en el sistema de planificación de tratamientos.

Resultados

Los 40 planes estudiados pasaron el criterio establecido en las verificaciones pretratamiento. La diferencia de dosis absorbida promedio (determinada como la dosis calculada por Eclipse vs la dosis medida por la cámara pinpoint) fue de 0.1%+-0.9%. Así mismo, la variación promedio de dosis calculada por el planificador con respecto de Diamond fue 0.6%+-2.2%. En el análisis gamma realizado con Seven29 y dosimetría portal el número de puntos que satisfacían el criterio gamma fue de 99%+-2% y 98%+-1% respectivamente. Se midió el tiempo total empleado por los cuatro sistemas para completar la verificación, incluyendo la preparación de los datos, preparación de los dispositivos de medida, medida y análisis de los resultados. Para los cuatro métodos el tiempo total fue (entre paréntesis tiempo empleado en el acelerador): Seven29 43.5 min (26.5 min), EPID 14.5 min (2.5 min), pinpoint 34.5 min (26.5 min) y Diamond 12.0 min (0 min).

Conclusiones

Los resultados obtenidos son consistentes entre ellos. Esto nos permite establecer un protocolo eficiente, considerando la seguridad y precisión así como la carga de trabajo. El uso combinado de dosimetría portal electrónica para el análisis de distribución de dosis 2D y el cálculo de dosis independiente, con los apropiados niveles de acción, son suficientes para garantizar la exactitud del cálculo de dosis en el sistema de planificación así como del funcionamiento del acelerador. Sin embargo, recomendamos que los servicios que inician los tratamientos VMAT, comparen con diversos sistemas de verificación para poder establecer de forma segura un procedimiento optimizado.

	n	PTW729	EPID
Prostata	20	99.6% ± 0.6%	98.2% ± 1.6%
Cabeza/cuello	7	99.9% ± 0.1%	98.2% ± 1.2%
Cerebro	4	97.2% ± 5.7%	98.1% ± 0.9%
Pulmón	4	98.8% ± 1.2%	99.0% ± 1.0%
Cervix	3	99.2% ± 1.2%	98.1% ± 0.4%
Recto	2	98.0% ± 2.5%	99.1% ± 0.2%
Todos los planes	40	99.2 % ± 1.9%	98.3% ± 1.3%

		t (min)			
		Diamond	Quasar+ pinpoint	EPID	PTW729 + Octavius
Ocupación del acelerador	Creación del plan de Verificacion	7.0	7.0	2.0	7.0
	Calentamiento del equipo	0	5	0	5
	Colocación y recogida	0	20.0	1.0	20.0
	Irradiacion	0	1.5	1.5	1.5
	Análisis	5.0	1.0	10.0	10.0
	Total	12.0	34.5	14.5	43.5

ID: 01286
Tipo: Oral
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Efectividad y resultados del procedimiento de Registro de Incidencias, desde el SFPR

Elena Yanguas Garrido[1] , Diana Soler Soteras[1] , Isabel Dominguez Perez[1] , Esther Bertolín Ricart[1]

1) H.U.Miguel Servet

Efectividad y resultados del procedimiento de Registro de Incidencias, desde el SFPR.

Objetivo

Se presenta la relevancia que tiene el registro de incidencias en el SFPR de nuestro hospital, en el periodo 2015/2016, para hacer de barrera ante los errores que se puedan producir desde que el paciente oncológico es registrado y planificado en nuestro servicio de física, hasta su puesta en marcha en tratamiento por el servicio de radioterapia.

Materiales y Métodos

Los registros se llevan a cabo con la Base de Datos de Registro de Incidencias, hoja de comunicación de incidencias (ISO 9001) y hoja de comprobaciones para cada paciente. Se han evaluado durante el periodo 2015/2016:

- (a) trabajo de física dividido por etapas
- (b) detección de la incidencia y su valoración para clasificarla
- (c) reflejarla en hoja comunicación de incidencias (ISO)
- (d) registrarla en base de datos por el físico de calidad
- (e) cumplimentar hoja de devolución de HºCl paciente
- (f) análisis y solución
- (g) regreso de HªCl a su etapa
- (h) estadística trimestral para seguimiento

Resultados

De las 544 incidencias registradas, pertenecen:

- 7.9% 01-Etapa de Registro de Solicitudes.
- 22,2% 02-Etapa Planificación del tratamiento.
- 5% 03-Etapa Informe Dosimétrico.
- 51.1% 04-Etapa Firma y exportación.
- 0.4% 05-Etapa Revisión semanal de fichas.
- 3.5% 06-Etapa Inicio de tratamiento de Rt.
- 1.1% 07-Etapa Tto. Rt.
- 8.8% 08-Otros

Los datos obtenidos muestran el mayor número de incidencias en la etapa de Firma y Exportación, por este motivo, es en ésta etapa donde aparece nuestro check list para verificar todas las partes del proceso de trabajo. En él aparece una lista ordenada de ítems a chequear.

Tiempos en tareas rutinarias:

a. Se encuentra incidencia y se registra en formulario. 5 min.

b. Se cumplimenta hoja devolución incidencia paciente. 5 min.

c. Se registra en base de datos. 5 min.

d. Solución de la incidencia. Tiempo variable según tipo de incidencia.

e. Estadística trimestral. 1h

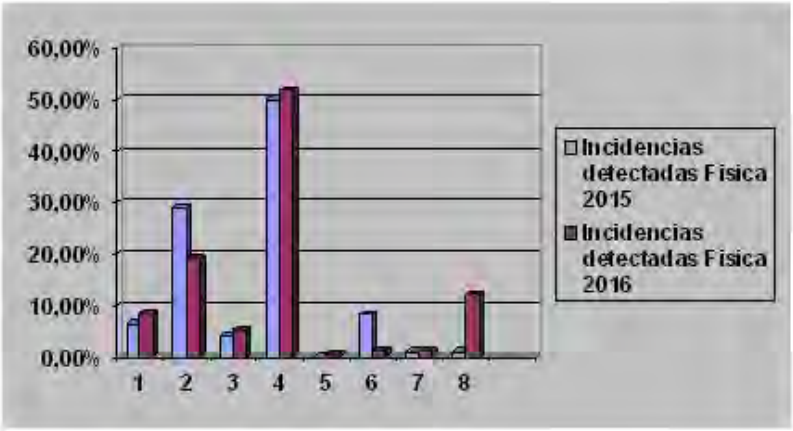
Conclusiones

En la tarea diaria de trabajo y comprobaciones de check list, nos obligamos a detenernos para procesar la incidencia, plasmarla y solventarla. Aunque parezca que retrasa nuestro trabajo, el resultado es una criba que minimiza el nº de incidencias que pasan a tto.

Consiguiendo con ello que en máquina, no se pierda tiempo durante el posicionamiento y tto. del paciente. Y lo más importante, que se realice correctamente.

El uso de los check list, resulta imprescindible ya que vamos realizando comprobaciones sistemáticas a lo largo del tiempo de planificación del tto. del paciente, que nos lleva a no pasar por alto ningún proceso del método de trabajo.

Nuestro compromiso diario al registrar de forma inmediata, las incidencias que puedan aparecer a lo largo de nuestro trabajo, nos obliga a realizar procedimientos activos , no solo para solucionar los fallos de forma inminente y que no se vayan arrastrando a lo largo del proceso, hasta llegar al momento de tratamiento; sino que además el seguimiento y procesado de los datos obtenidos, hace que veamos en qué etapas se producen el mayor nº de errores y así poder modificar procedimientos de trabajo y utilizarlos para mejorar la calidad del proceso asistencial.



1: Registro Solicitudes
2: Planificación del tratamiento
3: Informe dosimétrico
4: Firma y exportación
5: Revisión semanal fichas
6: Inicio tratamiento de RT
7: Tratamiento RT
8: Otros

ID: 01289
Tipo: Oral
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

EVOLUCIÓN TEMPORAL DE PARAMETROS DOSIMÉTRICOS PARA TRATAMIENTOS FOCALES Y COMPLETOS DE PRÓSTATA

Ruth Gracia Lucio[1] , Olivia Jordi Ollero[1] , Nabila Duran López[1] , Sergio Moreno Almagro[1] , Joan Pera Fabregas[1] , Cristina Gutierrez Miguelez[1]

1) ICO l´hOSPITALET

1. **1. Introducción**

En nuestro centro hemos comenzado a hacer tratamientos focales con semillas radioactivas en pacientes afectos de tumor de próstata y que cumplen ciertas indicaciones clínicas.Estos pacientes son tratados sólo del lóbulo de próstata afecto en vez de ser tratados de toda la próstata.

Debido a la inflamación de la próstata durante el implante, a la movilidad de las semillas y al cambio de posicionamiento del paciente durante y después del implante, los parámetros dosimétricos que indican la calidad del implante pueden varían antes y después de éste.Nuestra intención es estudiar la evolución temporal del implante en un tratamiento focal en comparación con un tratamiento total.

Para ello comparamos los mismos datos dosimétricos de dos dosimetrías. Por un lado, la dosimetría realizada en quirófano y por otro lado la dosimetría reconstruida mediante la localización de las semillas en tomografía computarizada (TC) como mínimo a un mes del implante.

1. **2. Material y método**

Hemos estudiado 5 casos de próstata focal y 5 casos de próstata completa. En todos los casos, se ha prescrito una dosis de 145 Gy, se han utilizado las semillas I25.S17 plus(Eckert&ZieglerBebig) y el planificador de tratamientos OncentraProstate 4.2.2.4 (TPS) de Elekta AB. La dosimetría en quirófano se ha realizadomediante las imágenes de la próstata capturadas por el ecógrafo Aloka Prosound SSD-3500SV (Mitsubishi) con el paciente sondado, en posición ginecológicay con la sonda del ecógrafo introducida en el recto. Dicha dosimetría se corregía a tiempo real mientras se iban implantando las semillas. El TC, a mínimo un mes del implante, se ha realizado con el paciente colocado en decúbito supino sin sondar y con espesor de corte 2mm. Se ha reconstruido la dosimetría mediante la localización de las fuentes en la imagen de TC. Los datos dosimétricos recogidos son el V100 y el V150 del implante, el D90 del PTV y la dosis que llega a $2cm^3$ del recto (D^{recto}_{2cc}). No se considera la uretra ya que no sondamos al paciente en el TC de mínimo 1 mes. Evaluamos la diferencia porcentual del promedio de V100, V150, D90, D^{recto}_{2cc} primeramente de dosimetrías focales respecto a dosimetrías completos, y en segundo lugar de dosimetrías a un mes respecto dosimetrías en quirófano.

1. **3. Resultados**

La tabla 1 nos muestra que en tratamientos focales respecto a los completos, el V100 y V150 del implante son aproximadamente la mitad, el D90 aumenta ligeramente (12% en quirófano y 4% a un mes) y la dosis a recto (16% en quirófano y 32% a un mes) se reduce considerablemente como. En el caso de los parámetros dependientes del implante,estas proporciones se mantienen en el tiempo de lo que se deduce que las diferencias encontradas en el tiempo en D90 y D2cc puedan ser debidas mayoritariamente a la incertidumbre del contorneo en TC.

Al valorar cómo cambian los datos dosimétricos a un mes respecto a los de quirófano,la tabla 1 muestra que el V100 y el V150 del implante se modifica ligeramente tanto en la focal (-7,5% y 13,9% respectivamente) como en la completa (-5,4% y 12,5% respectivamente), siendo un poco mayor la diferencia en la focal. Incertidumbres superiores a dos veces el promedio, hacen que no podamos establecer conjeturas sobre la evolución temporal de parámetros como el D90 y el D2cc.

1. Conclusión.

La evolución temporal de los parámetros dosimétricos del implante, es parecido en el caso de tratamientos focales y tratamientos completos. Con la ventaja de que en tratamientos focales se consigue una reducción importante de dosis a órganos de riesgo, en el D2cc de recto como mínimo de un 16%. Estudios parecidos serían muy útiles sobre todo para tratar adenopatías de manera focal.

Para posteriores estudios deberíamos aumentar el tamaño de la muestra y minimizar el tiempo entre la dosimetría el día del implante y la dosimetría posterior.

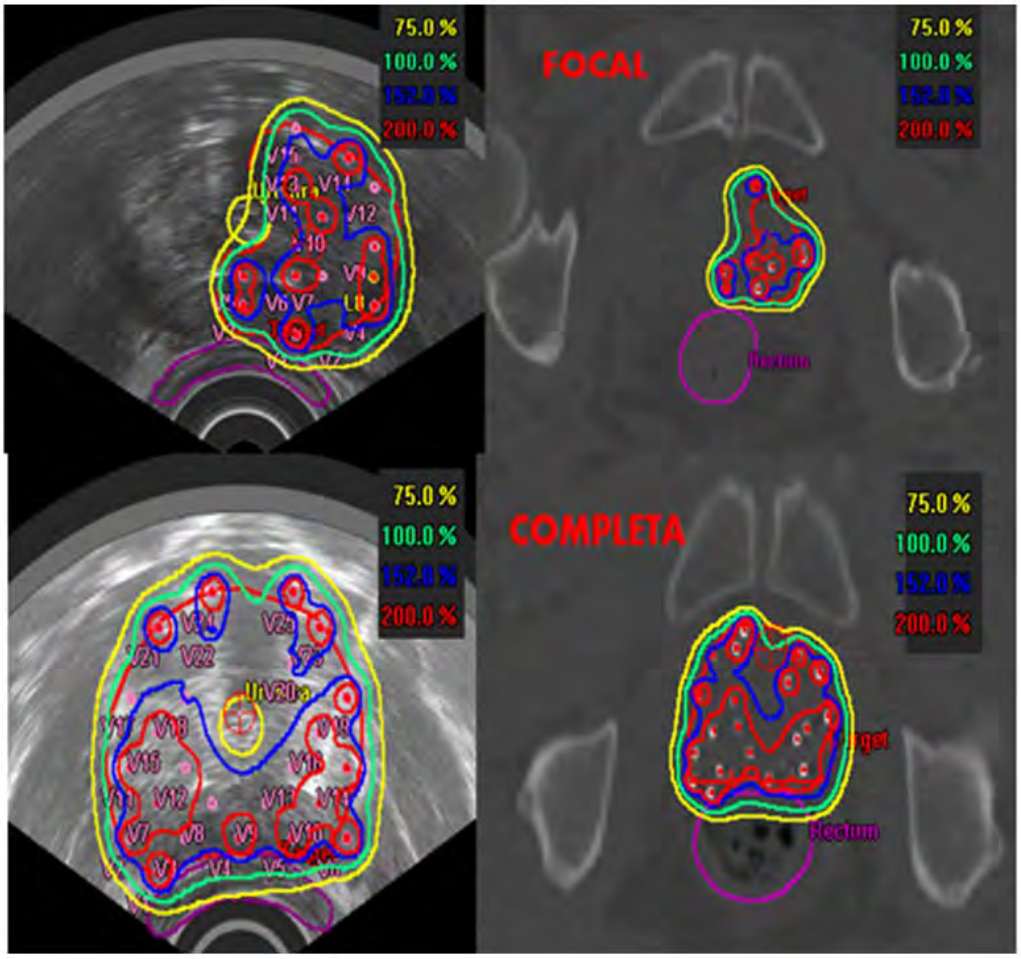


Figura 1. Corte axial de imagen de US (izquierda Superior) y TAC (derecha Superior) de un implante FOCAL de próstata.

Corte axial de imagen de US (izquierda inferior) y TAC (derecha inferior) de un implante COMPLETO de próstata

			DOSIMETRIA QUIROFANO				DOSIMETRIA MINIMO 1MES				DIFERENCIA(%) DATOS de 1Mes RESPECTO DATOS QUIROFANO			
			IMPLANTE		PTV	RECTO	IMPLANTE		PTV	RECTO				
		Dias	V100 (cc)	V150 (cc)	D90 (Gy)	D2CC (Gy)	V100 (cc)	V150 (cc)	D90 (Gy)	D_{2cc} (Gy)	ΔV100%	ΔV150%	ΔD90	ΔD2cc
FOCALES	1	68	29,5	12,4	166,2	95,8	27,4	14,7	173,0	69,4	-7,1%	18,6%	4,1%	-27,5%
	2	126	20,0	6,9	185,2	79,2	19,2	10,0	161,1	69,8	-4,1%	44,8%	-13,0%	-11,8%
	3	42	28,8	11,2	181,2	112,1	26,2	11,0	136,1	73,4	-9,2%	-1,2%	-15,6%	-34,5%
	4	47	27,3	10,5	155,7	79,9	24,9	11,3	136,5	60,2	-8,7%	8,0%	-12,3%	-24,7%
	5	100	27,1	11,5	171,2	94,0	24,8	11,5	136,2	84,8	-8,6%	-0,7%	-20,4%	-9,8%
	Promedio		26,6	10,5	167,9	92,2	24,5	11,7	148,6	71,5	**-7,5%**	**13,9%**	**-11,5%**	**-21,7%**
	Desviación		3,8	2,1	11,3	13,5	3,1	1,8	17,4	8,9	**2,1%**	**19,1%**	**9,2%**	**10,5%**
COMPLETAS	6	57	51,0	21,5	149,6	90,7	49,0	21,9	142,8	109,9	-3,9%	1,7%	-4,5%	21,1%
	7	22	64,0	26,1	152,8	85,5	59,4	25,2	122,4	83,1	-7,3%	-3,5%	-19,9%	-2,8%
	8	37	60,6	27,4	152,8	115,0	55,4	30,9	151,0	97,3	-8,7%	12,8%	-1,2%	-15,4%
	9	54	47,0	21,4	157,1	122,6	45,8	24,6	148,2	128,6	-2,6%	15,1%	-5,7%	4,9%
	10	68	56,3	21,3	134,1	134,1	53,7	29,0	149,9	110,5	-4,7%	36,2%	11,8%	-17,6%
	Promedio		55,8	23,5	149,3	109,6	52,6	26,3	142,9	105,9	**-5,4%**	**12,5%**	**-3,9%**	**-2,0%**
	Desviación		6,9	3,0	8,9	20,8	5,3	3,6	11,9	16,9	**2,5%**	**15,3%**	**11,3%**	**15,8%**
DIFERENCIA ¡focal-completa % de los DATOSpara FOCAL respecto COMPLETA			-52,4%	-55,4%	12,5%	-15,9%	-53,5%	-55,6%	4,0%	-32,4%				

ID: 01328
Tipo: Oral
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

PROTECCION RADIOLOGICA EN EL USO DE ISOTOPOS EN BRAQUITERAPIA OCULAR

Ismael De la Torre Hernandez[1] , Antonio Serrada Hierro[1] , Eva Corredoira Silva[1] , Carlos Huerga Cabrerizo[1]

1) Hospital Universitario de la Paz

PROTECCION RADIOLOGICA EN EL USO DE ISOTOPOS EN BRAQUITERAPIA OCULAR

OBJETIVO: Descripción del procedimiento para la realización de la braquiterapia en el tratamiento de los melanomas del coroides y los retinoblastomas, desde el punto de vista del técnico especialista, y la protección radiológica asociada

MATERIAL Y MÉTODOS:

Se utilizan básicamente ^{125}I y ^{106}Ru

^{125}I Cada semilla contiene un cilindro radiactivo de ^{25}I que está protegido por un tubo de titanio. La actividad de cada semilla ronda los 5 mCi. ; T1/2 = 59,40 días. Desintegración por emisión de rayos X; Energía 35 keV. Los electrones emitidos son absorbidos por la pared de la cápsula de titanio.

^{106}Ru Encapsulado dentro de una cubierta de plata de 1mm, de forma hemisféricas. La actividad por placa varía entre 9 y 26 MBq; desintegración beta de energías 3.54 MeV; T1/2 de 367 d.

Las fuentes se deben manipular con pinzas, se recomienda el uso de una pantalla de protección de vidrio plomado con un espesor de 5 mm. Se debe evitar cualquier daño sobre la superficie de las fuentes así como presionar o forzar las semillas durante su inserción en los accesorios, ya que las fuentes pueden perder su hermeticidad.

La elección del isótopo viene determinado por la profundidad del tumor (APEX), para profundidades de más de 5mm se emplea el ^{125}I, mientras que para tumores más superficiales se recomienda el uso del ^{106}Ru. El diámetro del tumor (BASE) determina el tamaño de la placa

Resultados: Desde el año 2000 hasta el 2016 se han tratado 132 **retinoblastomas**, en pacientes pediátricos, el promedio del tumor del APEX es de 3.5mm y un rango de 1 a 9mm. El 98% de los tratamientos se han realizado usando el ^{106}Ru, solo en dos casos se ha usado el ^{125}I debido al tamaño APEX = 9mm. Diámetro de la placa COB 19.8mm en el 70% de los casos (tabla1)

Los **melanomas de coroides** comenzaron a tratarse en el año 2007, generalmente en pacientes adultos y hasta la fecha se han realizado 163 aplicaciones, con una altura media del APEX de 5mm utilizando el ^{125}Ien el 80% de los casos y el ^{106}Ru en el 20% restante(tabla1)

La manipulación de las placas radioactivas de ^{125}I en el acto quirúrgico, requiere seguir ciertas normas de protección radiológica por el cirujano que realiza la implantación de la placa en el lecho tumoral. Desde la implantación de la técnica para el tratamiento de melanomas del coroíde hasta el año 2010, se dispuso de dosímetro personal de anillo y de solapa al oftalmólogo para evaluar la dosis recibida (tabla 1). De los resultados obtenidos se deduce que no alcanza en ningún año los valores establecidos para ser considerado como trabajador expuesto a la radiación.

La protección radiológica en el caso del ^{106}Ru, tanto para el personal de oftalmología en la implantación quirúrgica, de radiofísica en la manipulación de la placa para esterilización, transporte, almacenamiento, y control

de calidad, (tabla1), así como de los familiares y personal de planta, es menos exigente, al tratarse de fuentes beta, fuera del paciente se detecta escasa radiación. El tiempo máximo de tratamiento fue de 48 horas y en ese caso si la madre de forma continuada tuviese al niño en brazos recibiría 3mSv en su cuello.

En los ingresos de pacientes que portan placas cargadas con semillas de ^{125}I, desde el momento que abandonan el quirófano y hasta el día del explante, disponen de una gafa con un cristal plomado de 0.75mm, para usar en presencia de otras personas, estas gafas reducen la tasa de dosis equivalente considerablemente en un 90% .(tabla2)

Conclusión: Esta actividad cumple con la legislación recogida en el RD 783/2001 del 6 de Julio, reglamento sobre la protección sanitaria contra las radiaciones ionizantes

	Dosis Oftalmologo (mSv)	Dosis Ter Rf (mSv)	MELANOMAS		Retinoblastomas												
			^{125}I	^{106}Ru	^{106}Ru	^{125}I	COMS10	COMS12	COMS14	COMS16m	COMS18	COMSm20	COMS22	CCA	CIA	CIB	COB
2000					8	0								3	1	0	4
2001					1	0								0	0	0	1
2002					11	0								0	1	0	10
2003					7	0								0	0	0	7
2004			0	0	11	0								1	0	1	9
2005					8	0								1	0	0	7
2006					5	0										1	4
2007	0		7	3	10	0			3	3		1		4		3	6
2008	0.8		7	7	2	1		3	2		1	2		7			2
2009	0.4	0.3	19	0	5	1		2	9	5	3	1		1	0	1	3
2010	0.3	0.1	18	1	9	0	1		6	8	3			1	1	0	8
2011		0.3	20	0	7	0		1	8	8	3			1	0	1	5
2012		0.8	16	3	16	1			3	12	1	1		1	0	5	13
2013		0.8	14	3	8	0			5	6		1	2	1	0	1	9
2014		0.3	11	3	16	0		2	3	5		1	0	0	1	3	15
2015		0.6	14	4	11	0			1	7	4	2		4	0	1	10
2016		0.3	4	9	3	0			1			2	1	1	0	2	9

SIN GAFAS todos los valores en µSv					
Situación	En contacto	20 cm	50 cm	1m	2m
1	1.96 mSv/h	0.5 mSv/h	102	24	5.8
2	1.4 mSv/h	0.64 mSv/h	80	21	6.5
3	42	49	13.4	3.6	1.3
4	1.3	3	0.6	0.7	0.5
5	0.3	0.4	0.4	0.2	0.1
6	0.3	0.4	0.3	0.2	0.3
7	1.6	1.1	1.4	1.6	0.6
8	18.4	30	22	9.7	2.2
CON GAFAS todos los valores en µSv					
Situación	En contacto	20 cm	50 cm	1m	2m
1	330	147	2	0.7	0.2
2	460	34	2.3	1.4	0.3
3	16.5	31	8.7	2.7	0.8
4	1.3	4.8	0.7	0.6	0.2
5	0.3	0.2	0.3	0.2	0.1
6	0.4	0.2	0.2	0.2	0.2
7	0.7	0.5	0.3	0.2	0.2
8	11.6	1.5	18	6.3	1.5

ID: 01413
Tipo: Oral
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Diferencias dosimétricas en tratamientos de mama 3DRT modificando el giro de mesa

Sheila Ruiz Maqueda[1] , Juan Castro Novais[1] , Yolanda Molina López[1] , Eduardo Pardo Pérez[2] , Hugo Pérez García[1]

1) Hospital Universitario Quiron Madrid 2) Hospital Universitario Lucus Augusti

1. Objetivo:

La propuesta de este trabajo es realizar un análisis comparativo en el diseño del tratamiento de cáncer de mama convencional (3DRT) utilizando técnicas estándar de tratamiento y realizando únicamente la modificación del giro de mesa de la unidad. Así como, la evaluación dosimétrica entre ambos planteamientos.

2. Material

Se estudian 10 casos de pacientes con cáncer de mama izquierda simple (sin afectación de los ganglios supraclaviculares, ni mamaria interna). En la preparación del estudio, se realizan dos diseños de tratamiento por paciente. Cada planteamiento utiliza el mismo número campos (un campo tangencial interno, un tangencial externo y sus respectivos segmentos o campos de compensación) y las mismas energías. Ambos diseños tienen las mismas características, solo difieren en el cambio de posición de la mesa tratamiento. En la planificación, una de las técnicas, tiene un giro de 10° en el sentido opuesto al campo tangencial interno. El otro diseño, el giro de mesa es de 0°.

Para la planificación, se ha empleado el sistema Eclipse v11.0.47 de Varian Medical Systems (VMS), Palo Alto, California, con el algoritmo Analytical Anisotropic Alghorithm (AAA) v11.0.31. Ambas técnicas, se planifican con el mismo acelerador, Clinac 2100CD (VMS).

Método

Para la evaluación dosimétrica se extraen los siguientes datos:

- PTV y Body: volumen (en cc), V95%, D2%, D98%
- Pulmón y corazón: Dosis media, máxima, y V20.

Otro indicador que se evalúa, es el tejido sano irradiado, utilizando la siguiente ecuación:

3. Resultados

Según los datos obtenidos en la tabla I, se aprecia que el volumen de tejido sano no irradiado, aumenta cuando se realiza la dosimetría con giro de mesa en 9.7% de media. Teniendo una diferencia máxima, entre los 10 casos estudiados, de hasta un 27.64%. Sin embargo, hay un caso donde se observa que la diferencia aumenta al no

utilizar la técnica de giro de mesa con 19.9%.

El PTV obtiene una diferencia media de -0.56% en el V95%, un -0.24% en el V98 y un -0.04% en el V2%, respecto al tratamiento sin giro de mesa.

Para el cuerpo no se aprecian diferencias dosimétricas importantes, una mejora de 0.1% en el V95% y D2%, utilizando la técnica de giro de mesa.

En los órganos de riesgo, se observa que el corazón tiene una diferencia media total, de un 1.16% en la dosis máxima y de un 3.32% de dosis media. En el pulmón se aprecia, una diferencia de 5.45% en la dosis máxima y un 2.5% de dosis media de mejora utilizando la técnica de giro de mesa para ambos órganos de riesgo. En el V20%, no se contemplan grandes diferencias dosimétricas.

4. Conclusiones

Las dosis recibidas por los órganos de riesgo, así como el tejido sano irradiado reciben menos dosis absorbida en los planes con giro de mesa tanto en la dosis media, como en la dosis máxima y volumen irradiado. A su vez, no se aprecian diferencias dosimétricas sustanciales en el PTV respecto a los tratamientos con giro de mesa de 0º.

Tabla I: Resultados dosimétricos

			PTV				CUERPO				CORAZÓN			PULMON		
Nº de casos	Técnica	Vol. Tejido Sano	V95%	D98%	D2%	VoL.(cc)	V95%	D98 (Gy)	D2 (Gy)	VoL.(cc)	Dmedia (Gy)	Dmax (Gy)	V20%	Dmedia (Gy)	Dmax (Gy)	V20%
Paciente 1	Sin Giro	15077,21	93,40	91,90	104,50	430,10	3,50	0,20	3990,70	*******	280,10	3960,90	4,90	308,00	4041,00	6,60
	Con Giro	14819,15	94,00	92,30	103,80		3,50	0,20	3981,20		252,30	3920,90	4,20	328,40	4233,00	7,10
	Diferencia	0,02	-0,60	-0,40	0,70		0,00	0,00	0,00		0,10	0,01	0,70	-0,06	0,00	-0,50
Paciente 2	Sin Giro	23377,92	95,90	93,30	103,90	769,20	5,80	0,20	4044,40	*******	292,40	3876,80	4,80	279,30	3904,90	5,30
	Con Giro	22472,32	94,90	93,30	104,20		5,70	0,20	4044,10		314,40	3924,90	5,40	251,30	3858,80	4,70
	Diferencia	0,04	1,00	0,00	-0,30		0,10	0,00	0,00		-0,10	-0,01	-0,60	0,09	0,01	0,60
Paciente 3	Sin Giro	10609,64	91,60	90,80	104,30	319,80	2,30	0,20	3871,10	*******	80,10	3556,40	0,40	248,50	3936,90	5,00
	Con Giro	9417,44	92,80	91,50	104,40		2,20	0,20	3858,60		64,10	3939,70	0,10	220,30	3815,40	4,30
	Diferencia	0,23	-1,20	-0,70	-0,10		0,10	-0,00	0,00		0,22	0,18	0,30	0,13	0,51	0,70
Paciente 4	Sin Giro	14586,06	93,00	92,80	104,40	737,30	4,20	0,20	4010,90	*******	188,20	3836,60	2,10	296,30	3928,80	4,20
	Con Giro	17808,52	94,00	93,00	104,00		4,40	0,20	4025,40		172,20	3835,80	1,80	244,50	3812,80	4,50
	Diferencia	-0,20	-1,00	-0,20	0,40		-0,20	0,00	0,00		0,09	-0,05	0,30	-0,03	0,00	-0,30
Paciente 5	Sin Giro	19067,15	94,90	93,00	103,20	626,20	5,30	0,20	4045,30	*******	136,20	3760,60	0,80	312,40	4029,00	6,50
	Con Giro	13436,26	95,20	92,80	104,20		5,00	0,20	4039,90		148,20	3912,90	1,20	284,40	4069,10	5,80
	Diferencia	0,28	-0,30	0,20	-1,00		0,30	0,00	0,00		-0,08	-0,08	-0,40	0,09	-0,01	0,70
Paciente 6	Sin Giro	84258,94	97,00	94,30	104,10	612,10	6,80	0,20	4060,50	*******	240,30	3756,70	2,90	256,30	3884,90	6,10
	Con Giro	79727,33	97,50	94,20	104,00		6,60	0,20	4060,50		224,30	3740,70	2,50	268,30	3864,80	5,30
	Diferencia	0,06	-0,50	0,10	0,10		0,20	0,00	0,00		0,07	0,00	0,40	-0,05	0,01	0,80
Paciente 7	Sin Giro	18693,20	94,40	92,90	103,80	438,00	3,50	0,20	3986,20	*******	156,20	3740,70	1,50	292,40	3985,00	6,40
	Con Giro	18213,40	95,50	93,30	103,70		3,50	0,20	3986,30		160,20	3728,70	1,50	276,30	3989,00	5,90
	Diferencia	0,03	-1,10	-0,80	0,10		0,00	0,00	0,00		-0,03	0,00	0,00	0,06	0,00	0,50
Paciente 8	Sin Giro	53222,80	93,20	92,50	103,10	447,30	5,20	0,20	3987,10	*******	230,00	3752,00	2,40	295,20	3945,00	5,80
	Con Giro	47463,30	93,90	92,50	103,60		4,90	0,20	3987,10		222,30	3798,00	2,30	256,00	3901,00	4,80
	Diferencia	0,11	-0,70	-1,00	0,00		0,30	0,00	0,00		0,03	-0,01	0,10	0,04	0,01	0,80
Paciente 9	Sin Giro	29459,15	94,80	93,60	102,80	652,30	4,80	0,20	4012,50	*******	168,00	3894,20	1,70	246,40	3985,40	5,70
	Con Giro	23382,08	94,90	93,40	103,10		4,50	0,20	3996,80		162,00	3880,70	1,20	239,80	3990,10	4,60
	Diferencia	0,23	-0,60	0,20	-0,30		0,30	0,00	0,00		0,04	0,00	0,50	0,03	0,00	1,10
Paciente 10	Sin Giro	26403,98	96,10	93,90	103,30	704,20	4,80	0,20	4028,90	*******	198,30	3743,40	2,80	299,80	3856,30	5,50
	Con Giro	22061,36	96,70	94,10	103,30		4,60	0,20	4017,30		200,10	3802,00	2,90	309,00	3844,30	5,90
	Diferencia	0,18	-0,60	-0,20	0,00		0,20	0,00	0,00		-0,01	-0,01	-0,10	-0,03	0,00	-0,40
Diferencia Media		**0,10**	**-0,56**	**-0,24**	**-0,04**		**0,13**	**0,00**	**0,00**		**0,03**	**0,01**	**0,10**	**0,02**	**0,05**	**0,40**

ID: 01135
Tipo: Oral
Área temática: Simposio de técnicos: Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear

Comparativa entre maniquíes para la prueba de resolución tomográfica sin dispersión

Elisa Rodriguez Gallego[1] , María Esperanza Pérez Álvarez[1] , Almudena Rodriguez Tirado[1]

1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

OBJETIVOS.

Debido a la aparición del protocolo Control de Calidad de la instrumentación de Medicina Nuclear, este año hemos comenzado a realizar la prueba GTM02 “Resolución topográfica sin dispersión”. Esta prueba se realizará con periodicidad anual. Por ello, hemos procedido a la comparación de dos métodos para la determinación de la resolución tomográfica sin dispersión.

MATERIAL Y MÉTODO

- 6 fuentes puntuales de ^{99m}Tc de 1 mCi de actividad cada una.
- Poliespan de 15x25 cm.
- Nivel.
- 3 varillas de madera.
- Gammacámara symbia.
- Regla.

Método 1: Se colocan las tres fuentes suspendidas en el aire sujetas al final de cada una de las varillas de madera y colocándolas en el plano horizontal. Para ello se pegan en un poliespan colocado en el extremo de la mesa estudio, una en el COR y las otras dos fuera del eje *y*, a ± 75 mm del eje *y* y a ± 5 mm en la dirección y respecto a la fuente central.

Se fija el poliespan con un peso para que no bascule.

Se comprueban que las 3 fuentes se encuentran en el mismo plano haciendo mediciones con los colimadores 1 y 2 a 0º y 180º respectivamente y luego colocándolos a 90º y 270º. Se realizan las correcciones oportunas en los ejes *x, y* y *z.*

Método 2: Previamente al estudio se han realizado las mediciones necesarias en un poliespan para que las posiciones de las fuentes correspondan a una en el COR y las otras dos fuera del eje *y*, a ± 75 mm del eje *y* y a ± 5 mm en la dirección y respecto a la fuente central.

Mediante el uso de un palo de gotero inmovilizado sobre la mesa, suspendemos el poliespan en el aire, de modo que las 3 fuentes se encuentran en el mismo plano. Para ello usamos un nivel colocado sobre el poliespan. Una vez que nos hemos asegurado que las tres fuentes estan en el mismo plano, hacemos mediciones con los colimadores 1 y 2 a 0º y 180º respectivamente y luego colocándolos a 90º y 270º. Se realizan las correcciones oportunas en los ejes *x, y* y *z.*

En ambos métodos, se realiza una adquisición tomográfica, de 32 proyecciones sobre 360º, con la mayor matriz utilizada clínicamernte, recogiendo al menos 500 kc por proyección. El radio de giro de la órbita circular ha de ser de 15 cm respecto a la fuente central.

RESULTADOS

Mediante el método 1, tenemos nueve grados de libertad correspondientes a tres fuentes puntuales, cada una de ellas con tres grados de libertad. Para ello hacemos uso de una regla y vamos realizando modificaciones en los tres ejes de cada una de las fuentes, hasta que estén en las posiciones de estudio mediante visualización de los detectores a 0 y 90º.

Mediante el método 2, partimos de las posiciones fijadas previamente en el poliespan y solamente hay que realizar las correcciones de un solo elemento, que es el conjunto pliespan-fuentes. Tenemos cinco grados de libertad, tres de ellos correspondientes a los planos x, y, z, que los corregimos mediante visualización de los detectores a 0 y 90º, y otros dos grados de libertad correspondientes al cabeceo y rotación del conjunto poliespan-fuentes, que se corrigen mediante el uso de un nivel.

CONCLUSIONES

Con el método 1, la colocación de las fuentes es más complicado, menos reproducible y menos fiable ya que tenemos que ir colocando y nivelando las fuentes una a una y asegurarnos que están a la distancia de estudio.

Con el método 2, la colocación de las fuentes es más sencilla, reproducible y fiable porque las fuentes se colocan a la distancia de estudio antes de posicionarlas en la gammacámara.

DISEÑO DE LA EVALUACIÓN DE DOSIS PARA UN PROTOTIPO DE ESCÁNER AEROPORTUARIO

P. Pérez-Cejuela, Mª A. Benavente, C. Noguerales, A. Álvarez

1. Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original.

MESMERISE es un proyecto internacional, enmarcado en el programa de seguridad del H2020, cuyo objetivo es el desarrollo de un escáner no intrusivo de alta resolución para su uso en seguridad aeroportuaria, basado en dos tecnologías complementarias: transmisión de rayos X de muy baja dosis e infrasonidos. Su utilización futura estará condicionada por la reglamentación europea EURATOM 2013/59 y dentro de un proceso de justificación que debe estar protocolizado por cada estado miembro. De ahí la importancia de la evaluación de las dosis personales que recibirían los pasajeros, operadores y público en espera, tarea encomendada al grupo de trabajo del CIEMAT.

Dado que el prototipo final del escáner no está todavía disponible, se han planificado en el marco de este proyecto una serie de actividades dirigidas a asegurar las capacidades de medida del CIEMAT.

2. Material/Métodos.

Con objeto de seleccionar los detectores más adecuados para la estimación de Hp(10) y de H*(10), se ha realizado un análisis de sensibilidad de distintos detectores (centelleo plástico, ionización gaseosa y semiconductores) empleando un generador de rayos X PHILIPS MG324, de 320 kVp y 10 mA máximos, para verificar su linealidad, reproducibilidad y respuesta en función de la tensión de operación aplicada.

La evaluación de las dosis que recibirían operadores y pasajeros en espera se realiza mediante la medida de la radiación de fuga y de la radiación dispersa en el entorno del escáner. El CIEMAT cuenta con una amplia experiencia en la realización de la medida del nivel de radiación en equipos generadores de radiaciones ionizantes para aprobación de tipo o similar, según lo establecido en el RD 1836/199 (modificado por RD 35/2008).

3. Resultados.

En función de su calibración y de su respuesta relativa en el intervalo energético correspondiente a los rayos X, para la estimación de Hp(10) se han seleccionado 2 dosímetros, un semiconductor (diodo de silicio) y otro de cámara de ionización; y para la evaluación de H*(10), 2 detectores de plástico de centelleo, empleados habitualmente para la realización de medidas de aprobación de tipo. En la figura 1 se muestra la linealidad obtenida para ambos dosímetros en función de la intensidad de corriente del tubo de rayos X.

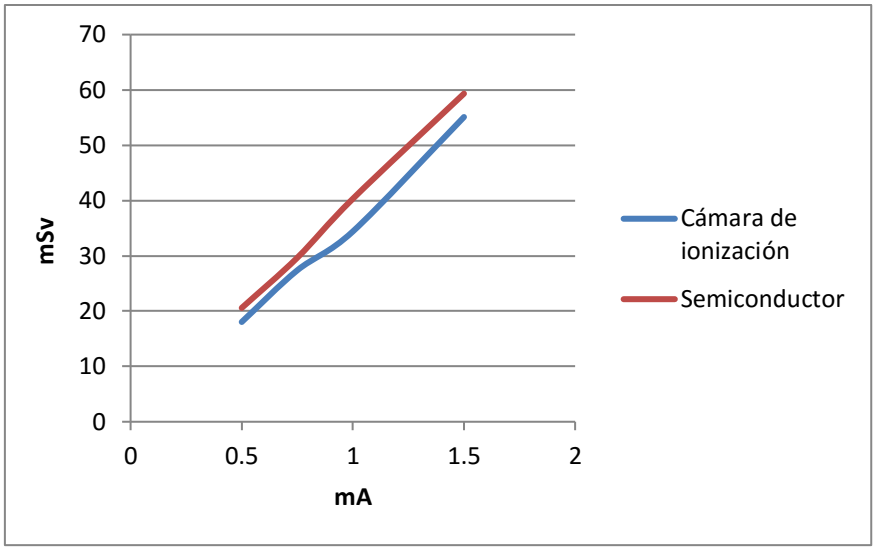


Figura 1. Linealidad dosis-intensidad de corriente

En la figura 2 se representan los valores máximos de H*(10) obtenidos de la medida de diferentes sistemas de inspección durante los ensayos de aprobación de tipo realizados por el CIEMAT en los últimos tres años y el porcentaje de equipos certificados en función del voltaje del ánodo.

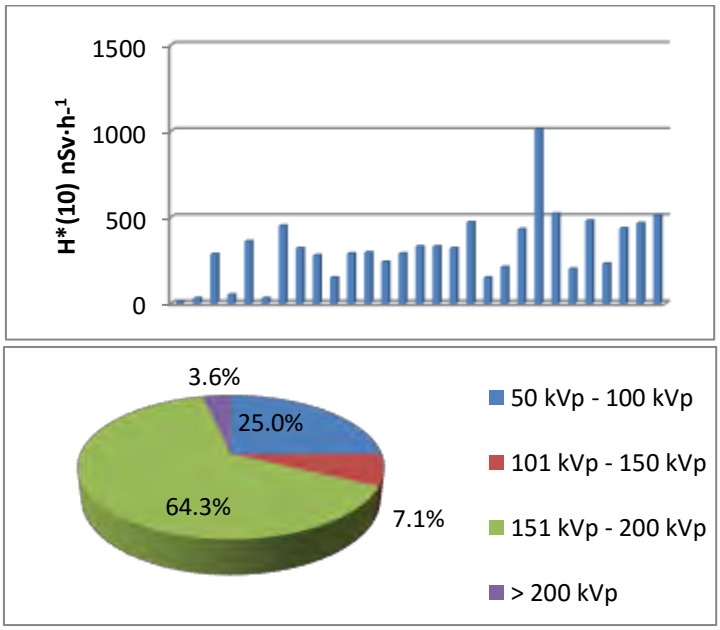
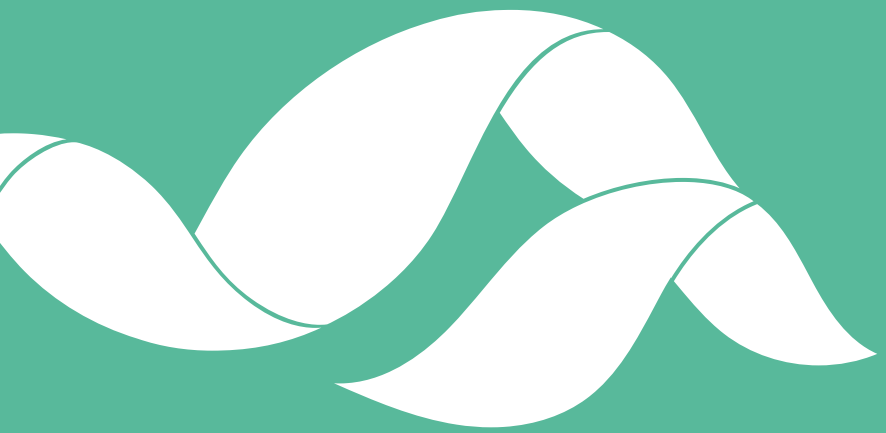


Figura 2. Ensayos de aprobación de tipo

4. Conclusiones.

Se han seleccionado los detectores más adecuados para el proyecto MESMERISE.

La experiencia del CIEMAT en los ensayos de aprobación de tipo garantiza su capacidad en la determinación de los niveles de radiación en el entorno de un escáner personal de seguridad novedoso como el que se quiere desarrollar.



Recopilación

Pósters

ID: 01152
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica en situaciones de exposición planificada

Evaluación del efecto genotóxico y radioprotector in vitro de extractos de fresa y kiwi

Margaret da Silva Ribeiro[3] , Natividad Sebastià Fabregat[2] , Natalia Claramonte[2] , Eva García-Martínez[3] , José Pérez-Calatayud[1] , Blanca Ibáñez[1] , Mar Adrià Mora[1] , José Cervera[2] , Juan Ignacio Villaescusa[1] , Alegría Montoro Pastor[1]

1) Hospital Universitario y Politécnico La Fe 2) Instituto de Investigación Sanitaria La Fe 3) Universitat Politécnica de Valencia

Evaluación del efecto genotóxico y radioprotector *in vitro* de extractos de fresa y kiwi

Margareth da Silva Ribeiro, Natividad Sebastià, Natalia Claramonte, Eva García-Martín ez, José Pérez-Calatayud, Blanca Ibáñez, Mar Adrià, José Cervera, Juan Ignacio Villae scusa, Alegría Montoro.

Objetivo

El uso de las radiaciones ionizantes (RI) en el campo médico ha ofrecido grandes beneficios terapéuticos. Sin embargo, existe un cierto riesgo en su uso, tanto para pacientes como para trabajadores, debido al daño ocasionado por la interacción de las RI con los organismos vivos (efectos deterministas y/o estocásticos). Con el fin de evitar o reducir los efectos secundarios indeseados de las RI se están desarrollando sustancias radioprotectoras, mostrándose un gran interés por compuestos de origen natural debido a sus propiedades antioxidantes, antiinflamatorias, anticancerígenas, etc. y a su baja toxicidad. Nuestro objetivo ha sido evaluar el efecto cito y genotóxico y radioprotector *in vitro* de extractos de fresa y kiwi en linfocitos de sangre periférica humana.

Material y métodos

Para la evaluación de la genotoxicidad y del efecto radioprotector, las muestras de sangre periférica se pre-trataron con extractos de fresa y kiwi. Los extractos se obtuvieron a partir de fruta liofilizada, ésta se homogeneizó con el solvente de extracción (metanol/agua 70:30 v/v), se centrifugó y el sobrenadante obtenido se secó mediante rotavapor y posterior liofilización. Para obtener las concentraciones finales en 12 ml de sangre periférica de entre 0-800 µg/ml para el kiwi y 0-2000 µg/ml para la fresa, el extracto seco se suspendió en el volumen necesario del solvente utilizado para la extracción. La cito y genotoxicidad se determinó mediante las técnicas citogenéticas de Intercambio de Cromátidas Hermanas (SCE) e Índice Mitótico (IM) y de Proliferación (IP) de acuerdo a los trabajos de Montoro et al. (2011) y Sebastià et al. (2013). El efecto radioprotector se evaluó en las muestras de sangre pre-tratadas con los extractos e irradiadas a 2 Gy en un Acelerador Lineal Modelo Clinac iX de acuerdo a las recomendaciones de la IAEA (2011). El cultivo y análisis de citogenético de las muestras se realizó de acuerdo a Montoro et al. (2011) y Sebastià et al. (2013), siendo el análisis de cromosomas dicéntricos el biomarcador elegido.

Resultados

Respecto a la evaluación de la cito y genotoxicidad, la presencia de ambos extractos en las muestras de sangre no produjo un aumento significativo de la frecuencia basal de SCE; tampoco se observaron diferencias estadísticamente significativas para el IM e IP (Figura 1). En relación al efecto radioprotector, los resultados mostraron una reducción en la frecuencia de cromosomas dicéntricos con el aumento de la concentración de los extractos, a excepción de la concentración más alta del extracto de fresa. Destacamos la reducción estadísticamente significativa de la frecuencia de dicéntricos en el extracto de kiwi a 800 µg/ml (Figura 2).

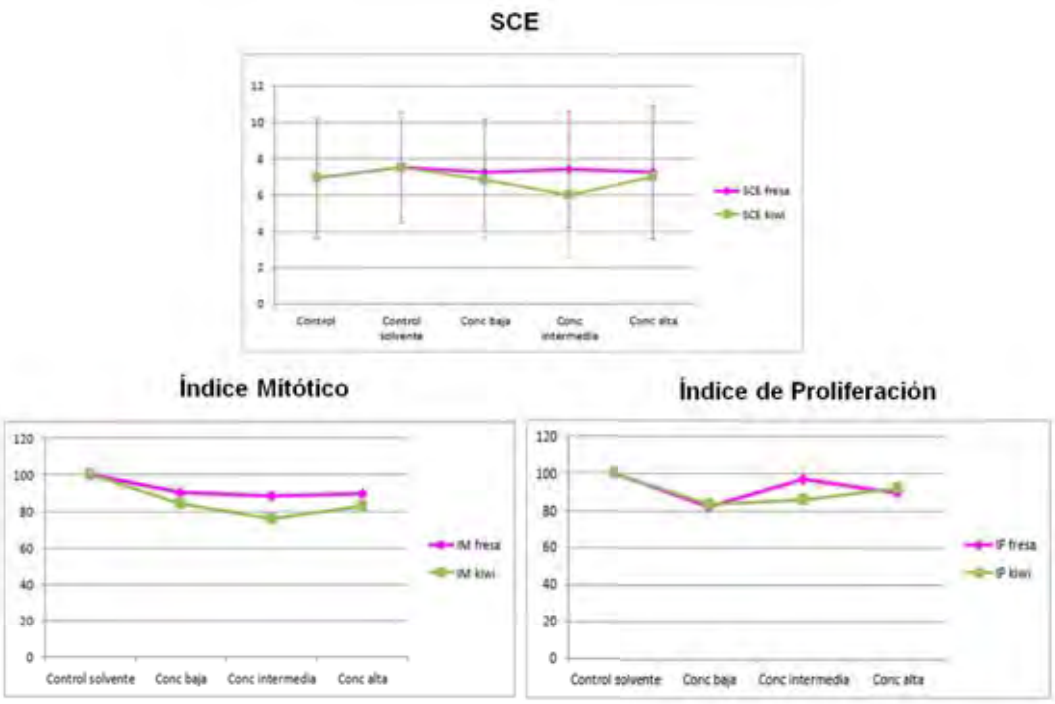
Conclusión

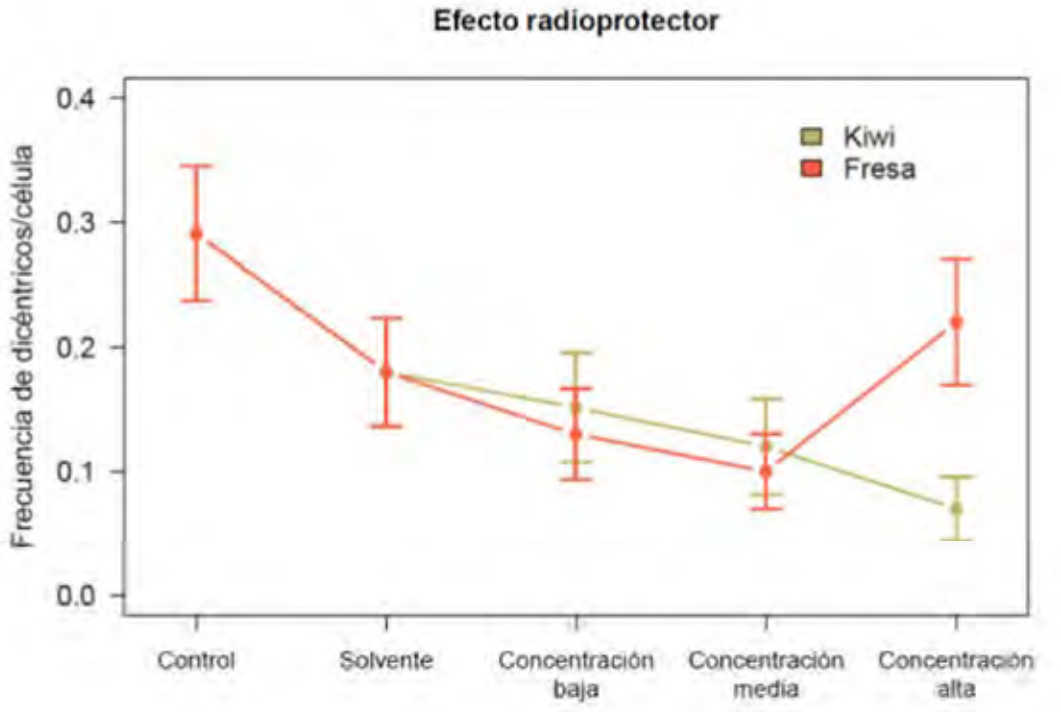
Nuestros resultados reflejan el potencial radioprotector que poseen extractos de compuestos naturales, concretamente de origen alimentario como el kiwi o la fresa, así como su baja cito y genotoxicidad. Este estudio preliminar es el primer paso para continuar con más estudios *in vitro* e *in vivo* para definir las concentraciones exactas que permitirían alcanzar el mayor efecto radioprotector de este tipo de extractos con la menor toxicidad y así desarrollar un producto radioprotector.

Figuras

Figura 1. Evaluación de la geno y citotoxicidad. Evaluación del SCE, IM e IP en muestras de sangre periférica humana pre-tratadas con los extractos de kiwi y fresa (concentración baja (kiwi: 50 μg/ml; fresa: 50 μg/ml), concentración media (kiwi: 400 μg/ml; fresa: 1000 μg/ml) y concentración alta (kiwi: 800 μg/ml; fresa: 2000 μg/ml)).

Figura 2. Evaluación del efecto radioprotector. Frecuencia de dicéntricos/célula obtenida tras la irradiación de las muestras de sangre periférica a 2 Gy en presencia de la concentración baja (kiwi: 50 μg/ml; fresa: 50 μg/ml), concentración media (kiwi: 400 μg/ml; fresa: 1000 μg/ml) y concentración alta (kiwi: 800 μg/ml; fresa: 2000 μg/ml).




Efecto radioprotector
Frecuencia de dicéntricos/célula
0.4
0.3
0.2
0.1
0.0
Kiwi
Fresa
Control
Solvente
Concentración baja
Concentración media
Concentración alta

ID: 01060
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica en situaciones de exposición planificada

LIMPIEZA QUIMICA DE LOS GGVV DE LA CN DE ASCO

JORDI ESPAÑOL VILLAR[1] , LUIS VEGA COSIO[1]

1) ANAV

El proceso de limpieza química realizado en la Central Nuclear de Ascó, tiene como objetivo la retirada de los lodos sólidos depositados en la placa tubular de los Generadores de Vapor. Estos lodos son los responsables del fenómeno de corrosión conocido como TTS-Denting. La limpieza química del Generador de Vapor permitirá una extensión de su vida debido a la mitigación de los fenómenos de corrosión.

Desde el punto de vista ALARA, la realización de este proyecto permite una disminución de dosis en futuras paradas de recarga, debido a la disminución de trabajos de mantenimiento en los Generadores de Vapor, principalmente relacionados con el taponado de tubos deteriorados. Al mismo tiempo este proyecto implica una disminución en el riesgo de trasferencia de material radioactivo desde el circuito primario al circuito secundario por posibles fallos en los tubos del Generador de Vapor, derivados de los fenómenos de corrosión.

El proyecto de limpieza química de los Generadores de Vapor se realiza durante la parada de recarga teniendo un impacto importante en la dosis colectiva de la misma, así como una complejidad añadida por las interferencias con el resto de trabajos a realizar en este periodo.

Durante la realización de este trabajo es de especial importancia el control de la frontera entre la Zona Controlada y la Zona Convencional, ya que los elementos que forman parte del sistema se encuentran parte en el interior y parte en el exterior de Zona Controlada formando un sistema continuo.

Durante el proceso de la limpieza química se genera un residuo secundario el cual es al mismo tiempo residuo peligroso desde el punto de vista químico y residuo radiactivo. Este hecho implica una complejidad añadida que requiere incluir la gestión del residuo como una parte importante en la planificación de este tipo de proyectos.

ID: 01133
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica en situaciones de exposición existente

DETERMINACIÓN DE ISÓTOPOS DE URANIO EN MUESTRAS DE AGUA DE LA PROVINCIA DE GRANADA

Abel Milena Pérez[1] , Francisco Piñero García[1] , María Ángeles Ferro García[1] , José Benavente Herrera[1] , Rafael García-Tenorio[2]

1) Universidad de Granada 2) Universidad de Sevilla

OBJETIVO

Uno de los objetivos de la protección radiológica es el control de la dosis recibida por la población ante la ingesta de radionucleidos presentes en los alimentos y/o aguas de consumo. Por este motivo, en este trabajo se ha llevado a cabo la determinación de isótopos naturales de Uranio emisores alfa (^{234}U, ^{235}U, ^{238}U), peligrosos desde el punto de vista de la contaminación radiactiva que supone su ingesta, ya que actúan como fuentes de emisión internas. Estos isótopos están presentes en muestras de aguas, procedentes de distintos orígenes dentro de la provincia de Granada, con el objetivo de determinar el impacto radiológico que suponen para la población.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para llevar a cabo la determinación de estos isótopos a cada muestra de agua se le ha realizado una extracción líquido-líquido con tributilfosfato (TBP) logrando la separación radioquímica del Uranio a partir de las diferencias en los coeficientes de reparto de los radionucleidos entre las fases acuosa y orgánica. Una vez purificada, se han electrodepositado sobre planchetas de acero, siendo ésta la fuente de medida [1]. Finalmente, se han identificado y cuantificado los isótopos de Uranio por Espectrometría Alfa (Alpha Analyst de CANBERRA) con detectores semiconductores de tipo PIPS (A450-18AM). Además, para garantizar la calidad de los resultados el procedimiento de análisis ha sido validado a partir de muestras suministradas por el departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear de la Universidad de Sevilla.

RESULTADOS

Hasta el momento, se han analizado trece muestras de agua de distinta procedencia, que incluyen aguas envasadas (de diferentes lugares de España), manantiales, ríos, y agua potable (grifo) que se suministra a la ciudad de Granada (Figura 1). Las concentraciones de actividad detectadas son: ^{234}U, < 1,4 – 66,9±14,8 mBq/L, con una concentración de actividad media de 25,8±4,7 mBq/L. Para el ^{238}U, < 0,7 – 53,6±17,2 mBq/L, con una media de 18,3±5,0 mBq/L. Por último, para el ^{235}U, < 0,6 – 5,7±2,0 mBq/L, con una concentración media de 2,3±0,7 mBq/L. Además, se ha calculado la dosis efectiva y la cantidad de Uranio total disuelto en las muestras considerando un consumo medio de 2 litros de agua al día (Tabla 1). La dosis máxima encontrada ha sido de 4,22±1,12 µSv/año y el contenido de Uranio disuelto varía entre 0,06±0,01 y 4,33±1,39 µg/L. Estos resultados se han comparado con los obtenidos por otros autores que han realizado estudios similares, obteniendo una buena concordancia entre ellos [2][3].

CONCLUSIONES

Hasta el momento las concentraciones de Uranio natural detectadas en las aguas analizadas cumplen la legislación vigente [5], tanto en lo referente al contenido disuelto de Uranio como en la dosis efectiva total; por tanto su ingestión no supone ningún riesgo radiológico para el ser humano.

El estudio está siendo ampliado con más muestras de agua, con distintos orígenes e hidrogeología que nos puedan ayudar a comprender mejor el comportamiento de los isotopos naturales de Uranio en el medio acuoso, los cuales de forma natural están ampliamente distribuidos en el medioambiente.

REFERENCIAS

[1] L. Halltadius, «A Method for Electrodeposition of Actinides,» *Nucl. Instrum. Methods.,* vol. 223, pp. 226-228, 1984.
[2] I. Díaz-Francés, El 210Po en la Cadena Alimentaria: Implicaciones Dosimétricas, Sevilla, 2014.
[3] M. Lehritani, J. Mantero, N. Casacuberta, P. Masqué y R. García-Tenorio, «Comparison of Two Sequential Separation Methods for U and Th Determination in Environmental Samples by Alpha-Particle Spectrometry,» *Radiochim. Acta.,* vol. 100, pp. 431-438, 2012.
[4] A. Vidic, Z. Ilic y L. Benedik, «Recent Measurements of 234U/238U Isotope Ratio in Spring Waters from the Hadzici Area,» *J. Environ. Radioact.,* vol. 120, pp. 6-13, 2013.
[5] «Boletín Oficial del Estado (BOE), de 6 de Julio, por el quee se aprueba el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes,» 2001.



Parámetro	Ecuación	Unidades	Referencia
Concentración total de U disuelto	$C_U = \sum_i \frac{A_i \cdot P_{at_i}}{\lambda_i \cdot N_A}$	µg/L	[4]
Dosis efectiva	$D = \sum_i x_i A_i$	µSv/año	[5]

ID: 01053
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica en situaciones de exposición existente

Influencia de la ventilación en los niveles de radón en una vivienda unifamiliar tipo

Jorge García Paniagua[1] , Antonio Baeza Espasa[1] , Javier Guillén Gerada[1]

1) LARUEX, Facultad de Veterinaria, Universidad de Extremadura

Objetivo

La concentración de radón en viviendas es una de las principales vías de exposición de la población a la radiación de origen natural, siendo para ello determinante las características geológicas del entorno. El objetivo del presente estudio es analizar la influencia que las condiciones de ventilación de una estancia, tiene sobre los niveles de radón en la misma, para una vivienda unifamiliar tipo ubicada en una región con riesgo de exposición al radón. Este estudio forma parte de otro más amplio realizado en dicha región, usando como base las diferentes técnicas y estilos constructivos.

Material y métodos

La vivienda analizada se encuentra en Plasencia, al norte de la provincia de Cáceres, en una zona de categoría 2 para la exposición al radón (CSN, 2013), y situada sobre una zona granítica (ver Fig. 1). Es de tipo unifamiliar, y posee un sistema general de ventilación, por lo que el aire circula desde los cuartos secos a los húmedos (CTE, 2009).

Fig. 1 Ejemplo de penetración de una roca granítica en las paredes del sótano de la vivienda seleccionada.

La concentración de radón en el interior se determinó con cánister de carbón activo, expuestas por duplicado 48 h. Posteriormente, se realiza la medida de la actividad con un detector de Hp(Ge) tipo P de 34,2% de eficiencia relativa, analizando sistemáticamente los fotopicos de ^{214}Pb (295 y a 352 keV) y ^{214}Bi (609 keV).

La influencia de la ventilación se analizó en la planta sótano de dicha vivienda, realizando diversas experiencias en fechas próximas entre sí, para minimizar la dependencia estacional de los niveles. Dichas experiencias fueron: a) Sin ventilación: la estancia permaneció cerrada 48 h antes de y durante la medida; b) Ventilación normal: la puerta permaneció abierta; c) Medida de recuperación: la estancia permaneció cerrada durante la exposición; d) Ventilación forzada: se utilizó un ventilador que funcionaba durante media hora cada dos horas, con el fin de renovar el aire interior de la estancia seleccionada.

Resultados

En la tabla 1 se muestran los valores medios de la concentración de radón medidos para cada una de las estancias y condiciones de ventilación. Como puede verse, la concentración de radón es inferior al nivel de referencia de 300 Bq/m^3 para edificios construidos (CSN, 2012), excepto en la planta sótano. Por ello, se seleccionó esta planta para analizar la influencia de las condiciones de ventilación.

Tabla 1: Valores medios de la concentración de ^{222}Rn en diferentes estancias de la vivienda seleccionada y condiciones de ventilación.

En dicha tabla se observa que con una ventilación normal (puerta abierta), la concentración de radón descendió significativamente, por debajo del nivel de referencia. Así como que el uso de ventilación forzada permitió reducir en un orden de magnitud dicha concentración.

Conclusión

Las condiciones de ventilación influyen notablemente en la concentración de radón en el interior de las viviendas. Como se deduce de los resultados experimentales, la modificación de las mismas en las plantas problemáticas de una vivienda unifamiliar, pueden solventar frecuentemente el problema mediante técnicas sencillas, como dejar las puertas abiertas o usar una ventilación forzada.

Agradecimientos

Agradecer al Gobierno de Extremadura la ayuda financiera concedida al grupo de investigación LARUEX, FQM001, gracias a la cual ha sido parcialmente posible la ejecución del presente estudio.

Bibliografía

- CSN, 2012. Guía de seguridad 11.02 (2012). Control de la exposición a fuentes naturales de radiación.
- CSN, 2013. Mapa predictivo de exposición al radón en España. Colección Informes Técnicos, 38.2013.
- CTE DB HS-3, 2009. Documento Básico de Salubridad del Código Técnico de la Edificación: calidad del aire interior.



Estancia	Duración exposición	Rn^{222} (Bq/m^3)	Condiciones de ventilación
Planta 1ª	30/11/12 – 02/12/12	56 ± 3	Sin ventilación
Planta Baja	30/11/12 – 02/12/12	75 ± 4	Sin ventilación
Planta Garaje	30/11/12 – 02/12/12	61 ± 3	Sin ventilación
Planta Sótano	30/11/12 – 02/12/12	641 ± 22	Sin ventilación
	22/02/13 – 24/02/13	600 ± 11	Sin ventilación
	01/04/13 – 03/04/13	698 ± 26	Sin ventilación
	05/04/13 – 07/04/13	171 ± 9	Ventilación normal
	09/04/13 – 11/04/13	204 ± 43	Medida de recuperación
	13/04/13 – 15/04/13	24,5 ± 1,5	Ventilación Forzada
	17/05/13 – 19/05/13	308 ± 15	Sin ventilación

ID: 00916
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

MICROALGAS MEJORADAS GENÉTICAMENTE PARA LA DESCONTAMINACIÓN Y EL FRACCIONAMIENTO DE URANIO.

ANA ISABEL BARRADO[1] , ESTEFANIA CONDE[1] , MARTA FERNANDEZ[1] , ABEL YLLERA[1]

1) CIEMAT

La eliminación de U incorporado al medio ambiente debido a la actividad antropogénica por tratamiento clásico, tiene un alto requerimiento en términos de reactivos y energía que ha limitado su uso, mientras que los métodos biológicos que exploran el potencial de los microorganismos han surgido como una opción ecológica y económica [1] . Otra etapa crítica es el proceso de enriquecimiento isotópico del uranio, tanto por su baja eficiencia como por la cantidad de residuos radiactivos generados. Una alternativa a estas opciones puede ser el enfoque biotecnológico, ya que se sabe que ciertas especies de microalgas y/o bacterianas capturan selectivamente un isótopo que conduce al fraccionamiento isotópico. Las microalgas en particular son muy baratas de cultivar, poco exigentes en el consumo de recursos, y extremadamente resistentes a ambientes extremos (pH, temperatura, presencia de tóxicos). [2, 3]

El bioproceso de enriquecimiento de Uranio que se propone en este trabajo se basa en la actividad metabólica de una cepa de microalgas *Chlamydomonas*, ChlSPGI, aislada de una balsa ácida altamente contaminada con uranio (25 mg/L) de la mina de ENUSA Saelices (Salamanca) y mejorada genéticamente para incrementar su capacidad de acumulación de U. Además, como se ha demostrado en los estudios realizados, estos microorganismos son capaces de enriquecer el uranio produciendo fraccionamiento isotópico [2].

Para ello se ha llevado a cabo una serie de ensayos de cultivo de algas en diferentes condiciones (tiempo de exposición, concentración y composición isotópica) para comprobar la influencia de estos factores en el proceso. Después de completar cada experimento, los pellets de las microalgas y los medios de cultivo fueron lavados con agua y con EDTA, separados por centrifugación, digeridos por digestión ácida y el uranio fue purificado sobre resina TEVA por cromatografía de extracción. La caracterización elemental e isotópica fue realizada por espectrometría de masas con plasma de acoplamiento inducido. La concentración se midió con un instrumento basado en cuadrupolo (ICAP Q THERMO), mientras que para medir la relación isotopica se usó un espectrómetro de alta resolución (ELEMENT XR THERMO).

Los resultados obtenidos muestran que la actividad metabólica de esta cepa microalgal le permite captar 115 mg de U por gramo de biomasa algal en muy poco tiempo dado su rápido ciclo celular. Además, las medidas de la relación isotópica ^{235}U / ^{238}U revelan que a lo largo del proceso de bioacumulación se produce una discriminación isotópica favorable al isótopo más ligero dentro del alga, lo que da lugar a un enriquecimiento en el isótopo ^{235}U, con valores de ?^{235}U de + 3.983. Como consecuencia, se produce una concentración de ^{238}U en el medio circundante.

En conclusión, los datos obtenidos confirman, por un lado la capacidad de acumulación de estos microorganismos del uranio del medio, y por otro el enriquecimiento isotópico durante el proceso metabólico. Este proceso se puede repetir hasta alcanzar el porcentaje de enriquecimiento de ^{235}U necesario.

[1] Margarete Kalina, W.N. Wheelerb, G. Meinrath. **The removal of uranium from mining waste water using algal/microbial biomass.** *Journal of Environmental Radioactivity 78 (2005) 151–177.*

[2] Beatriz Baselga-Cervera, Victoria López-Rodas, Camino García-Balboa, Eduardo Costas. **Microalgae: the first nuclear engineers?**. *An. Real Acad. Farm. Vol 79, Nº 4(2013) 634?645.*

[3] C. García-Balboaa, B. Baselga-Cerveraa, A. García-Sanchezb, J.M. Igualb,V. Lopez-Rodasa, E. Costas. **Rapid adaptation of microalgae to bodies of water with extremepollution from uranium mining: An explanation of how mesophilicorganisms can rapidly colonise extremely toxic environments.** *Aquatic Toxicology 144– 145*

(2013) 116– 123.

ID: 00998
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

USO DE UN ESPECTRÓMETRO DE RADIACIÓN GAMMA POR CENTELLEO CeBr3 PARA VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

R. Idoeta[1] , M. Herranz[1] , N. Alegría[1] , F. Legarda[1]

1) Universidad del País Vasco UPV/EHU

Objetivo

Este trabajo analiza las posibilidades de uso del nuevo detector de centelleo $CeBr_3$, caracterizado por una resolución aceptable, como espectrómetro gamma para realizar labores de vigilancia radiológica ambiental, estableciendo las condiciones de medida para las que se podría usar con distintas matrices ambientales para tal propósito. Se presentan en este primer trabajo los resultados comparativos obtenidos cuando en estas matrices se pretende determinar ^{137}Cs y ^{131}I usando uno de estos nuevos detectores o los más convencionales de HPGe.

Materiales y Método

Se ha empleado un detector de 1.5 pulgadas de diámetro y longitud de $CeBr_3$ de la marca Scionix, con un fotomultiplicador de Hamamatsu de 2”, envuelto en aluminio de 0.5 mm y su diámetro exterior es de 45 mm. Fue instalado en un blindaje de plomo de 10 cm. El detector tiene una resolución nominal de 4.3% a 662 keV (^{137}Cs). Se empleó un analizador multicanal digital con 512 canales.

Se ha probado la idoneidad de este detector para la vigilancia radiológica con 2 matrices medioambientales diferentes, aire y agua, pero que suponen 3 tipos distintos de muestras usadas habitualmente en la monitorización medioambiental. El sistema de captación del aire permite la recolección de dos tipos de muestras: radio-iodo en un cartucho de carbón activo y partículas sobre un filtro plano de nitrato de celulosa. En lo que respecta al muestreo de agua, se han evaporado muestras acuosas de 2 litros en una hoja de polietileno doblada a un tamaño de 50 x 30 mm.

Las muestras se colocaron centradas sobre la ventana del detector, midiéndose durante diferentes tiempos para estudiar la influencia de tiempo de recuento en el límite de detección.

Se emplearon patrones de calibración apropiados a cada una de las tres tipos de muestra, preparados a partir de una solución patrón certificada que proporciona 12 emisiones gamma distintas. Los tiempos de recuento empleados para ellos se seleccionaron de acuerdo a sus actividades de forma que las incertidumbres estadísticas de su medida tuvieran una contribución menor sobre los resultados finales, de forma que se midieron tal que dieran al menos 10^5 cuentas bajo cada fotopico.

Las medidas de fondo se realizaron con muestras blanco. Los detectores de $CeBr_3$ no tienen un fondo intrínseco alto como el de otros de parecidas características como $LaCl_3$:Ce o $LaBr_3$:Ce. Además empleamos un blindaje de 10 cm de espesor de plomo. Los tiempos de recuento para este tipo de muestras fueron de 1 día.

Resultados

La resolución de este detector resulta ser entre 10 y 30 veces superior a la de los clásicos espectrómetros gamma empleados en vigilancia radiológica ambiental de HPGe, aunque suficiente para la correcta separación de los fotopicos de calibración.

Las eficiencias de pico observadas para el filtro de nitrato de celulosa están entre 21% y 1.3% mientras que en el cartucho de carbón activo el rango es de 11% a 1.3%. Para las muestras de agua las eficiencias están entre 11% y 1.7%. A tenor de estos datos se podría decir que este detector de 1.5“ de $CeBr_3$ tendría eficiencias comparables a la de detectores de HPGe del entrono de 40-60% de eficiencia relativa.

Estudiando el fondo observado en este detector se llega a resultados parecidos: este detector tendría una tasa de recuento de fondo intermedia entre las observadas en detectores de HpGe de eficiencias relativas entre 40% y 60% con idéntico blindaje de plomo.

Se observa también que un día de recuento es suficiente para que se alcancen límites de detección de ^{137}Cs inferiores a los exigidos por el CSN en las muestras de agua y en los filtros. En el caso de la medida de ^{131}I, se necesitan dos días de recuento para alcanzar el límite de detección establecido por el CSN en la medida de muestras de aire.

Conclusiones

Este detector que opera a temperatura ambiental se puede considerar como una opción para labores rutinarias y simples de medida de determinados radionucleidos en el marco de la vigilancia radiológica.

ID: 01002
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

ANÁLISIS DE 226RA EN SUBPRODUCTOS DE LA INDUSTRIA DEL PETRÓLEO

M. Herranz[1] , R. Idoeta[1] , C. Olondo[1] , S. Rozas[1] , F. Legarda[1]

1) Universidad del País Vasco UPV/EHU

Objetivos

Se presentan los resultados y conclusiones más importantes obtenidos en el análisis del método de separación radioquímica del ^{226}Ra usando resinas de intercambio iónico y su medida por espectrometría alfa o co-precipitación y medida por centelleo líquido como métodos idóneos para la determinación de ^{226}Ra en subproductos de la industria de petróleo.

El interés creciente en los aspectos de Protección Radiológica asociado con las industrias y materiales NORM (IAEA, Basic Safety Standards) hace que la caracterización de los subproductos de la industria del petróleo desde el punto de vista de su contenido en radionúclidos naturales, cobren una especial relevancia. En ese contexto, se ha realizado un análisis de los diferentes métodos para la determinación de ^{226}Ra susceptibles de ser aplicados a muestras procedentes de esa industria.

Estos subproductos son matrices altamente complejas, algunas de ellas inflamables, que presentan diferentes concentraciones de ^{226}Ra, así como diferentes densidades y composiciones químicas. Sin embargo, todas ellas pueden contribuir a la dosis a los trabajadores en estas industrias.

La espectrometría gamma puede ser el método más adecuado para aquellas por su rapidez, pero debido a los altos límites de detección que proporciona y que pueden resultar inadecuados para algunas muestras, esta ponencia se centra en el análisis comparativo de dos métodos: el uso de la co-precipitación más la medida por centelleo líquido (LSC) y el uso de la separación usando resinas de intercambio iónico (II) seguida de la medida por espectrometría alfa para la determinación del ^{226}Ra en los subproductos de la industria del petróleo.

Materiales y métodos

Se ha trabajado con muestras de petróleo, lodos y costras (scales) procedentes todas ellas de la misma

explotación petrolífera. Después de una primera fase en la cual la muestra se homogeneíza, con ayuda de un sonicador, y disuelve con la ayuda de un horno microondas o de un sistema HPA, se aplican sobre alícuotas de ella, los métodos resumidos en la Figura 1.

Resultados

Los resultados obtenidos se comparan en función del tiempo requerido desde que la muestra entra en el laboratorio hasta aquel en que se puede proporcionar un resultado, llegándose a la conclusión de que la espectrometría alfa es el método más rápido aunque también requiere mayor destreza y es menos estable que el de LSC.

Los límites de detección e incertidumbres son muy similares en ambos procedimientos, aunque ligeramente inferiores en la espectrometría alfa (10^{-4} Bq/g) y al menos un orden de magnitud menor que los que se pueden obtener por espectrometría gamma.

En esta ponencia se analizan con detalle los problemas específicos de cada una de las metodologías: pérdida de control del ^{225}Ac e impacto sobre el resultado de los diferentes tiempos a tener en cuenta en este proceso, para el caso de la espectrometría alfa y estabilidad de las muestras, posible interferencia del contenido en Ba en la determinación del rendimiento radioquímico empleando Ba como trazador e incorrecta separación entre muestra y centellador para el caso de la determinación por LSC.

Conclusiones

Aunque ambos métodos proporcionan resultados comparables entre sí, el método por centelleo líquido, pese a ser más lento a la hora de proporcionar un resultado, es más sencillo y estable en su aplicación, requiriendo menor experiencia en el personal técnico. Por lo tanto, un laboratorio deberá elegir uno u otro método en función de sus recursos y capacidades.



ID: 01183
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

Caracterización radioquímica de un emplazamiento afectado por drenaje ácido de mina

Eugenia Rebollo[1] , Esther Díaz[1] , Jordi Fons Catells[1] , Joana Tent Petrus[1] , Mantserrat Llauradó[1]

1) Departamento de Ingeniería Química y Química Analítica, Universitat de Barcelona.

Introducción y Objetivo

Las áreas geográficas donde se encuentran minas abandonadas pueden presentan problemas debido a que en condiciones atmosféricas determinadas se puede producir lixiviación y liberación de metales pesados y radionucleidos naturales en aguas superficiales y subterráneas, sedimentos y vegetación. Este estudio se centra en la vigilancia radiológica ambiental, de una zona geográfica concreta, mediante la determinación de diferentes radionúclidos naturales en diferentes tipos de muestras ambientales: efluentes, sedimentos y vegetación.

El objetivo de este proyecto es implementar una metodología analítica rápida, desarrollada por el grupo de trabajo, para llevar a cabo la caracterización de actividades adecuadas del contenido radioactivo en diferentes muestras ambientales.

Figura 1: Mapa de la zona de muestreo

Materiales y métodos

Todas las muestras proceden de una antigua mina de pirita, situada en *Estanques de la Pedrera dels Ocells,* Santa Creu d'Olorda (Barcelona). En la figura 1 se muestra el mapa del emplazamiento objeto de estudio.

Es una zona geográfica de gran interés ya que no se dispone de estudios previos de caracterización radioquímica. Se ha establecido realizar un muestreo mensual de diferentes muestras ambientales durante un periodo de seis meses.

Las técnicas empleadas para cuantificar el contenido radioactivo en suelos y vegetación son espectrometría alfa y espectrometría gamma, para determinar uranio y otros radionucleidos naturales, respectivamente. Para muestras de efluentes, aguas de superficie y aguas subterráneas, se determinan uranio, radón, radio y otros radionucleidos naturales combinando medidas por centelleo líquido y espectrometría gamma mediante una herramienta quimiométrica.

Resultados

A continuación se muestran resultados obtenidos hasta ahora, en los primeros muestreos realizados. Los datos que se muestran en la tabla 1 corresponden a diferentes valores de la actividad de radón en muestras de efluentes, en diferentes puntos de muestreo y a diferentes profundidades:

Código muestra	**Actividad ^{222}Rn (Bq kg^{-1})**	**Incertidumbre asociada (Bq kg^{-1})**
S-1912	0,250	0,091
Pr-1912	2,006	0,348

Pi-1912	0,172	0,079

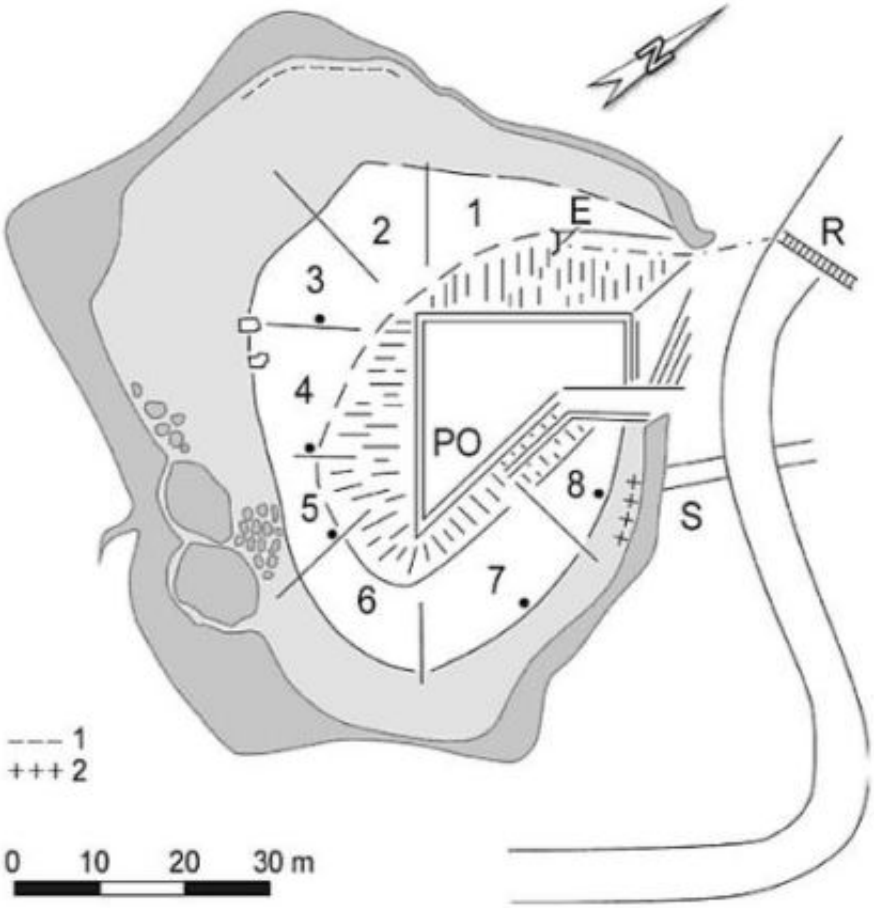
Tabla 1. Actividades de ^{222}Rn y su correspondiente incertidumbre asociada en muestras de efluentes.

Códigos de muestras: S-1912, agua en superficie; Pr-1912, agua en profundidad, Pi-1912, agua cercana a material de pirita.

Conclusión

Este estudio pretende la caracterización mediante una herramienta que combina métodos rápidos, de las actividades de radionúclidos naturales en la zona geográfica objeto de estudio.

Este proyecto está siendo realizado en el Laboratorio de Radiología Ambiental de la Universidad de Barcelona (LRA-UB) que cuenta con una acreditación ENAC (UNE-EN ISO/IEC 17025); acreditación nº LE/1117.


N
1
2
3
4
5
6
7
8
E
R
S
PO
1
2
0
10
20
30 m

ID: 01258
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

DOSIS RADIACTIVA RECIBIDA POR EL CIUDADANO MEDIO DE VALENCIA POR INGESTIÓN E INHALACIÓN

Vanesa Delgado Belmar[2] , Teresa Cámara Garcia[3] , José Díaz Medina[3] , Clodoaldo Roldán García[1]

1) Laboratorio de Radiactividad Ambiental (LARAM).Universidad de Valencia. 2) Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Valencia. 3) IFIC (Centro Mixto UV-CSIC). Parc Científic de la Universitat de València.

1.Introducción y objetivos.

La dosis radiactiva que se incorpora al cuerpo humano es principalmente debida a la radiación ingerida, vía alimentos y bebidas, e inhalada al respirar.

En España existe un plan de vigilancia ambiental coordinado por el CSN, que supervisa estas radiaciones en el cual participa el Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universidad de Valencia (LARAM), con el muestreo y la medida de la actividad presente en alimentos (dieta total), aguas, filtros de aire y suelos.

El objetivo de este trabajo es presentar un resumen sobre los niveles de ingestión e inhalación de isótopos radiactivos de un ciudadano medio del área metropolitana de Valencia durante los últimos diez años y su evolución con el tiempo, a partir de los datos registrados por el LARAM.

2. Material y métodos.

Las muestras de agua potable se recogen en el LARAM y los aerosoles y radioyodos en la terraza de la Facultad de Física, ambos en el Campus de Burjassot, con periodicidad semanal.

Las muestras de dieta total se recogen trimestralmente en la cafetería del Campus de Burjassot y están compuestas proporcionalmente por las cinco comidas de la dieta mediterránea durante cinco días consecutivos.

Los análisis efectuados son: alfa total y beta total, en aguas y filtros de partículas y espectrometría gamma (isótopos naturales y artificiales) y ^{90}Sr, en todas las muestras.

3.Resultados.

3.1 Ingestión

Aguas:La actividad alfa se mantiene constante a lo largo de los años, sin embargo la actividad beta, así como la actividad de ^{40}K han incrementado en estos años, probablemente estos dos incrementos se deban al mismo motivo, que atribuimos a un cambio en las sales de pretratamiento y potabilización del agua, ya que el potasio es un emisor tanto beta como gamma (Ver Tabla 1).

Dieta:En las muestras de dieta total, la mayor aportación de los isótopos naturales es debida al ^{40}K, que tiene una media constante de alrededor de 120±10 Bq/persona·día, característica de un consumo habitual, debido a la presencia de potasio en algunos alimentos, en el agua, o a la adición de algunas sales como la sal iodada.

De entre los isótopos artificiales se ha detectado ocasionalmente ^{137}Cs, para el cual no hemos calculado la dosis, ya que no se ha detectado de manera continuada. La actividad de ^{90}Sr se ha reducido a la mitad a lo largo de los últimos 10 años.(ver Tabla 2)

3.2 Inhalación.

La actividad alfa en todos los filtros recogidos es similar, con una media de (0.14±0.02)mBq/m^3, excluido el ^{222}Rn. En la actividad beta total, se observa una variación estacional, con máximos en verano que alcanzan valores de

alrededor de los 2 mBq/m^3, y una décima parte de estos, 0.3 mBq/m^3, en invierno.

El análisis gamma sólo muestra la presencia del isótopo natural ^{7}Be, con sus variaciones estacionales típicas con máximos en verano de 5-6 mBq/m3, y mínimos en invierno de 2-3 mBq/m^3, aportando una dosis por inhalación del orden de 10^{-9}mSv anuales, para una actividad media en estos años de 3.8 mBq/m^3.

Las muestras de radioyodos no han mostrado en estos 10 años presencia del isótopo ^{131}I por encima de los límites de detección, $1 \cdot 10^{-5}$ Bq/m^3, a excepción de cuatro muestras en marzo y abril de 2011, tras el accidente de Fukushima, donde se detectó una actividad de hasta 2.3±0.3 mBq/m^3.

4. Conclusión.

Las dosis de ingesta anuales totales son mayormente debidas a la presencia del isótopo natural ^{40}K en las muestras de dieta total, que aporta una dosis media de 0.26mSv/año, contribuyendo así de forma mayoritaria a la dosis radiactiva interna.

Las dosis por ingesta estimadas para el radionúclido artificial ^{90}Sr, además de haber disminuido a la mitad, son relativamente bajas, aportando una dosis tres órdenes de magnitud menores a las recibidas por el ^{40}K.

Los valores de inhalación, analizados en los filtros de aire, son valores típicos de una atmósfera del mediterráneo. El único emisor encontrado es el isótopo natural ^{7}Be, con un valor medio similar al de toda la península.

	Evolución temporal	Actividades medias (mBq/L)	Dosis aproximada anual (mSv)
Actividad alfa total	Constante	26.0±10	**<0.10**
Actividad Beta total	Incremento temporal	80±10 (2006) 400±60 (2015)	
Actividad Gamma ^{40}K	Incremento temporal	220±12 (mín 2006) 900±30 (máx 2013)	**$1.0 \cdot 10^{-3}$** **$4.1 \cdot 10^{-3}$**

Tabla 1. Actividades alfa y beta total y actividad gamma debida al ^{40}K. La dosis atribuida a la suma de las actividades alfa y beta está estimada basándonos en el RD 140/2003, que indica que si no se superan los límites de 0.1 Bq/L para actividad alfa, y 1 Bq/L para actividad beta, excluido el ^{40}K, se puede atribuir una dosis indicativa total inferior a 0.10 mSv al año. Las dosis atribuidas al ^{40}K se han calculado asumiendo un consumo de 2L de agua por persona al día, con los factores de conversión recomendados en la publicación ICRP 72, para una población adulta, a 50 años. (n=520)

	Evolución temporal	Actividades medias (Bq/Persona·Día)	Dosis aproximada anual(mSv)
Actividad Gamma ^{40}K	Constante	120±10	**0.26**
^{212}Pb, ^{214Pb} o ^{214}Bi	Ocasional (4,1,2 veces respectivamente)	0.1-0.3	
^{137}Cs	Ocasional (5 veces)	0.05	
Actividad Beta ^{90}Sr	Disminución a la mitad en diez años	$(3.8\pm0.3)\cdot10^{-2}$ (2006) $(2.0\pm0.3)\cdot10^{-2}$(2015)	$\mathbf{4.0\cdot10^{-4}}$ $\mathbf{2.0\cdot10^{-4}}$

Tabla 2. Actividades y dosis de las muestras de dieta total. La dosis se ha calculado con los factores recomendados en la publicación ICRP 72, para una población adulta, comprometida a 50 años. (n=32).

ID: 01315
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

Sensor para la determinación en continuo de la actividad alfa y beta en aguas prepotables.

Jose F García Martínez[1] , Alex Tarancón Sanz[1] , Jordi Cros[2] , Miquel Pujades[2]

1) Universidad de Barcelona. 2) ADASA Sistemas

La presencia de radioactividad en efluentes acuosos puede tener su origen en tanto en descargas autorizadas de instalaciones nucleares, centros sanitarios o centros de investigación; como consecuencia de accidentes, vertidos ilegales o actuaciones malintencionadas.

Disponer de información continuada sobre el nivel de actividad en el medio resulta de gran interés para la toma de decisiones que contribuyan a la protección del medio y la población.

La monitorización continuada de emisores gamma en efluentes líquidos se encuentra bien resuelta pero no así el seguimiento de la actividad debida a emisores alfa y beta dada la proximidad necesaria para su detección entre el emisor y el detector. Las técnicas habitualmente utilizadas en laboratorio (contadores proporcionales, detectores de centelleo, semiconductores,..) no han podido ser adaptados para la medida en continuo y las determinaciones continuan realizándose siguiendo procedimientos que requieren la toma de muestra y su traslado al laboratorio con el consiguiente retraso en la disponibilidad de la información.

Las microesferas de centelleador plástico (PSm) son centelleadores sólidos, de capacidades semejantes a los de los cócteles de centelleo líquido, que pueden ser fácilmente adaptados para la medida en continuo. Las PSm pueden ser incluidas en una celda de medida atravesada por el efluente acuoso permitiendo que las emisiones alfa o beta producidas por los radionuclidos presentes en el medio exciten al centelleador emitiendo el correspondiente alud de fotones. Estos fotones serán detectados por una cadena de detección semejante a la usada en los detectores de centelleo líquido comerciales.

Objetivo

El objetivo de este trabajo conjunto entre la Universidad de Barcelona y la empresa ADASA sistemas ha sido el desarrollado un sensor para la monitorización en continuo de la actividad de emisores alfa o beta en aguas prepotables utilizando PSm como material sensible.

Material y métodos.

Con el propósito de reducir el fondo y mejorar el límite de detección, el conjunto de la celda y los fotomultiplicadores está rodeado de un blindaje pasivo y un blindaje activo.

Resultados.

A continuación se muestran valores de fondo, eficiencia y límite de detección.

Niveles críticos (nivel a partir del cual la muestra puede contener actividad detectable para un tiempo de medidas de 5 horas):

- ^{3}H: 110 Bq/L
- ?-total: 0.9 Bq/L
- ?-total: 1.2 Bq/L

Niveles de Detección (nivel de actividad a partir del cual la radioactividad de la muestra se detecta. Tiempo de medidas de 5 horas):

- ^{3}H: 225 Bq/L
- ?-total: 1.9 Bq/L
- ?-total: 2.5 Bq/L

Fondo

- Todo el espectro: 0.240 cps
- ventana ^{3}H: 0.046 cps
- ventana ?-total : 0.184 cps
- ventana ? -total : 0.237 cps

Eficiencia de Detección (considerando un volumen de 10ml en la celda de detección)

- ^{3}H: 0.38%
- ?-total: 71.1%
- ?-total: 58.1%

Conclusión.

El sensor desarrollado permite la monitorización en continuo de la actividad alfa y beta en un efluente acuoso reduciendo de forma notable el tiempo de respuesta respecto a los equipos comerciales existentes en la actualidad.

ID: 01055
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

EL PROYECTO TRITIUM

Antonio Baeza Espasa[1] , Joâo Veloso[2] , José Díaz Medina[3] , Fabrice Piquemal[4] , José Manuel Gil Lavado[5]

1) (1) LARUEX, Facultad de Veterinaria, Universidad de Extremadura 2) (2) Departamento de Física, Universidad de Aveiro, Campus Universitário de Santiago 3810-193 Aveiro 3) (3) Instituto de Física Corpuscular-Universitat de Valéncia 4) (4) Centre National de la Recherche Scientique Délégation Aquitaine CENTRE D'ETUDES NUCLEAIRES DE BORDEAUX GRADIGNAN (CENBG). 5) (5) Consejería de Medio Ambiente y Rural, Políticas Agrarias y Territorio. Junta de Extremadura

Objetivo.

Informar del planteamiento y objetivos propuestos para ejecutar el proyecto "*Diseño, Construcción y Puesta a Punto de Estaciones Automáticas para el Monitoraje en Tiempo Real de Bajos Niveles Radiactivos de Tritio en Aguas*", financiado por el programa Europeo de Cooperación Transfronteriza INTERREG-SUDOE.

Material y métodos.

La Legislación Europea (1) y su transposición a la Nacional (2) establecen que el nivel de tritio en las aguas de consumo no debe superar los 100 Bq/m^3. Si bien esta actividad es unos dos órdenes de magnitud por encima de los niveles de tritio de origen cosmogénico, en el entorno de las centrales nucleares, se supera fácilmente tras su uso para refrigerar las citadas instalaciones.

Actualmente existen técnicas detección en los laboratorios de baja actividad que permiten la medida directa de actividades de tritio en agua mayores que 2 Bq/L. Sin embargo, el proceso de toma y preparación de la muestra, su acondicionamiento, la lectura de la radiación beta emitida, y el análisis del espectro para obtener su nivel de actividad, impide tener dicha información antes de 4 o 5 días tras la toma de la muestra. Tiempo suficiente para que se haya producido una alteración de los niveles de tritio en el agua tal que comprometa su uso para el consumo. Además, no es directamente posible el traslado de los sistemas de medida del tritio existentes en los laboratorios de baja actividad, a la medida in situ y en tiempo cuasi real de los niveles de tritio en agua, dado que los líquidos de centelleo son altamente contaminantes.

Resultados.

Hemos formado un consorcio internacional integrado por investigadores de 4 diferentes Universidades y especializaciones complementarias, que junto a la supervisión de la Administración Autonómica, se proponen diseñar, construir y probar las capacidades, primero a nivel de laboratorio, para posteriormente con el prototipo resultante de monitor tritio en aguas, trasladarlo a las proximidades del canal de descarga al río Tajo de la Central Nuclear de Almaraz para que realice las medida in situ y con tiempos reducidos de integración. El objetivo fundamental es que su límite de detección para el tritio sea del orden de los precitados 100 Bq/L.

La distribución de tareas para cada uno de los socios del precitado proyecto se muestran resumidamente en la figura (1).

Figura (1). Principales módulos del monitor de tritio a construir y responsabilidad de ejecución de cada uno de ellos

Conclusiones.

El monitor de tritio a construir permitirá garantizar que las aguas tras su uso por instalaciones que pueden evacuar importantes actividades de tritio, poseen actividades de tritio tales que no comprometan su uso para el consumo.

Agradecimientos.

Al programa transfronterizo del Sudoeste Europeo, INTERREG-SUDOE, por la financiación del proyecto TRITIUM, referencia SOE1/P4/E0214.

Referencias.

- Directiva 2013/51/EURATOM del Consejo, de 22 de octubre de 2013, por la que se establecen requisitos para la protección sanitaria de la población con respecto a las sustancias radiactivas en las aguas destinadas al consumo humano. 07.11.2013.
- Real Decreto 314/2016, de 29 de julio, por el que se modifican el Real Decreto 140/2003, de 7 de febrero, por el que se establecen los criterios sanitarios de la calidad del agua de consumo humano.



ID: 01056
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

CARACTERIZACIÓN FÍSICO-QUÍMICA Y RADIOLÓGICA DEL EMPLAZAMIENTO DE REFERENCIA ESMERALDA

Nuria Navarro Ortega[1] , Luis Yagüe Rodriguez[1] , David Vaíllo García[1] , Jose Luis Márquez Fernández[1] , Miguel Angel Esteban Jiménez[1] , Pablo Pérez-Cejuela[1] , Jose Carlos Saez Vergara[1]

1) CIEMAT. Subdirección General de Seguridad y Mejora

OBJETIVO

El objetivo de este trabajo es describir las actividades realizadas para la caracterización del emplazamiento de referencia para medidas radiológicas (ESMERALDA) en el marco del proyecto MetroERM (Metrology for Radiological Early Warning Networks in Europe), correspondiente al European Metrology Research Programme.

El propósito de este proyecto es la armonización de las determinaciones realizadas en las redes de alerta radiológica europeas mediante el desarrollo de metodología que proporcione resultados fiables de parámetros radiológicos fundamentales, como el equivalente de dosis ambiental H*(10) o la concentración de actividad. La aplicación de sistemas espectrométricos para llevar a cabo estas determinaciones requiere la validación de nuevos principios de detección basados en simulación por métodos de Monte Carlo. Estas actividades se están realizando en paralelo en dos estaciones de referencia, INTERCAL en Alemania, y ESMERALDA en el CIEMAT. El cálculo de las eficiencias de detección aplicadas a la determinación de concentraciones de actividad ha requerido la caracterización detallada de ambos emplazamientos.

MATERIAL/MÉTODOS

La caracterización físico-química del terreno ha consistido en la determinación de la densidad y contenido de agua (método gravimétrico) y la composición química (fluorescencia de rayos-X y análisis elemental por combustión).

La caracterización radiológica incluye la determinación de la concentración de actividad de radionucleidos emisores gamma y su perfil de distribución en profundidad. Estas determinaciones se han llevado combinando medidas “in situ” con muestreos y posterior análisis en laboratorio. La evaluación de los espectros se realizó empleando calibraciones matemáticas en eficiencias mediante los programas ISOCS y LabSOCS.

Para garantizar la representatividad de las medidas se realizó un mallado regular del área a caracterizar (400 m^2), aplicando un patrón de celda triangular. De esta manera se establecieron de forma sistemática 50 puntos de muestreo, obteniéndose en cada uno de ellos tres muestras inalteradas de suelo a distintas profundidades: 0-5, 5-10 y 10-15 cm, empleando cilindros estandarizados de 100 mL. En el caso de la espectrometría gamma “in situ” las medidas se realizaron con un detector no colimado situado a una altura de 1m del suelo, optimizándose el número de puntos de medida a 30.

RESULTADOS

Los resultados del análisis químico indican que el terreno está constituido fundamentalmente por O (57%), Si (27%), Al (7,1%), K (3,1%) Fe (1,8%) y Ca (1%), con una densidad promedio de 1,2 g/cm^3.

En relación con la caracterización radiológica, en todas las medidas se detectaron radionucleidos de origen natural pertenecientes a las series del ^{238}U y ^{232}Th, así como ^{40}K, con valores promedio de 45, 59 y 1118 Bq/kg respectivamente, correspondientes al contenido natural en suelos de Madrid. Así mismo, se determinó ^{137}Cs en niveles típicos del poso radiactivo (3-6 Bq/kg). Los resultados proporcionados por las dos técnicas empleadas muestran una buena concordancia entre sí, tal y como se muestra en la Figura I.

Todos los radionucleidos están distribuidos de forma homogénea en el perfil de profundidad evaluado, 0-15 cm,

(Figura II). En el caso del ^{137}Cs estos resultados muestran su lenta migración desde la superficie.

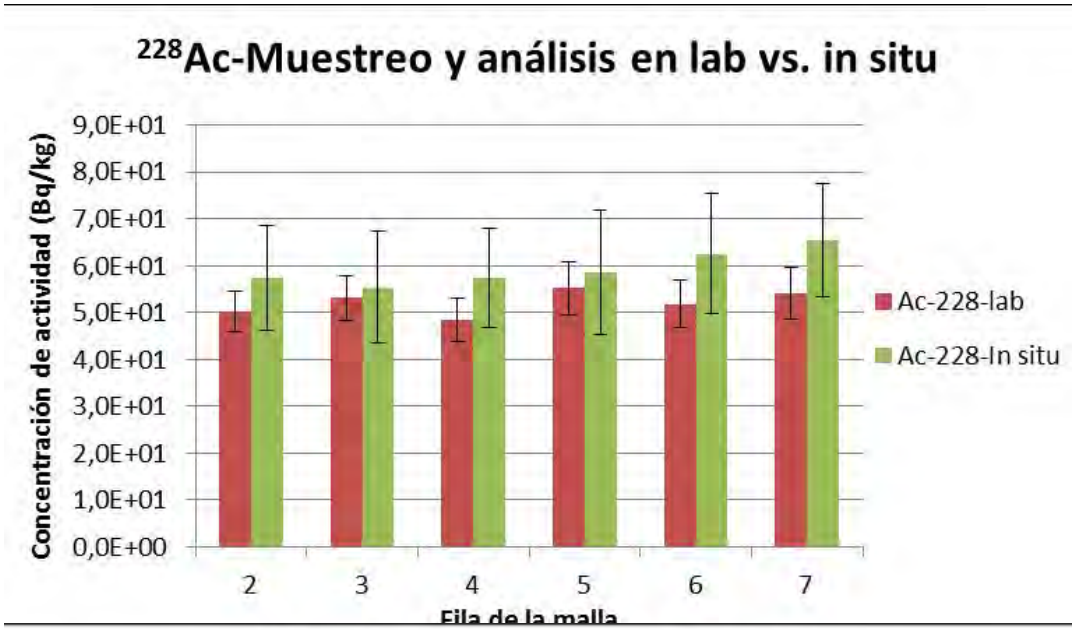
CONCLUSIONES

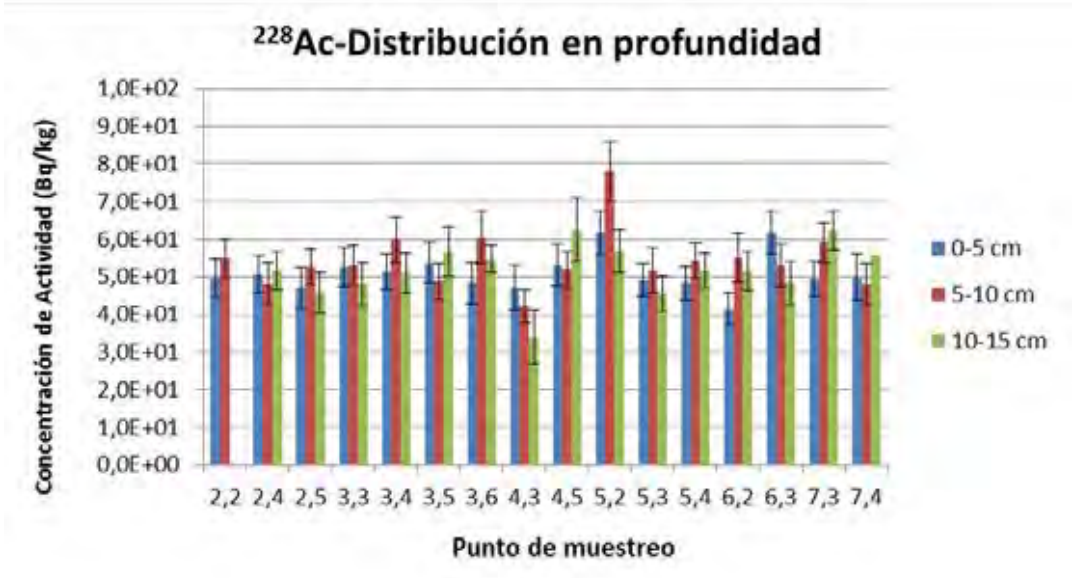
La caracterización detallada del emplazamiento de referencia ESMERALDA ha permitido obtener valores realistas de parámetros fundamentales para las simulaciones por métodos de Montecarlo que se están llevando a cabo en el marco del proyecto MetroERM.

La combinación de la técnica de espectrometría gamma in situ con la realización de muestreos y análisis en laboratorio ha permitido optimizar los recursos disponibles y el tiempo invertido en la realización de dicha caracterización.

Acknoledgements

The MetroERM project is jointly funded by the EMRP participating countries within EURAMET and the European Union.





ID: 01220
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica del público y del medio ambiente

Procedimiento de determinación de los índices Alfa total y Beta total en aguas en situaciones de emergencia

Marina Sáez Muñoz[1] , Josefina Ortiz[1] , Sofía Carlos[2] , Sebastián Martorell[1]

1) Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València 2) Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València

1. Objetivo

Dentro del *Plan Especial ante el Riesgo Radiológico de la Comunitat Valenciana (PERR)* (DECRETO 114/2013), el Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universitat Politècnica de València (LRA-UPV) participa como laboratorio de apoyo en caso de emergencia radiactiva. Con dicho objetivo, el LRA-UPV está adaptando sus procedimientos para poder dar respuesta en un periodo corto de tiempo, y poniendo a punto otros nuevos para cuantificar de forma rápida radionucleidos no contemplados anteriormente.

La medida de la actividad alfa total y beta total en muestras de agua es una medida rutinaria en un laboratorio de radiactividad ambiental y constituye un valor indicativo de la calidad radiológica del agua. En caso de emergencia estos índices son uno de los principales parámetros a determinar, ya que constituyen una medida de “screening” de la contaminación por emisores alfa y emisores beta que ha sufrido el agua. En condiciones rutinarias, el Real Decreto 314/2016 establece que si la concentración de actividad alfa total es superior a 0,1 Bq/L y la concentración de actividad beta total es superior a 1 Bq/L se deberá realizar un análisis de radionucleidos específicos descritos en dicho Real Decreto. Sin embargo estos valores paramétricos pueden modificarse en situaciones de emergencia, si la autoridad competente lo considerará conveniente.

El LRA-UPV ha desarrollado un procedimiento rápido para la determinación de los índices alfa total y beta total en aguas. El siguiente trabajo describe el método propuesto, la calibración y la optimización de los parámetros necesarios para realizar la medida, y la validación de dicho método con muestras de actividad conocida.

1. Material/Métodos

El método consiste en la medida directa de la muestra de agua con el equipo de centelleo líquido de bajo fondo Quantulus 1220. En primer lugar se ha optimizado el parámetro discriminador de impulsos PSA para permitir la medida simultánea de ambos índices. Para ello se han medido patrones de emisores alfa y beta (^{241}Am y ^{90}Sr/^{90}Y) en función de la extinción (SQP(E)) que presente la muestra y se ha minimizado la interferencia total (?), suma de alfa y beta. A continuación, para cada PSA óptimo se ha calibrado en eficiencia el equipo con estándares certificados de ^{241}Am y ^{90}Sr/^{90}Y para emisores alfa y para emisores beta. Finalmente, el método se ha validado con muestras fortificadas por el laboratorio y muestras de intercomparación.

1. Resultados

En la Figura 1 se muestran las curvas obtenidas de interferencia total (alfa + beta) en función del valor de PSA para diferente SQP(E) de la muestra. Se observa que las curvas se van desplazando hacia PSA óptimos menores, mientras que la interferencia total va aumentando.

Figura 1. Interferencia total (?) en función del PSA, para diferentes niveles de extinción de la muestra (SQP(E)).

Las eficiencias alfa y beta para cada PSA óptimo en función de la extinción se muestran en la Tabla 1. Se observa

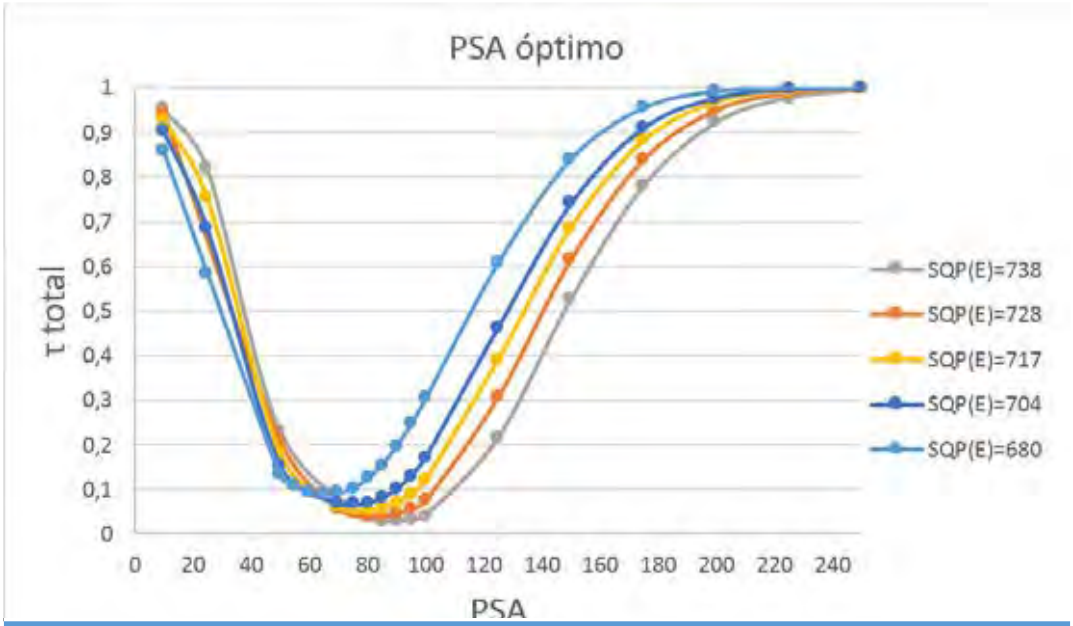
que a menor SQP(E) las eficiencias también se van reduciendo.

Tabla 1. PSA óptimo, interferencias (?) y eficiencias alfa (??) y beta (??) según la extinción de la muestra (SQP(E)).

Tras valorar diferentes muestras ambientales, el SQP(E) medio se sitúa en el entorno de 740, por lo que en la mayoría de casos se fijará un PSA de 90 en la medida. En cuanto a las muestras fortificadas con emisores alfa y beta, hasta el momento se han valorado diferentes proporciones alfa-beta (1:1, 1:10, 10:1) para comprobar la robustez del procedimiento en caso de emergencia. Finalmente, el procedimiento se validará también con muestras de intercomparación del CSN, IAEA, etc.

1. **Conclusión**

El LRA-UPV está poniendo a punto un procedimiento rápido para la medida simultánea de los índices alfa total y beta total en aguas por centelleo líquido. Hasta el momento se han optimizado los parámetros requeridos por el equipo para la medida, y se va a validar el método con muestras fortificadas y de intercomparación. De esta forma, el LRA-UPV podrá dar apoyo a la *Generalitat Valenciana* en caso de emergencia radiológica.



SQP(E)	PSA óptimo	τα + τβ	τα	τβ	εα ± u (k=1) %	εβ ± u (k=1) %
738	90	0,0275	0,0064	0,0212	116,14 ± 0,69	90,47 ± 0,41
728	85	0,0402	0,0085	0,0317	115,75 ± 0,68	89,00 ± 0,41
717	80	0,0529	0,0101	0,0428	115,90 ± 0,69	87,24 ± 0,40
704	75	0,0657	0,0106	0,0551	115,79 ± 0,69	85,47 ± 0,39
680	65	0,0880	0,0129	0,0751	114,90 ± 0,68	82,09 ± 0,38

ID: 01327
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica en situaciones de emergencia y de seguridad física y radiológica de fuentes de radiación ionizante

Estimación de la Dosis Efectiva en Caso de Emergencia en Braquiterapia de Alta Tasa con Co-60

Montserrat Baeza Trujillo[1] , Juan Carlos Mateos Pérez[1] , Alejandro José Santos Rubio[1] , Felipe Arturo Derecho Torres[1] , Florencio Javier Luis Simón[1]

1) Hospital Universitario Virgen del Rocio

Objetivo

En nuestro centro se ha sustituido un equipo de braquiterapia de alta tasa (HDR) que empleaba una fuente de Ir-192, por otro con una fuente de Co-60. Se sabe que las distribuciones de dosis de ambas fuentes no muestran diferencias clínicas significativas a distancia menores de 20 cm. No obstante, la exposición a distancias mayores de 25 cm es diferente entre ambas fuentes y afecta a los niveles de radiación que puede recibir el personal profesionalmente expuesto. En este trabajo estimamos la dosis efectiva que pudiese recibir el personal profesionalmente expuesto en el caso de emergencia de que la fuente de Co-60 no se retraiga considerando tres situaciones diferentes que se describen a continuación.

Material y Método

Tenemos un equipo de Braquiterapia HDR, SagiNova® (Eckert&Ziegler) con una fuente de Co-60. Tal como indica el plan de emergencia, se debe considerar la situación en la que la fuente no se retraiga después del tratamiento. Simulamos tres condiciones diferentes:

1. La fuente queda en el interior del paciente en una posición de tratamiento (10 cm. de profundidad).
2. La fuente queda dentro del paciente en la superficie (2 cm. de profundidad).
3. La fuente queda entre el paciente y el contenedor.

Para la primera situación empleamos el fantoma cilíndrico Perspex (PMMA) T9193, de 20 cm de diámetro y colocamos la fuente en el centro del mismo mediante el aplicador LAR01-01, con el inserto adecuado. Para la segunda colocamos el aplicador en uno de los orificios periféricos del fantoma, cuyo centro está a 2 cm de la superficie y para la tercera situación se coloca el aplicador en el aire.

Se mide la tasa de dosis equivalente ambiental con un monitor de radiación Victoreen Fluke 451B-DE-SI-RYR en contacto con el fantoma y a distancia de 10, 20, 30, 40,70 y 100 cm.

Además se mide también en dosis acumulada para la valorar de la dosis en tránsito, en caso de que la fuente se lograra retraer hasta el contenedor, bien automática o manualmente.

Por último, se realizan simulacros de emergencia para un tratamiento de braquiterapia de cérvix con aplicadores tipo Fletcher y se cronometra el tiempo de actuación del oncólogo radioterápico durante la retirada del aplicador de la paciente y evacuación de la misma, con el fin de estimar la dosis recibida.

En el momento de realizar las medidas la fuente de Co-60 tenía una tasa de kerma de 22,67 mGy/h.

Resultados

Los resultados se muestran en la tabla 1.

En promedio la duración de actuación en un simulacro de emergencia del oncólogo radioterápico responsable de la retirada del aplicador Fletcher se estima en 4 minutos. Durante este tiempo, de acuerdo con los valores obtenidos el personal recibirá una dosis de:

- 18.0 mSv a 20 cm de la fuente y 10.5 mSv a 30 cm en la situación 1
- 27.3 mSv a 20 cm de la fuente y 14.0 mSv/h a 30 cm en la situación 2
- 28.0 mSv a 20 cm de la fuente y 14.7 mSv a 30 cm en la situación 3

La medida en dosis acumulada durante 1 minuto a 20 cm del fantoma (30 cm de la fuente) en la situación 1 resulta ser de 2.7 mSv, suponiendo un incremento de la dosis debida al tránsito de la fuente de menos de 0.1 mSv.

Conclusión

Si bien en un caso de emergencia se debe ante todo priorizar la seguridad de la paciente, por otra parte y sin menoscabo de lo primero, se debe minimizar la dosis al personal profesionalmente expuesto. Los simulacros de emergencia son imprescindibles para conseguir ambos objetivos. El conocimiento de los niveles de radiación a los que el personal de actuación está expuesto y el entrenamiento a base de simulacros permite que éstos actúen con mayor seguridad. Para tiempos de actuación menores de 4 minutos y colocándose a una distancia superior a 30 cm. no se supera el límite de dosis anual para personal profesionalmente expuesto.

Distancia fuente-detector (cm)	Situación 1 (10 cm PMMA) $\dot{H}^*(10)$ mSv·h^{-1}	Situación 2 (2 cm PMMA) $\dot{H}^*(10)$ mSv·h^{-1}	Situación 3 (Aplicador en aire) $\dot{H}^*(10)$ mSv·h^{-1}
10	640	820	1050
20	270	410	420
30	157	210	220
40	100	138	141
70	35	47	47
100	19	25	25

Tabla 1.Tasa de dosis equivalente ambiental $\dot{H}^*(10)$ en mSv/h. El procedimiento conlleva una incertidumbre global del 5%.

ID: 01337
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica en situaciones de emergencia y de seguridad física y radiológica de fuentes de radiación ionizante

PARTICIPACIÓN DE NUESTRO CENTRO HOSPITALARIO EN LA RED EUROPEA DE DOSIMETRÍA BIOLÓGICA

Florencio Javier Luis Simón[1] , Patricia Cabrera Roldán[3] , Gerardo Sánchez Carmona[1] , C Huertas Castaño[2] , Nuria Pastor Carrillo[2] , Manuel Luis Orta Vázquez[2] , Santiago Mateos Cordero[2] , S Domínguez García[2] , A Ramos Sáenz[2] , Maria José Ortiz Gordillo[3] , Inmaculada Domínguez García [2] , Juan Carlos Mateos Pérez[4]

1) Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla. Servicio de Radiofísica 2) Universidad de Sevilla. Departamento Biología Celular 3) Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla. Servicio Oncología Radioterápica 4) Universidad de Sevilla. Departamento Fisiología Médica y Biofísica

Objetivo

La evaluación de las dosis recibidas por personas expuestas en incidentes o accidentes radiológicos mediante métodos teóricos o experimentales suele no ser factible en numerosas ocasiones. En estos casos, la dosimetría biológica resuelve este problema mediante la determinación del daño biológico en linfocitos de sangre periférica en la persona irradiada.

La red europea de dosimetría biológica (RENEB) dentro del Proyecto Europeo (EURATOM, FP7 Fission 2011) en el período de 2012 a 2015 la componen 23 organizaciones de 16 países. Está coordinado por Department Radiation Protection and Health (Germany). Su objetivo es evaluar la dosis de radiación recibida por una población en casos de emergencias radiológicas o actos de terrorismo. En nuestro ámbito regional, se ha incorporado a esta red la Universidad de Sevilla, a través del Departamento de Biología Celular de la Facultad de Biología y los Servicios de Radiofísica y de Oncología Radioterápica del Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla. Durante los cinco años de proyecto se ha trabajado para armonizar las técnicas utilizadas en biodosimetría, se han identificado nuevos ensayos y se han llevado a cabo ejercicios de intercomparación dosimétrica. La estimación fiable de dosis requiere curvas de calibración propias ya que algunas de las condiciones de los cultivos pueden variar entre laboratorios. El trabajo que presentamos consiste en el desarrollo de una curva de dosimetría en linfocitos utilizando contaje de dicéntrico.

Material y Método

La obtención de la curva de calibración se realiza en dos fases; en la primera, se ha efectuado una auditoría dosimétrica del generador de radiación (acelerador) y se han irradiado las muestras de sangre. En la segunda fase, se ha procedido a contabilizar el número de dicéntricos.

La auditoría de la fuente de radiación, acelerador lineal Elekta Synergy de 6 MV del HU Virgen del Rocío, consistió en la irradiación de un detector de *alanina* con una dosis de 10 Gy y leído con espectroscopía por EPR. El centro lector Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN), France, determinó menos de un 1% de error. Las muestras de sangre se irradiaron a 37ºC con las siguientes dosis en Gy: 0.1; 0.25; 0.5; 0.75; 1; 1.5; 2; 3; 4 y 5. Los cultivos se establecieron siguiendo los protocolos estándar (IAEA, 2011), iniciándose el proceso de evaluación de dicéntricos en cada muestra irradiada.

Resultados

En la figura 1 se muestra la curva de calibración obtenida de la dosis absorbida frente al número de dicéntricos mediante una ajuste lineal cuadrático de la forma

$$Y = C + ? D + ? D^2$$

Los valores de los coeficientes, C, ? *y ?,* obtenidos y sus desviaciones standard han sido los siguientes:

C = 0.002792884 ± 0.001491566

? = 0.032458358 ± 0.012225683

? = 0.046510780 ± 0.006760168

Conclusiones

Las instituciones locales participantes en este trabajo se han constituido como laboratorio de dosimetría biológica dentro de la red europea RENEB y permitirá en un futuro inmediato evaluar la dosis absorbida en personas irradiadas en accidentes radiológicos en nuestro entorno

			Número de dicéntricos, (d), por célula				
Dosis (Gy)	Células contadas	Número de dicéntricos totales	0 d	1 d	2 d	3 d	4d
0	1217	3	1214	3	0	0	0
0,25	523	11	512	11	0	0	0
0,75	516	21	495	21	0	0	0
1	435	30	406	28	1	0	0
1,5	72	15	57	15	0	0	0
2	138	42	98	38	2	0	0
3	144	75	81	53	8	2	0
4	64	51	31	18	12	3	0

Tabla1- Tabla de Recuentos frente a dosis

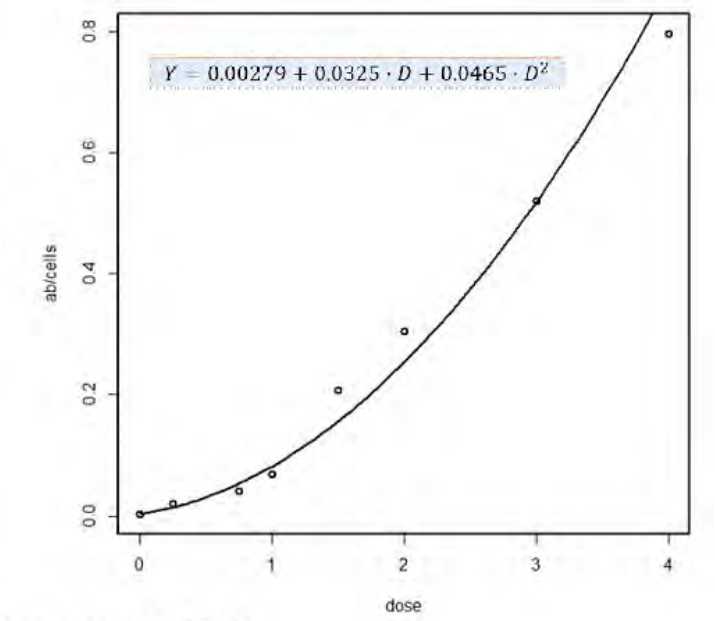


Figura 1_ Curva de calibración-

ID: 01404
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica en situaciones de emergencia y de seguridad física y radiológica de fuentes de radiación ionizante

Aplicación de la INSTRUCCIÓN IS-41 del csn en una instalación de braquiterapia de alta tasa de dosis de Ir-192

Ramón Polo Cezón[1] , Rocío García Marcos[1] , Miguel Giner Sala[1] , José Miguel Jiménez González[1]

1) HOSPITAL UNIVERSITARIO REY JUAN CARLOS DE MÓSTOLES

(1) Objetivo del trabajo y cual es la aportación original.

El 26 de Julio de 2016 se publicó en el BOE la Instrucción IS-41, del Consejo de Seguridad Nuclear, por la que se aprueban los requisitos sobre protección física de fuentes radiactivas. El plazo de aplicación es de 18 meses desde su publicación.

En el ámbito hospitalario las principales medidas a implementar y requisitos exigidos están dirigidos a las unidades de Braquiterapia de Alta tasa de dosis, tanto de Ir-192 como de Co-60 ambas fuentes de categoría 2.

En el presente trabajo exponemos la aplicación de la instrucción en nuestro centro en el que contamos con una unidad de braquiterapia de alta tasa de dosis de IR-192 (situada en un bunker preparado para un acelerador lineal).

(2) Material/Métodos

Las fuentes radiactivas utilizadas en braquiterapia de alta tasa de dosis (Ir-192 y Co-60) son de categoría 2 según el Anexo II del El Real Decreto 1308/2011, de 26 de septiembre, sobre protección física de las instalaciones y los materiales nucleares y de las fuentes radiactivas.

En la instrucción IS-41 nos describen los requisitos que deben cumplir las instalaciones radiactivas y el personal de formal general y también atendiendo a la categoría de las fuentes radiactivas utilizadas.

La aplicación de la instrucción debe asegurar por completo la seguridad física de las fuentes radiactivas. Para este objetivo debemos implicar tanto al personal de la instalación como al de seguridad.

(3) Resultados

Las principales medidas adoptadas en la sala de alta tasa de dosis son:

- Se ha establecido un protocolo de verificación semanal del estado de las fuentes, a través de la verificación del buen estado de su contenedor y blindaje, de las lecturas correctas de los equipos de medición de radiación de área, etc. En la figura 1 podemos observar el protocolo diseñado.

- En cuanto a la vigilancia de la instalación distinguimos dos situaciones:

- Durante el horario de trabajo de la jornada laboral y siempre que haya personal de operación en la instalación, los sistemas de seguridad se reducen a la grabación permanente de las cámaras de CCTV. Las dos barreras físicas (necesarias para el acceso a la sala de braquiterapia) están dotadas de cámaras de CCTV, en nuestro caso la puerta de acceso a la sala y las dos puertas de acceso al servicio de oncología radioterápica (ambas cerradas con llave cuando el servicio no tiene actividad).

- Cuando la instalación no se encuentre en actividad la seguridad física se garantiza con dos sistemas de intrusión electrónicos en cada una de las dos barreras (la puerta de la sala de tratamiento y las dos puertas de acceso al servicio). Se dispone de un centro de recepción de alarmas atendido por un vigilante de seguridad, dotado de los medios necesarios para la operación de los sistemas de seguridad y la notificación inmediata a las Fuerzas y Cuerpos de Seguridad competentes.

Paralelamente a estas medidas ha redactado el Plan de Seguridad física cuyo contenido se especifica en la Instrucción y tiene que ser aprobado por el consejo de seguridad nuclear.

(4) Conclusión.

La aplicación de la instrucción IS-41 en el ámbito hospitalario supone la dedicación de recursos tanto económicos como personales y en especial en aquellos hospitales que cuenten con braquiterapia de alta tasa de dosis.

Además es necesaria la formación y concienciación de todo el personal del servicio en materia de seguridad física de las fuentes radiactivas.

VERIFICACIÓN SEMANAL DEL ESTADO DE LA FUENTE DE IR-192		
Técnico Responsable		
Radiofísico supervisor		
Lectura del dosímetro de area		
	Correcto	Incorrecto
Puerta Cerrada		
Inspección visual de la unidad de tratamiento		
Indicador luminoso de fuente en contenedor		
Verificación del sistema de intrusión de la barrera primaria		
Verificación del sistema de intrusión de la barrera secundaria		
Verificación del CCTV de la barrera primaria		
Verificación del CCTV de la barrera secundaria		
Observaciones:		

ID: 01385
Tipo: Poster
Área temática: Gestión de residuos radiactivos

Actuaciones Especiales de la UTPR de ENRESA

Elena Alcaide Trenas[1] , Teresa Ortiz Ramis[1]

1) ENRESA

Como consecuencia de un incidente ocurrido en una instalación hospitalaria antes de la retirada de un conjunto de fuentes de un equipo que nunca había sido autorizado ni utilizado, el CSN requirió a ENRESA la creación de una UTPR cuya autorización fue concedida el 13 de junio de 1990.

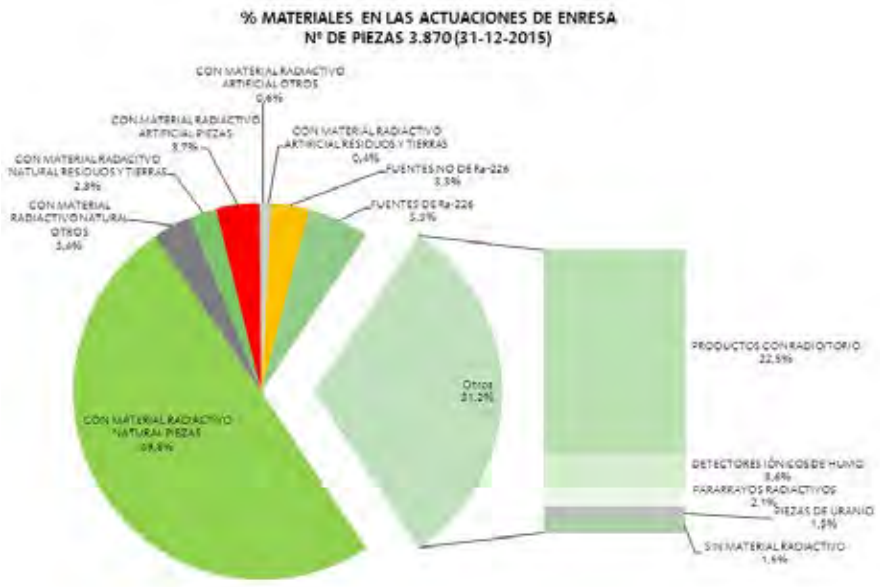
Desde entonces la UTPR de ENRESA ha realizado más de 4.800 actuaciones relacionadas con la retirada de residuos de instalaciones radiactivas y no reguladas, controlándose más de 8.000 fuentes radiactivas. Una de las actividades más importantes es la caracterización de fuentes radiactivas sin información y de materiales residuales procedentes de actividades del pasado y de aquellas fuentes y materiales de instalaciones no reguladas. Entre estas actuaciones especiales destacan las relacionadas con el protocolo de vigilancia radiológica de los materiales metálicos, de las que se han realizado 493 actuaciones desde 1998 habiéndose revisado 3.870 piezas de las que 331 eran fuentes de mayor o menor importancia.

Otra actividad en la que ENRESA participa está relacionada con el Protocolo Megaport, aunque en este caso el número de actuaciones es considerablemente menor.

De la misma forma, la UTPR también ha participado, desde su inicio en junio de 1989, en todos los desmontajes y retiradas de los cabezales de unidades de teleterapia y de irradiadores, realizando el acompañamiento del transporte dese la instalación radiactiva hasta el C.A. Cabril, cuando así lo establecía la correspondiente resolución ministerial. En total se han controlado 51 desmontajes de este tipo de equipos.

El objetivo de este trabajo es presentar algunas de estas actuaciones especiales que se han producido en estos ámbitos de aplicación.


ACTUACIONES DE ENRESA POR AÑO
31-12-2015
Nº
AÑO
Retiradas
PR


% MATERIALES EN LAS ACTUACIONES DE ENRESA
Nº DE PIEZAS 3.870 (31-12-2015)
CON MATERIAL RADIACTIVO ARTIFICIAL OTROS 0,6%
CON MATERIAL RADIACTIVO ARTIFICIAL PIEZAS 3,7%
CON MATERIAL RADIACTIVO ARTIFICIAL RESIDUOS Y TIERRAS 0,4%
FUENTES NO DE Ra-226 3,5%
FUENTES DE Ra-226 5,3%
CON MATERIAL RADIACTIVO NATURAL RESIDUOS Y TIERRAS 2,8%
CON MATERIAL RADIACTIVO NATURAL OTROS 3,6%
CON MATERIAL RADIACTIVO NATURAL PIEZAS 69,8%
Otros 31,2%
PRODUCTOS CON RADIOTORIO 22,5%
DETECTORES IÓNICOS DE HUMO 5,4%
PARARRAYOS RADIACTIVOS 2,1%
PIEZAS DE URANIO 1,8%
SIN MATERIAL RADIACTIVO 1,4%

ID: 01040
Tipo: Poster
Área temática: Gestión de residuos radiactivos

Caracterización radiológica de residuos

Rolan Sanjuan Ferrús[1]

1) ANAV

CARACTERIZACIÓN RADIALÒGICA DE BIOMUROS PROCEDENTES DEL CAMBIO DE LOS GENERADORES DE VAPOR DE C.N. ASCÓ

1. Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original

Caracterización radiológica de los muros biológicos extraídos durante el cambio de los generadores de vapor en ambas unidades, para confirmar su gestión como residuo no impactado.

Para ello se ha diseñado una metodología de caracterización específica así como la realización de pruebas de validación del equipo espectrométrico INSPECTOR 1000 para realizar medidas in-situ en los biomuros.

2. Material/Métodos

Los equipos utilizados para la caracterización son:

- INSPECTOR 1000 con sonda de bromuro de lantano con sistema ISOCS.
- CONTAMAT FHT-111-M.
- Detector de germanio con sistema LABSOCS.

Método de caracterización:

- Contaminación superficial.
- Espectrometría gamma in-situ.
- Espectrometría gamma en muestras.

ID: 01309
Tipo: Poster
Área temática: Gestión de residuos radiactivos

Gestión convencional de fuentes radiactivas gastadas

Mª Teresa Ortiz Ramis[1]

1) EMPRESA NACIONAL DE RESIDUOS RADIACTIVOS

La UTPR de ENRESA ha realizado un estudio sobre la posibilidad de gestionar fuentes radiactivas gastadas, con valores de actividad por debajo del nivel de exención, de manera convencional.

Esta vía de gestión se aplicaría, siempre que la actividad de la fuente lo permitiera, en aquellos casos en los que la devolución al proveedor no fuera posible, bien porque éste ya no exista, bien porque no se hace cargo o bien porque el coste asociado sea significativo. También podría aplicarse a fuentes del pasado, que a fecha de localización tuvieran una actividad por debajo de los valores de exención y que por ello no tienen la consideración de “fuentes huérfanas”, según la normativa nacional.

Se entiende que las fuentes gastadas, cuya actividad de origen estuviera por debajo de los valores de exención como instalación radiactiva, pueden ser gestionadas de manera convencional por sus poseedores, sin ningún requisito adicional.

En el estudio se analizan los conceptos de exención y desclasificación y su aplicación en este caso. Asimismo se estudian las características de las fuentes que podrían ser gestionadas de esta forma, cuando su actividad lo permita. Se han revisado las fuentes de uso médico e industrial y sus características radiológicas, así como otros sólidos radiactivos como los hilos de Ir-192 o las semillas de I-125. También se han analizado los escenarios en los que se basan los niveles de exención para asegurar su aplicabilidad.

Como complemento se describe el documento del OIEA (“Management of Disused Sealed Radioactive Sources” Nº NW-T-1.3, Viena 2014) en el que se establece la posibilidad de gestionar fuentes gastadas de manera convencional.

ID: 00889
Tipo: Poster
Área temática: Radiaciones no ionizantes

Análisis de la exposición a campos electromagnéticos de trabajadores del sector sanitario

JAVIER ANIES ESCARTIN[1] , AYMEN JEMNI[2] , RICARD PEDROLA[2]

1) ASEPEYO MUTUA COLABORADORA CON LA SEGURIDAD SOCIAL 151 2) WAVECONTROL

Introducción:

La aprobación del Real Decreto 299/2016, de 22 de julio, sobre la protección de la salud y la seguridad de los trabajadores contra los riesgos relacionados con la exposición a campos electromagnéticos, traslada a la legislación del estado un marco de protección de los trabajadores frente a los campos electromagnéticos. Una instalación sanitaria puede implicar una gran cantidad de emisiones electromagnéticas, cuya valoración no es trivial dado que existe un efecto aditivo de las diferentes contribuciones.

Material y métodos:

Se ha realizado un listado de revisión tomando la Guía no vinculante de buenas prácticas para la aplicación

de la Directiva 2013/35/UE, así como otra normativa de referencia para esta valoración.

La adaptación del listado se realiza en función de la lista de posibles fuentes emisoras susceptibles de estar presentes. Asimismo se han clasificado diferentes puestos de trabajo en los que se pueden identificar potenciales exposiciones significativas. También se ha considerado importante valorar las sensibilidades especiales.

Se ha medido con equipos de WaveControl tanto para las medidas de baja frecuencia en el intervalo de frecuencias comprendidas entre 1 Hz y 400 Khz como en las de alta frecuencia en el intervalo entre 300kHz y 18 Ghz. También se ha medido campo magnético con una sonda basada en efecto Hall en el servicio de resonancia magnética.

Resultados y discusión:

Se ha realizado una medición en puestos de trabajo o ubicaciones sólo afectados por emisiones electromagnéticas de sistemas de comunicación, en los que los niveles están muy por debajo del límite. Dado el importante aumento de redes de comunicación se ha validado en diferentes centros como se implementan estas redes.

En un elevado número de ubicaciones o puestos de trabajo se puede realizar una valoración cualitativa para concluir que el riesgo es bajo o muy bajo. No obstante es bueno que esté justificado adecuadamente mediante la identificación de las emisiones y las distancias relativas entre personas y emisores.

Los puestos de trabajo en los que se ha de incidir en cualquier acción preventiva son los que se llevan a cabo en los servicio de rehabilitación, en los quirófanos, y en servicios de diagnóstico por imagen.

El uso de baterías en una gran cantidad de equipos usado en los diferentes servicios no implica una emisión significativa.

Para trabajadores especialmente sensibles existe una serie de consideraciones a tener en cuenta en relación a uso y permanencia en determinadas áreas que han de quedar bien establecidas y comunicadas.

Determinadas actividades que pueden asociarse a exposición a campos electromagnéticos son llevados a cabo por empresas externas.

Conclusiones:

La implementación de sistemas de comunicación digital no implica una elevación de niveles de exposición para los trabajadores implicados. No obstante una correcta disposición y configuración de las redes de telecomunicación y los emisores utilizados es muy recomendable.

Existen unos puestos de trabajo relacionados con el uso de unos determinados equipos que requieren de buenas prácticas para evitar el riesgo de superación de valores límites.

El efecto aditivo de diferentes emisiones no aparece relacionado con alguna potencial exposición peligrosa. En todas las situaciones analizadas se puede identificar la emisión que contribuye de forma clara a una elevación de los campos medidos.

ID: 00910
Tipo: Poster
Área temática: Radiaciones no ionizantes

CHHGUI2: Software para el cálculo de la concentración de hierro en hígado mediante IRM.

Verónica Alba Escorihuela[2] , Esther Millán Cebrián[1] , Neus Sabater Medina[5] , Aznar León Palacios[1] , Alejandro Barranco López[1] , Alejandro García Romero[1]

1) Servicio de física y protección radiológica, HCU Lozano Blesa, Zaragoza. 2) Servicio de física médica y protección radiológica, ICO Girona. 3) Osatek. Unidad de Donostia-San Sebsatián. 4) Diagnostic Imaging Institute (IDI) and Girona Biomedical Research Institute (IDIBGI) - Hospital Universitari Dr Josep Trueta. Girona, Spain. 5) Laboratorio de Procesado de Imágenes (LPI), Universidad de Valencia.

El objetivo de este trabajo ha sido el desarrollo de un software (CHHGUI2) que permita calcular la cuantificación de hierro hepático utilizando imágenes de resonancia magnética (IRM) con algunos de los métodos más utilizados, y ofrecer al clínico una herramienta útil que le facilite un posible diagnóstico de la patología conocida como hemocromatosis (HH). Este programa es un avance debido a que incorpora los resultados de diversos métodos, pudiendo así realizar una comparativa y afianzar el diagnóstico. Con su ayuda se pretende potenciar la realización de esta técnica, como alternativa a la biopsia hepática.

Material: una serie de estudios de RM cedidos por el HCU Lozano Blesa de Zaragoza, y por la sociedad Osatek de San Sebastián. Las RM utilizadas son de 1,5T de General Electric y Phillips respectivamente. Para el desarrollo del software, se ha utilizado Matlab, licencia de la Universidad de Valencia. El diagnóstico de la HH se ha centrado en la cuantificación de la concentración de hierro en hígado (CHH, en µmolFe/g) dado que el 70% del exceso de éste se almacena en este órgano. La CHH se considera normal cuando es inferior a 36µmolFe/g. Valores mayores de 71µmolFe/g son altamente sugestivos de HH, y todos los pacientes con CHH > 400µmolFe/g padecen fibrosis o cirrosis hepática. La cuantificación no invasiva de la sobrecarga férrica se basa en el hecho de que los depósitos de hierro sobre los núcleos de hidrógeno (protones) del hígado conducen a una disminución de la señal de este órgano en las IRM debida a su comportamiento superparamagnético observándose a su vez una reducción drástica del tiempo de relajación transversal T2 que resulta proporcional a la importancia de sobrecarga férrica.
Existen en la bibliografía numerosos procedimientos que se clasifican en dos vertientes:

1. Los basados en la medida de ratios de intensidad de señal (IS): Consiste en realizar un cálculo del cociente entre la IS del hígado (H) y de la musculatura paravertebral (M), obteniendo un valor (H/M) indicativo del grado de sobrecarga férrica del hígado que será mayor cuanto menor sea esta relación de IS. El análisis de las imágenes varía según el método utilizado:

Método Rennes: Protocolo diseñado por Gadon y cols. de la Universidad de Rennes. Consiste en la realización de 5 secuencias en EG, para obtener así un estudio sensible a diferentes rangos de sobrecarga férrica:

(TR/TE/FA): T1(120/4/90), DP(120/4/20), T2(120/9/20), T2+(120/14/20) y T2++(120/21/20).

Método Osatek, proyecto SEDIA: En la unidad de Osatek de San Sebastián, se ha diseñado también un algoritmo de cuantificación de la CHH mediante una expresión que utiliza de manera simultánea los valores (H/M) de dos de las secuencias del método Rennes (DP y T2+).

2. Los basados en el cálculo de tiempos de relajación: En estos métodos, se mide directamente T2 o T2*. Aunque en el software se ha introducido uno de estos métodos, no lo vamos a contemplar en este trabajo.

Resultados: Por una parte tenemos 8 pacientes con las secuencias necesarias para los métodos Rennes y Osatek , calculadas tanto por el método tradicional (MT) como mediante CHHGUI2, viendo la reproducibilidad de resultados entre ambos y la comparativa de los métodos Rennes y Osatek. También disponemos de 32 pacientes analizados por 7 especialistas del Diagnostic Imaging Institute (IDI) and Girona Biomedical Research Institute (IDIBGI) - H.U.Dr Josep Trueta, Girona ,mediante el MT, y comparados con los resultados obtenidos con

CHHGUI2. Como se observa en la Tabla adjunta, la variabilidad de resultados en el uso del software respecto del MT viene asociada a la variabilidad inter-usuario. Además observamos que el método Rennes sobrestima las sobrecargas, hecho ya recogido en la bibliografía.

Conclusión: el software diseñado, pese a seguir en evolución, es una buena alternativa de análisis como apoyo diagnóstico de la HH. Como líneas de futuro pretendemos ampliar el análisis al caso del corazón.

32 PACIENTES IDI ANALIZADOS POR 7 USUARIOS METODO OSATEK POR VIA TRADICIONAL

7 USUARIOS IDI	Desv. Max de la media	Desv. Max relativa a la media	
PROMEDIO	7	10	→ DE AQUÍ SACAMOS **CONDICION 1**
MAXIMO	36	30	→ DE AQUÍ SACAMOS **CONDICION 2**

32 PACIENTES IDI CALCULO CHHGUI2 VS. PROMEDIO ANALISIS IDI METODO OSATEK POR VIA TRADICIONAL

CONDICION 1	Condicion si dif. abs <10 o dif. rel < 15% → OK Condicion si dif. abs >10 i dif. rel >15% → MAL	**CONDICION 1**	1	0	1	0	0
CONDICION 2	Condicion si dif. abs <20 o dif. rel < 30% → OK Condicion si dif. abs >20 i dif. rel >30% → MAL	**CONDICION 2**	1	1	1	0	0
		CONDICION 3	1	1	0	1	0
CONDICION 3	Nivel de sobrecarga coincide	NUMERACION SEGUN CONDICIONES QUE CUMPLE	1	2	3	4	0
	Nivel de sobrecarga NO coincide	PACIENTES QUE CUMPLEN CADA CONDICION	15	9	1	2	5
EQUIVALENCIA ENTRE CHHGUI2 Y METODO TRADICIONAL →		**Pacientes totales:**	25			7	
		Porcentaje de pacientes:	78%			22%	

8 PACIENTES ANALIZADOS POR 4 USUARIOS METODOS RENNES Y OSATEK

		Desviaciones Absolutas	Desviaciones Relativas (%)	CONCLUSIONS
CHHGUI2 VS TRADICIONAL	RENNES	29	35	Desviaciones debidas sobretodo a efecto inter-usuario
	OSATEK	9	34	
	CHHGUI2	-29	102	



ID: 00933
Tipo: Poster
Área temática: Radiaciones no ionizantes

Comparación de técnicas de medida del ángulo real de excitación en RM

Félix Navarro Guirado[1] , Tamara Gómez Pérez[2] , Jaime Gordillo Cerezo[2] , Jose Abelardo Martín Viera-Cueto[2] , Pedro Galán Montenegro[2] , Salvador García Pareja[2]

1) FIMABIS 2) Hospital Regional Universitario de Málaga

Objetivo:

El objetivo de este trabajo es comparar los mapas de ángulo real de excitación medidos y los tiempos de ejecución usando distintas técnicas.

Material y métodos:

Las medidas se realizaron en una resonancia magnética (RM) de 1.5 T modelo Signa Excite (General Electric, Milwakee, EEUU) usando un maniquí cilíndrico de 18 cm de diámetro con 7 insertos con distintas concentraciones de contraste Multihance 0.5 mmol (Bracco imaging, Milán, Italia) en agua desionizada. Los tiempos de relajación T1 del maniquí abarcan desde los 250 ms a los 600 ms con dos insertos sin dopar como referencia. Las técnicas comparadas fueron Low Angle Method (LAM) con TR = 4 s y 8º de excitación nominal, la técnica del ángulo doble (DAM) con TR = 4 s y ángulos de excitación de 30º y 60º, ambas usando secuencias FSPGR, y el método Bloch-Siegert (BS) implementado en la versión HD23 del software de la RM usando 8º, 15º y 30º de excitación. Todas las exploraciones se realizaron con una matriz de 64x64 y 5 mm de espesor de corte sin espaciado y sin promediados de imagen (NEX = 1). Para comprobar la exactitud de los resultados se obtuvo el mapa T1 con la técnica IR-SE (TR= 7 s, TI desde 50 ms hasta 4 s) no afectado el ángulo de excitación y con la técnica variable flip angle (VFA-SPGR) (FA desde 2º hasta 25º) sí afectada por éste. La exactitud se verificó midiendo el error cuadrático medio (ECM) del mapa T1 VFA-SPGR, corregido usando el mapa de ángulos medidos, respecto al T1medido con IR-SE de referencia.

Resultados:

Los ángulos medidos y duración de las medidas para 28 cortes se muestran en la tabla 1. El ECM mínimo se obtuvo al corregir el mapa T1 VFA-SPGR con los ángulos medidos con LAM multiplicados por un factor constante. El resultado del proceso de minimización para este factor fue 1.308. Los ángulos obtenidos con BS incrementaron el ECM del mapa T1-VFA sin corregir.

Conclusiones:

Atendiendo al tiempo consumido las tres técnicas son viables para la práctica clínica de la corrección de los mapas T1 de pacientes. La diferencia entre las razones de los valores centrales y periféricos que se observa entre las técnicas DAM y LAM frente a BS muestran la necesidad de ajuste de la secuencia y de la herramienta de proceso integradas en el equipo. Estas diferencias sugieren una revisión de la viabilidad del uso de secuencias usadas por la técnica BS en función de la potencia de los generadores de gradientes instalados.

Técnica	T1 eje	T1 periferia	Duración
DAM 30º/60º	78.5%±0.5%	70%±1%	4 min 48 s
LAM 8º	102.5%±2.5%	90.0%±2.5%,	4 min 48 s
BS 8º	168% ±6%	213% ±15%	1 min 18 s
BS 15º	139%±6%	174%±12%	1 min 18 s
BS 30º	109%±4%	139%±9%	1 min 18 s

Tabla 1: Resultados de las medidas de tiempos T1 y tiempos consumidos

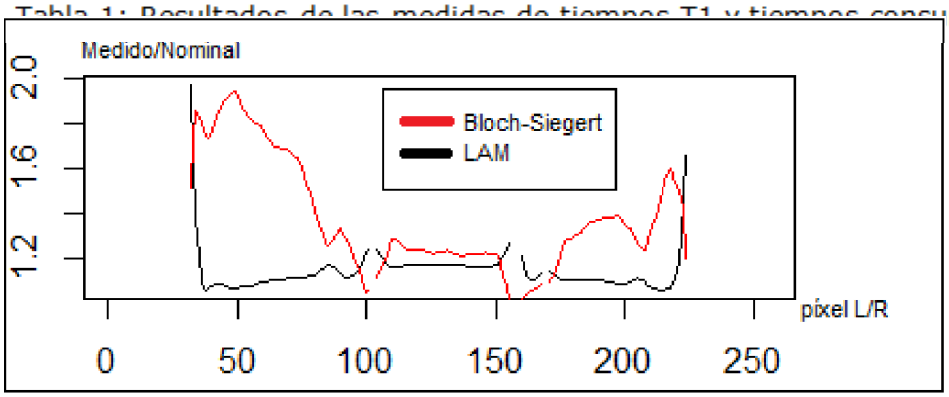


Figura 1: Perfil en el eje central de los ángulos medidos por las técnicas BS 30º y LAM 8º normalizados al ángulo de exitación.

ID: 00938
Tipo: Poster
Área temática: Radiaciones no ionizantes

Comparativa de técnicas de medida de referencia de tiempos T1 en resonancia magnética

Félix Navarro Guirado[1] , Tamara Gómez Pérez[2] , Denia Vilches Fernández[2] , Pedro Galán Montenegro[2] , Beatriz Asenjo Reyes[3] , Cristina Moreno Sáiz[2]

1) FIMABIS 2) Hospital Regional Universitario de Málaga 3) Complejo Hospitalario Universitario de Granada

1. Objetivo:

El objetivo es la comparación de resultados de las medidas del tiempo de relajación longitudinal, T1, con distintas variaciones de la técnica de referencia IR-SE atendiendo a los resultados y al tiempo consumido.

2. Material y métodos:

Las medidas se han realizado en una resonancia magnética (RM) de fines clínicos de 1.5 T modelo Signa HD (General Electric, Milwakee, EEUU) con versión de software HD23 y antena de cráneo de 8 canales (General Electric). Las medidas se han hecho sobre un maniquí cilíndrico de 18 cm de diámetro con 7 insertos llenos de agua destilada dopada con contraste de 0,5 mmol de Gadobenato de dimegumina para obtener valores teóricos de 250 ms - 600 ms. Las técnicas de medida comparadas han sido IR-SE, IR-FSE e IR-SSFSE con TR = 7000 ms, TE = 9 ms, FOV = 24 cm, matriz de 128x128, 3 cortes de 5 mm sin espaciado y NEX = 1. Para la técnica FSE-IR se ha utilizado ETL = 5 y para SSFSE-IR se ha utilizado 8 excitaciones/tren (SHOTS). Los TI muestreados han sido 50 ms, 250 ms, 680 ms, 1000 ms, 2000 ms y 4000 ms. El proceso de las imágenes para el cálculo de los mapas T1 se ha realizado con un código desarrollado en R. Se comparan los valores promedio del contenido de los mapas T1 de cada inserto y del centro del maniquí.

3. Resultados:

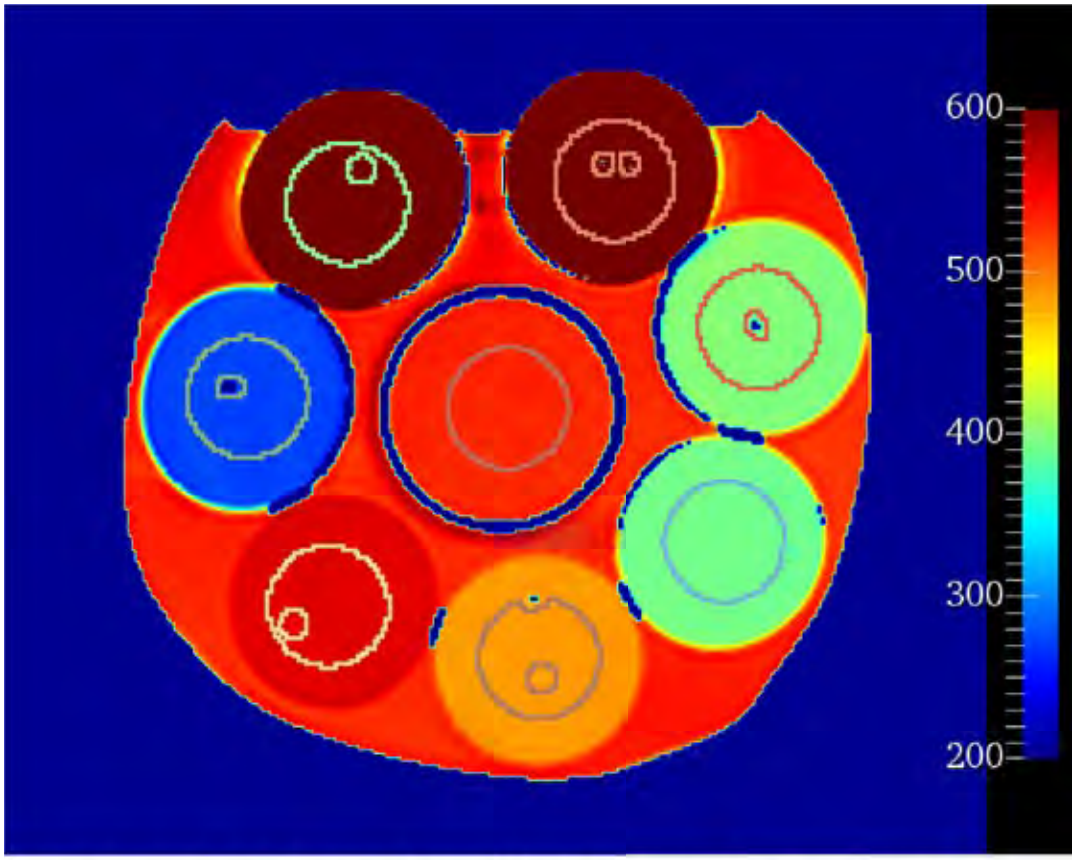
Las exploraciones IR-SE consumen 17 min 58 s por cada muestra de TI, en el total 1 h 47 m 48 s. Las exploraciones IR-FSE consumen 1 min 45 s por valor de TI muestreado con un total de 10 min 30 s. Las exploraciones IR - SFSE consumen 20 s para muestras de TI menores de 3000 ms y 24 s para la muestra de 4000 ms con un total de 2 min 4 s. Los valores medidos para cada uno de los insertos y en el eje central del maniquí se muestran en la tabla adjunta.

4. Conclusión:

Las técnicas aceleradas IR-SSFSE e IR-FSE presentan diferencias frente a IR-SE del orden del 5%-10% si bien SSFSE-IR mantiene estas discrepancias para valores de T1 mayores. En función de la exactitud requerida en el valor T1 se hace inevitable el uso de la técnica IR-SE, si no se requiere una exactitud mejor que el 10% puede utilizarse SSFSE-IR para la medida.

Valores absolutos T1 medidos en ms por las distintas técnicas

Técnica	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI 5	ROI 6	ROI 7	ROI 8
IR-SE	271±1	558±1	485±1	390±1	397±1	1864±22	1919±95	531±2
IR-FSE	284±1	629±2	512±1	419±1	428±1	2215±208	2268+273	600±2
IR-SSFSE	248±3	556±4	442±23	377±3	386±7	1724±220	1792±242	531±4



Corte axial del mapa T1 obtenido para maniquí usando la técnica SE-IR

ID: 01280
Tipo: Poster
Área temática: Radiaciones no ionizantes

Caracterización del Pulso Electromagnéticos en las instalaciones del CLPU: medidas de protección

Álvaro Antolín Montero[1] , José Manuel Álvarez Pastor[2] , Esteban Sánchez Hernández[1] , Luca Volpe[2] , Giancarlo Gatti[2] , Luis Roso Franco[2]

1) Universidad de Salamanca (USAL) 2) Centro de Láseres Pulsados Ultraintensos Ultracortos (CLPU)

La aparición y desarrollo de los láseres de alta intensidad ha supuesto una revolución en un aspecto amplio de la ciencia, especialmente desde el punto de vista de la física de partículas. Dichas instalaciones pueden generar distintos tipos de partículas debido a la interacción de un pulso láser ultraintenso con un medio, ya sea sólido, gaseoso o líquido. Esta interacción, del haz del láser con el blanco y en general con todo el sistema experimental a su alrededor, se traduce en la generación (normalmente no deseada) de un pulso electromagnético (PEM) extremadamente intenso y con un gran ancho de banda, al producirse con un pulso de duración ultracorta.

La generación del PEM supone un potencial riesgo para los equipos electrónicos cercanos al lugar de emisión debido a la alta intensidad del mismo. Sin embargo, desde el punto de vista de la protección de personas, no se han realizado estudios ni se conocen los efectos que este tipo de pulsos electromagnéticos puede tener, siendo necesario realizar investigaciones sobre los efectos biológicos.

Como paso previo a estos estudios, resulta imprescindible realizar un trabajo de caracterización de PEM generado en las instalaciones del Centro de Láseres Pulsados (CLPU) (figura 1) y su láser Vega, capaz de alcanzar intensidades de Petawatio en disparos ultracortos del orden de femtosegundos. Los trabajos de caracterización del PEM en este tipo de instalaciones son muy reducidos hasta la fecha, habiéndose únicamente realizado pequeños planteamientos para instalaciones láseres con pulsos de picosegundo. Una buena caracterización del PEM haría que estas instalaciones sirvieran para investigar sobre la manera de protección de equipos y personas frente a radiaciones no ionizantes como es el PEM, el cual ya ha generado desperfectos en algunos equipos de las instalaciones del CLPU.

Para abordar el problema se plantean dos líneas de actuación, la primera centrada en la medida de las corrientes eléctricas y la segunda en la medida de las ondas electromagnéticas propagadas en la zona de experimentación.

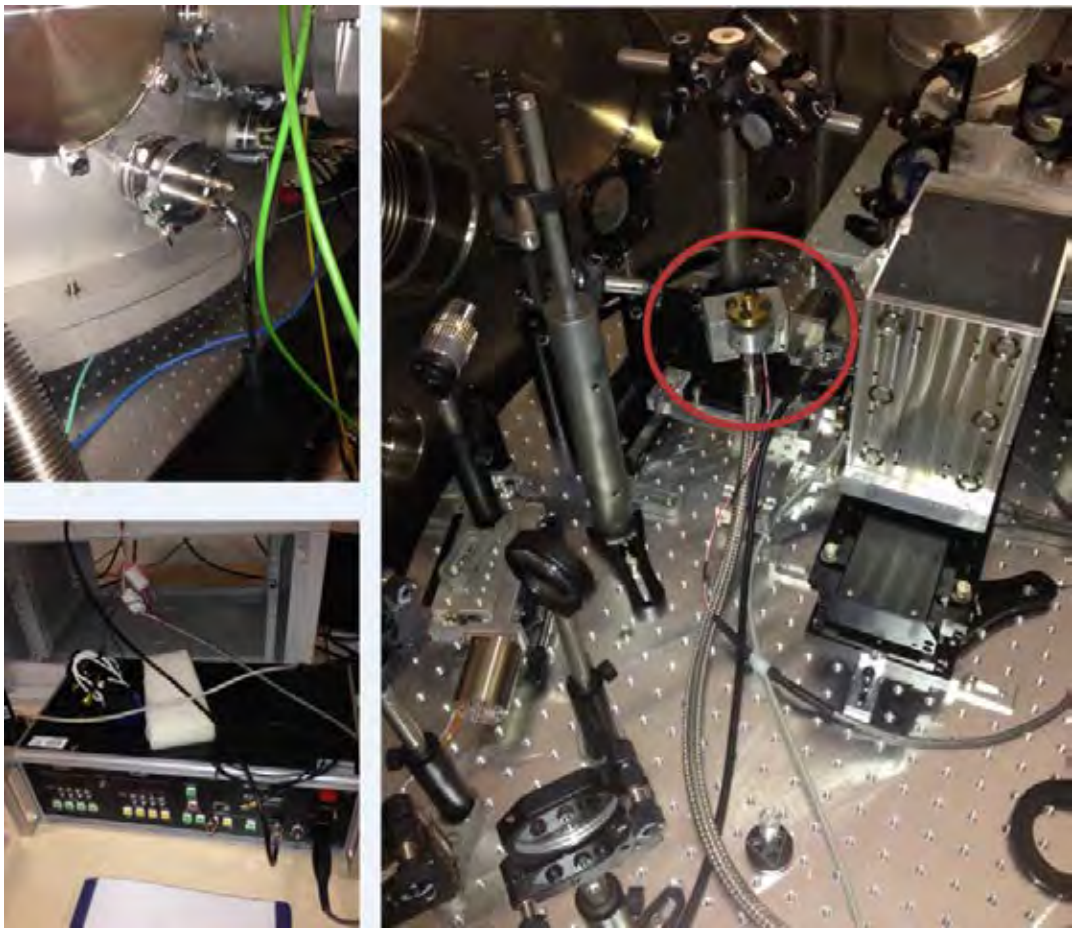
Las acciones enmarcadas en la medida de las corrientes eléctricas persiguen caracterizar el nivel corriente que se crea debido a las partículas generadas por la acción de un pulso láser sobre el target. En los primeros disparos realizados con el láser de alta intensidad sobre un blanco gaseoso de Helio, se ha observado que el controlador de entrada de gas (fig1) ha sufrido acoplamientos de señales eléctricas que dificultaban su uso (fig2). La tensión de funcionamiento de dicho controlador está en el orden de centenares de voltios, lo que hace pensar que las corrientes eléctricas generadas por el pulso electromagnético son lo suficientemente importantes como para proveer a los elementos de la cámara de circuitos de descarga de dichas corrientes.

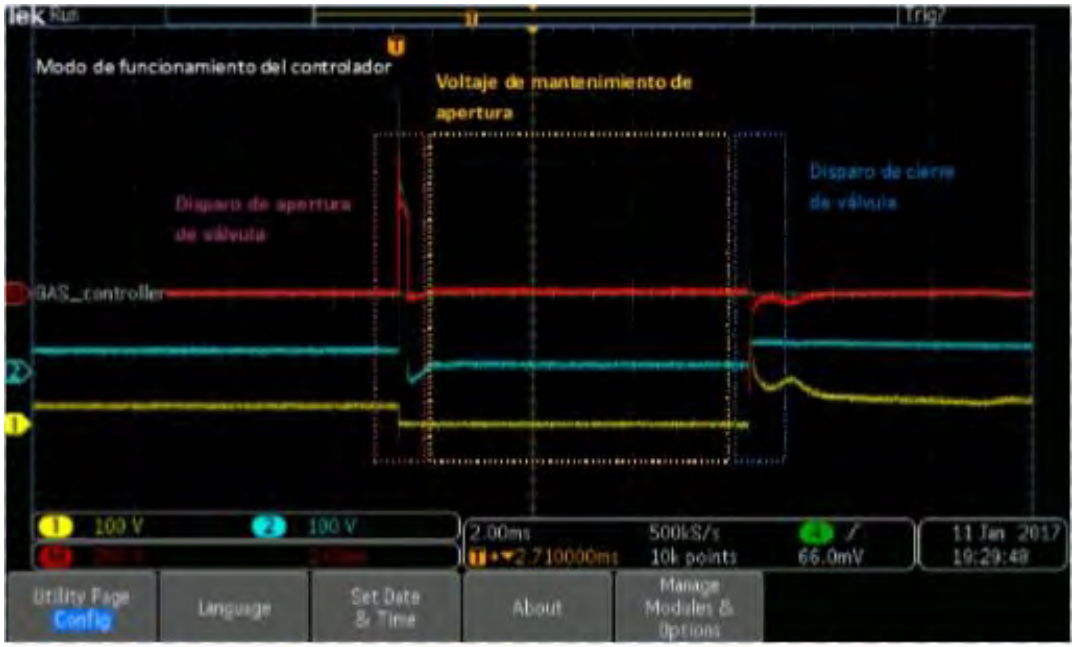
Las ondas electromagnéticas propagadas a lo largo de la zona de experimentación pueden producir daños a cierta distancia de la fuente. Las distintas modificaciones realizadas a la cámara para facilitar la preparación de los experimentos (accesos, ventanas…) permite la propagación de ondas electromagnéticas las cuales pueden ser absorbidas por los elementos exteriores a la cámara.

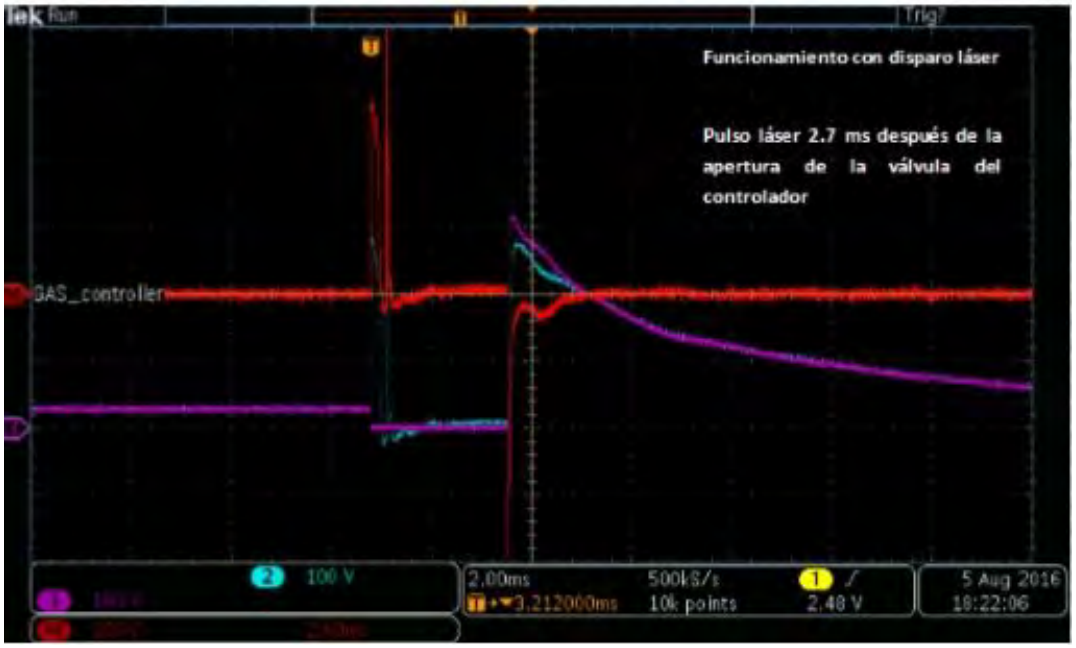
Para la caracterización de este tipo de ondas se están estudiando diferentes diseños de sistemas receptores o antenas para registrar la señal generada por el pulso en diferentes longitudes de onda usando instrumentación general de laboratorio. Este trabajo incluye la adaptación de la señal recibida para que pueda ser medida por la instrumentación. El reto es usar instrumentos para caracterizar un PEM que a su vez puede estar alterando la capacidad de detección del propio instrumento.

Las investigaciones de caracterización del PEM generado en las instalaciones del CLPU son de interés en todos aquellos escenarios donde exista personal expuesto a PEM, facilitándose así el comienzo de estudios de los

efectos biológicos que estos pulsos de radiación no ionizantes pueden llegar a causar.




Modo de funcionamiento del controlador
Voltaje de mantenimiento de apertura
Disparo de apertura de válvula
Disparo de cierre de válvula
GAS_controller
100 V
100 V
2.00ms
500kS/s
10k points
66.0mV
11 Jan 2017
Utility Page
Config
Language
Set Date & Time
About
Manage Modules & Options


Funcionamiento con disparo láser
Pulso láser 2.7 ms después de la apertura de la válvula del controlador
GAS_controller
100 V
2.00ms
500kS/s
10k points
2.48 V
5 Aug 2016

ID: 01225
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica en medicina

Monitorización de dosis en cristalino y medidas de protección radiológica operacional

Cristina Ansón Marcos[1] , Paula Gacía Castañón[1] , Pablo Chamorro Serrano[1] , David Hernández González[1] , María Luisa España López[1]

1) Hospital Universitario de La Princesa

Introducción

La directiva europea EURATOM 2013/59 ha establecido para la exposición ocupacional un límite de dosis equivalente en cristalino (LAD_c), de 20 mSv por año promediado en periodo de 5 años, sin superar 50 mSv en un año, siguiendo las recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) en su publicación 118. El nuevo límite supone una reducción sustancial respecto al anterior LAD_c, lo que conduce al análisis y revisión de la clasificación de trabajadores expuestos así como de las medidas de protección radiológica establecidas. La Asociación Internacional de Protección Radiológica (IRPA) ha elaborado un Protocolo para la monitorización de la dosis equivalente en cristalino diferente de acuerdo a niveles esperados de dosis, proponiendo una guía de uso de los diferentes materiales de protección según los niveles de dosis obtenidos en dicha monitorización.

El objetivo de este trabajo es la revisión y actualización de los protocolos actuales de vigilancia dosimétrica y utilización de material de protección para trabajadores expuestos de acuerdo con las recomendaciones del Protocolo de IRPA.

Material y métodos

El estudio se ha realizado en un Hospital Universitario, en procedimientos de vascular, hemodinámica, endoscopias, unidad de dolor y en medicina nuclear. En el protocolo de vigilancia dosimétrica actual, tanto los facultativos, excepto los de Medicina Nuclear, como los profesionales de enfermería, disponían de un dosímetro adicional posicionado a la altura del cuello encima del delantal plomado, para la vigilancia de la exposición en cristalino siguiendo las recomendaciones de ICRP. Los dosímetros utilizados han sido dosímetros de termoluminiscencia TLD-100, y se han evaluado las lecturas de dosis superficial $H_p(0,07)$ durante un periodo de cinco años para compensar variaciones por disminución de actividad, aplicando un factor de corrección por la diferencia de altura entre cuello y cristalino en los procedimientos de intervencionismo.

El Protocolo IRPA propone la monitorización de la dosis equivalente en cristalino inicial, recomendando la monitorización regular para valores anuales de entre 1mSv y 6mSv y necesaria para valores que superen 6 mSv anuales. Así mismo propone la utilización de mampara y/o gafas plomadas en los rangos de 3 a 6 mSv , 6 a 10 mSv y para valores superiores a 10 mSv la utilización tanto de gafas como de pantallas protectoras.

Resultados

Las lecturas dosimétricas, corregidas por el factor considerado, han superado 6mSv en todos los facultativos de hemodinámica y endoscopias, y en el 50 % de los facultativos de Radiología vascular, siendo inferiores en el resto de facultativos, por lo que sería necesaria la monitorización regular.

Para profesionales de enfermería es recomendable pero no necesaria la monitorización regular, ya que los resultados obtenidos han sido siempre inferiores a 6 mSv, salvo en el caso de una profesional del Servicio de hemodinámica que ha superado dicho valor.

Se debe considerar el uso de gafas plomadas cuando no hay ninguna otra herramienta de protección para los profesionales DUE, siendo esencial el uso tanto de gafas como de pantallas protectoras en el caso de los facultativos de Radiología vascular, Hemodinámica y Endoscopias.

Conclusiones

A la vista de los resultados obtenidos no ha sido necesario modificar los protocolos actuales, manteniendo los requisitos de vigilancia dosimétrica y uso de material de protección.

Es necesario reforzar la formación para el uso de las mamparas plomadas en los procedimientos intervencionistas, ya que eso conseguiría una optimización de las dosis recibidas en cristalino.

Los niveles de dosis equivalente en cristalino propuestos en el protocolo de monitorización y protección de IRPA, son de gran utilidad para la vigilancia dosimétrica y utilización de material de protección en trabajadores expuestos.

ID: 01312
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica en medicina

Protección radiológica en tratamientos metabólicos con I-131 en régimen ambulatorio

Mercè Beltran Vilagrasa[1] , Miguel Ángel Sebastian Segura[1] , Clara Delgado Soler[1] , Víctor Roldan García[1] , Sara Jiménez Puertas[1] , Núria Anducas Santiago[1] , Ana Anton Jiménez[1]

1) Servicio de Física y Protección Radiológica, Hospital Universitario Vall d'Hebron, Barcelona.

objetivo

Para el tratamiento de pacientes con cáncer de tiroides bien diferenciado de bajo riesgo se recomienda utilizar actividad de 1100MBq de I-131. En nuestro hospital, durante los últimos 3 años, estos tratamientos se realizan en régimen ambulatorio en las dependencias de medicina nuclear recogiendo la orina mediante un WC químico portátil.

En este trabajo se muestran valores de tasa de exposición a diferentes distancias del paciente y del contenedor de orina que pueden ser de utilidad para estimar la dosis efectiva y equivalente en manos que reciben los trabajadores del servicio de medicina nuclear debido a estos tratamientos. Adicionalmente, pueden servir para definir las condiciones que deben cumplir las dependencias donde se pueden llevar a cabo este tipo de tratamientos.

método

Se estudian 135 pacientes tratados con 1100 MBq de I-131 en régimen ambulatorio desde julio de 2013 hasta setiembre 2016. En todos los casos, el tratamiento se administró de forma oral. Durante las primeras horas tras la administración del radiofármaco, se registraron los valores de tasa de exposición a 10 cm a la altura de tiroides y a 1 m y 3 m a la altura del esternón del paciente. Se recogió la orina excretada de los pacientes durante las horas que permaneció en el hospital y se registró el valor de la tasa de exposición del contenedor de la orina recolectada, en contacto y a 1 m, en el momento del alta del paciente.

Se da el alta radiológica al paciente cuando la medida de la tasa de dosis a 1 m es menor a 40 µSv/h.

resultado

En promedio, el tiempo que los pacientes permanecen en el hospital es de 5 horas y 40 min. En la figura 1 se muestra el número de pacientes en función de las horas que permanecen ingresados.

De las medidas a la distancia de 1 m se observa que, en promedio, durante las dos primeras horas la tasa de exposición aumenta ligeramente hasta alcanzar un valor máximo y, posteriormente, va decreciendo. En las medidas a 10 cm y a 3 m la tasa de exposición decrece en todo momento.

En la tabla 1, se muestran los valores de tasa de dosis promedio en µSv/h correspondientes al momento de la administración del radiofármaco, el valor máximo medido y cuando se da el alta al paciente.

Estimación de dosis efectiva y equivalente en manos recibida por los trabajadores

Considerando que se tratan 100 pacientes al año, que cada uno permanece ingresado 6 horas y que el trabajador atiende al paciente durante 15 min situándose a 1 m de éste, se obtiene que la dosis efectiva recibida debido al cuidado del paciente es de 1.4 mSv/año.

La tasa de exposición promedio del depósito de orina fue de 467 µSv/h y 11.6 µSv/h en contacto y a 1 m respectivamente. A partir de este valor, se estima que la dosis efectiva y la dosis equivalente en manos que recibirá un trabajador debido a la manipulación de la orina es 0.3 mSv/año y 11.7 mSv/año respectivamente.

Conclusión

Este trabajo muestra valores experimentales de tasa de dosis a diferentes distancias obtenidos de una muestra importante de pacientes tratados en régimen ambulatorio. Adecuando los valores de las cargas de trabajo, las distancias y tiempos de ocupación en función de las características específicas de cada centro, los datos que se presentan pueden ser útiles para estimar la dosis efectiva y equivalente que pueden recibir los trabajadores y, adicionalmente, pueden ayudar a planificar las condiciones que deben reunir las dependencias en un centro donde se plantee la necesidad de realizar tratamientos con actividades de 1100MBq de I-131 en régimen ambulatorio.

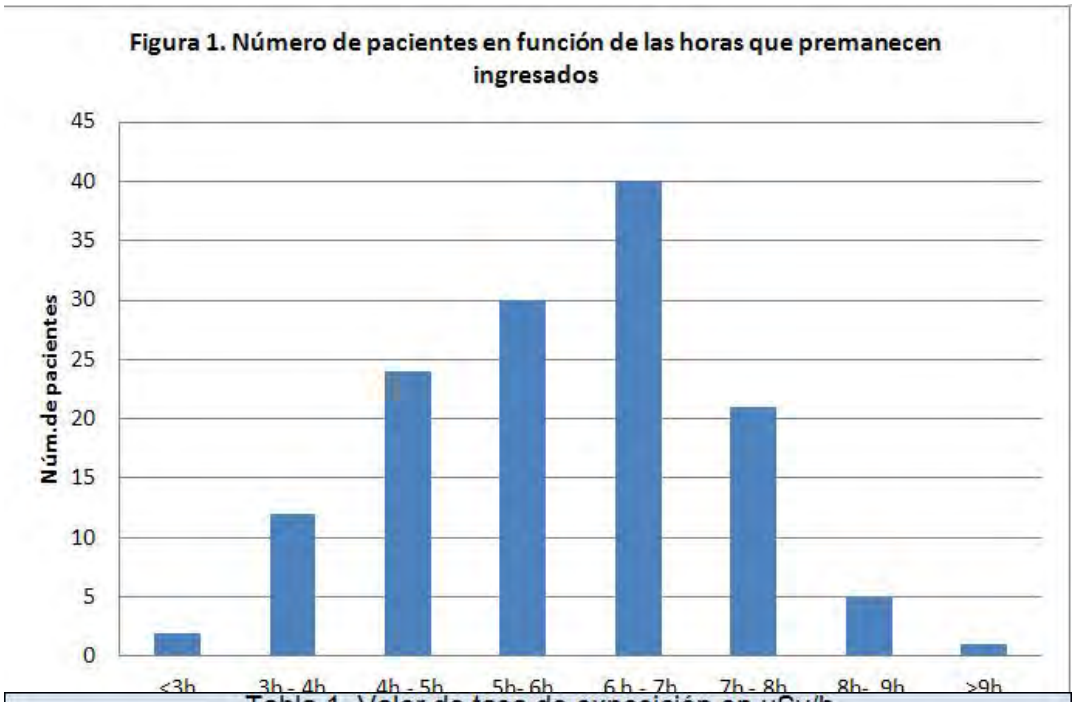


Tabla 1. Valor de tasa de exposición en µSv/h

Distancia al paciente	Tras la administración del radiofármaco	Valor máximo	Al dar el alta al paciente
10 cm	650.4	650.4	447.7
1 m	43.6	55.6	37.5
3 m	6.4	6.4	5.2

ID: 01314
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica en medicina

Atenuación de dosis dispersa con campos quirurgicos RADPAD®

Esther Angulo Paín[1] , Ines Flores Cacho[1] , Javier de Areba Iglesias[1] , Antonio Ureña Llinares[1] , Luis Angel Quiñones Rodríguez[1] , Ignacio Castro Ramirez[1] , Mª Amparo Iborra Oquendo[1]

1) Hospital U. Puerta del Mar de Cádiz

Pese a las medidas de protección radiológica establecidas (uso de mamparas, mandiles, collarines, gafas y/o guantes plomados), el personal que realiza procedimientos intervencionistas se encuentra entre los profesionales más expuestos a radiaciones ionizantes dentro del entorno hospitalario.

En la actualidad se están introduciendo diversos dispositivos para reducir la exposición a radiación dispersa, entre ellos, los campos quirúrgicos estériles y desechables como RADPAD® que al ser relativamente ligeros, desechables y con un coste moderado parece *a priori* una opción ideal para complementar las medidas de protección.

En el presente trabajo, analizamos los resultados de las pruebas realizadas en el Hospital Universitario Puerta del Mar (Cádiz) mediante dos métodos diferentes en siete procedimientos intervencionistas de mayo de 2016, centrándonos en dos procedimientos de cardiología.

Se monitorizó la dosimetría de los profesionales que participaron en los procedimientos mediante el sistema RaySafe i2, obteniéndose información de la dosis instantánea, dosis acumulada y tasa de dosis en tiempo real. Los dosímetros se colocaron en el propio arco quirúrgico (verde), en la solapa por fuera del mandil (azul) y en la muñeca (rojo) del profesional principal y por fuera del mandil del profesional de apoyo(morado), ambos los más cercanos al paciente durante la intervención. La primera parte del procedimiento se realizó sin campo quirúrgico estéril de protección y la segunda parte se continuó con el campo RADPAD® colocado y sin modificar ni la posición de mampara y la de los profesionales.

Se ha estimado la capacidad de atenuación de dosis de los campos RADPAD de dos formas distintas: a partir de la correlación lineal entre la dosis acumulada en el arco y la dosis acumulada en el personal (Fig.1) y a partir del cociente en la tasa de dosis en el arco y en el personal.

Observamos que existe un cambio visible en las pendientes de la correlación entre la primera y segunda parte de los procedimientos. Se verifica que el método de la correlación entre dosis acumulada es el más adecuado para el análisis, al ser menos sensible a variaciones rápidas en el tiempo de la dosis dispersa. Así mismo, se comprueba que los campos RADPAD® utilizados reducen la dosis recibida por el personal facultativo en un 68% en promedio (90% cuando se aplica una media ponderada), con una alta variabilidad entre procedimientos, llegando a alcanzar una atenuación máxima del 94%. (Tabla 1)

Los resultados de las pruebas realizadas en el HUPM son consistentes con las medidas de atenuación descritas por el fabricante y con los resultados presentados en estudios similares.

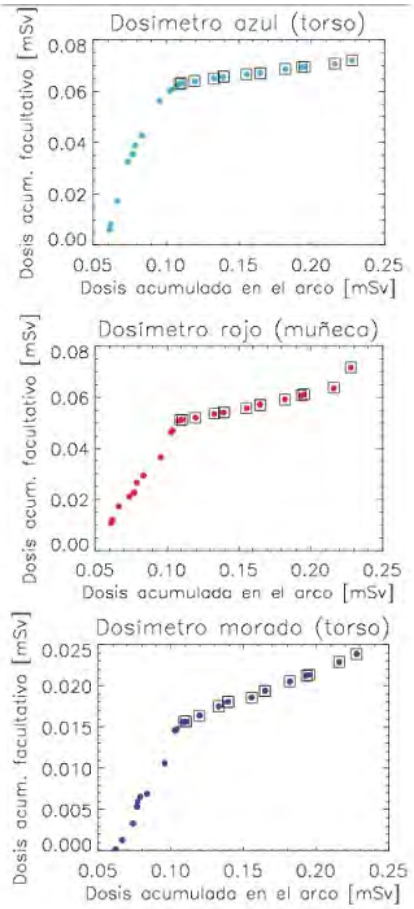


Fig. 1: Correlación entre la dosis acumulada en el arco y la dosis acumulada por el personal durante el procedimiento. Los puntos marcados con cuadrado corresponden con el periodo de uso de RADPAD.

Dosímetro	m_{sin}	m_{con}	δ
Azul	1.214 ± 0.084	0.074 ± 0.001	(-93.9±0.4)%
Rojo	0.826 ±0.023	0.142 ±0.012	(-82.8±1.6)%
Morado	0.340 ±0.010	0.067 ±0.001	(-80.3±0.7)%

Tabla 1: Pendientes de la correlación entre la dosis acumulada en el arco y la dosis acumulada en el personal y estimación de la atenuación (δ), lograda con la utilización de RADPAD.

ID: 01414
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica en medicina

DOSIS OCUPACIONAL EN CARDIOLOGÍA INTERVENCIONISTA: DOSIS EN CABEZA Y EVALUACIÓN DE CINTA PROTECTORA

José Manuel Ordiales[1] , Pablo Cerrato[2] , José Ramos[1] , Ginés Martínez[2]

1) Servicio de Radiofísica. Hospital de Mérida. Mérida 2) Sección de Hemodinámica. Servicio de Cardiología. Hospital de Mérida. Mérida

OBJETIVO

Los procedimientos realizados en Cardiología Intervencionista se encuentran entre los que mayor nivel de exposición a las radiaciones ionizantes producen en los trabajadores profesionalmente expuestos y, por tanto, es necesario prestar especial atención al material de protección personal utilizado en la sala de rayos X. En general, éste está diseñado para la protección órganos vitales y gónadas mediante delantales plomados, para la protección de cristalino mediante gafas y de tiroides mediante protector tiroideo. Estudios recientes plantean la posibilidad de aparición de daños por radiaciones en el cerebro de profesionales que realizan procedimientos intervencionistas. El objetivo de este trabajo es evaluar la dosis recibida por el operador en la región próxima al cerebro y la efectividad del material de protección específico para cabeza.

MATERIAL Y MÉTODO

Se registraron datos correspondientes a 19 procedimientos diagnósticos y terapéuticos de Cardiología Intervencionista. El equipo de rayos X fue un Philips Allura FD10. Dos cardiólogos realizaron los procedimientos con cinta protectora de cabeza adaptada al gorro de quirófano. El registro de dosis Hp(10) se realizó simultáneamente mediante tres dosímetros electrónicos i2 (RaySafe), uno situado en la posición lateral izquierda de la cabeza del operador, externamente a la protección, orientado hacia a la fuente de radiación dispersa (paciente), otro en la solapa del operador externamente al delantal de protección y un tercero en la cara interna del arco, entre el eje de giro y el tubo de rayos X. También se registraron los parámetros dosimétricos Producto Kerma-Área (KAP), tiempo de fluoroscopia y número de imágenes adquiridas proporcionados por el equipo de rayos X. El KAP fue corregido según el procedimiento descrito en IAEA Safety Report Series N 59. Todos los procedimientos fueron realizados utilizando mampara y faldón plomado disponible en la sala.

La evaluación de la eficacia del sistema protector se realizó mediante la exposición de 2 dosímetros DAS con y sin material protector en un experimento controlado. La irradiación de realizó de forma independiente en modo de media tasa de dosis en fluoroscopia y en modo cine, ambos con el mayor tamaño de campo disponible. Se realizaron tres irradiaciones en cada caso. Como medio dispersor se utilizó un maniquí de agua sólida RW3 de 30 cm de lado y 20 cm de espesor situado en el eje del haz a distancia foco superficie de 61,5 cm y distancia foco detector plano de 95 cm. Los dosímetros se situaron sobre la mesa del equipo de rayos X a 60 cm del maniquí.

RESULTADOS

El promedio de dosis Hp(10) registrado por el dosímetro de cabeza fue de 2,2 µSv y el de solapa de 6,3 µSv. La atenuación producida por el material protector de cabeza se muestra en la tabla 1.

Tabla 1. Atenuación producida por el protector de cabeza frente a radiación dispersa

CONCLUSIÓN

Los datos de dosis ocupacional Hp(10) registrados muestran que, en las condiciones de trabajo de la sala y con el material de protección utilizado, los valores de Hp(10) registrados en el lateral de la cabeza en la posición del gorro protector, son un 35% de los registrados en la solapa. No obstante, es necesario disponer de un mayor número de casos en la muestra y tener en cuenta la incertidumbre asociada a la respuesta direccional de los

dosímetros. Si se hace uso del protector de cabeza el nivel de exposición se reduciría en un 98%.

Modo	kV	mA	Atenuación Hp(10)
Fluoroscopia tasa de dosis media	72	9,5	98,0%
Cine	67	430	98,6%

ID: 00967
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica en medicina

Estado actual de la Protección Radiológica de los procedimientos Endourológicos: Encuesta Nacional

Daniel Adolfo Pérez-Fentes[1] , José Luis Álvarez-Ossorio[3] , Jacobo Guiu-Souto[2] , Miguel Pombar-Cameán[2]

1) Servicio de Urología. Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela 2) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela 3) Servicio de Urología. Hospital Universitario Puerta del Mar. Cádiz

Objetivo. En estudios recientes se ha comprobado que aunque el producto Dosis-Área en los procedimientos de Urología Intervencionista es del orden de la mitad que en los procedimientos de las especialidades intervencionistas clásicas (Cardiología, Neurorradiología, Radiología Intervencionista y Cirugía Vascular), la dosis recibida por estos urólogos es 18,7 veces mayor.

Esta diferencia de dosis tan enorme hace necesaria una reflexión sobre la situación de la Protección Radiológica en los procedimientos intervencionistas de esta especialidad médica.

Material/Métodos. El análisis de la situación se realizó mediante una encuesta de carácter nacional entre los 1894 asociados de la Asociación Española de Urología. El primer envío se realizó en abril de 2015 y los envíos posteriores en junio y septiembre de 2015. Los resultados de la encuesta se analizaron mediante la herramienta PIEM.

Para el análisis de la dosimetría personal y los medios de protección radiológica, se tuvo en cuenta la actividad profesional tanto en el sector público como en el privado.

Resultados. Se recibieron 327 respuestas (17%) y se consideraron como válidas 238. La media de la experiencia por parte de los cirujanos fue de 19 años (12-30).

En relación con la formación en materia de Protección Radiológica, el 63% (111 profesionales) manifestaron no poseer formación específica, mientas que el 25% (45 profesionales) disponían de la formación de primer nivel en protección radiológica y el 12% (22 profesionales) poseían la acreditación del segundo nivel.

En el sector público el 57% de los profesionales utilizaban dosímetro de solapa (cuerpo total) mientras que sólo el 27% tenía el de muñeca (extremidades) y el 2% de cristalino. En el ámbito privado el 20% de los profesionales utilizaban dosímetro de solapa mientras que sólo el 3% tenía el de muñeca y el 6% de cristalino.

En cuanto a los medios de protección radiológica, la tabla 1 refleja el número de trabajadores que utilizaban algunos de los accesorios de protección (delantal plomado, protector tiroideo, gafas plomadas, guantes plomados y/o pantalla protectora).

Además, el grupo de profesionales de más alto riesgo (que realizan más de 24 nefrolitomías al año) no actúan de acorde a sus necesidades de protección.

Conclusión. El número de encuestados que manifestaron poseer acreditación de primer y segundo nivel era muy bajo y un número muy significativo respondieron que no poseían ninguna formación de protección radiológica. Esto indica la necesidad de mejorar la oferta formativa para estos especialistas.

Debería mejorarse el control dosimétrico de estos trabajadores, ya que la utilización de dosímetros personales es muy baja y sensiblemente menor en el ámbito privado que en el público.

Es imprescindible fomentar el uso coherente de los medios y accesorios de protección radiológica, que se muestra especialmente bajo, también, en el ámbito de la actividad profesional privada.

Así mismo es importante actuar en los distintos apartados analizados, especialmente en aquellos profesionales de más alto riesgo (que realizan más de 24 nefrolitomías al año)

Tabla 1. Número de trabajadores (porcentaje) que utilizaban algunos de los accesorios de protección.

Accesorios de Protección Radiológica	***Pública***	***Privada***
Delantal	138 (61%)	40 (51%)
protector tiroideo	130 (57%)	36 (46%)
gafas plomadas	31 (14%)	7 (9%)
guantes plomados	39 (17%)	9 (11%)
pantalla protectora	22 (10%)	5 (7%)

ID: 01342
Tipo: Poster
Área temática: Protección radiológica en medicina

Euratom 59/2013. Abordar las necesidades en cuanto a dosis paciente y su registro. Software propio

Francisco Manzano Martinez[1] , David Jimenez Feltstrom[1] , Cristina Nuño Rodriguez[1] , Alberto Lucena Cames[1] , Manolo Muñoz Espejo[1] , Maria Jose Hungria Estevez[1]

1) Hospital Vithas Xanit Internacional

OBJETIVO Y APORTACIÓN ORIGINAL:

- Desde los SFMPR se hace fundamental plantear la adaptación a las normativas, en este caso se elabora un plan de adaptación a la directiva EURATOM 59/2013.
- Como parte del plan se encuentra lo relativo a la dosis paciente de diagnóstico por lo que en este trabajo realizara un estudio de necesidades de nuestro centro y de las soluciones posibles.
- Se realiza un estudio previo de los indicadores de dosis existentes en los equipos de RX, midiendo con cámaras de Ionización y verificando los datos en los distintos estudios, tanto para equipos de rx convencionales, como para TAC, fluoroscopia, etc.
- Posteriormente se realiza una comparativa de los distintos software's con los que abordar el tema del registro de la dosis, análisis e informe dosimétrico.
- Desarrollar un software en Matlab para el cálculo de dosis paciente en medicina nuclear, ya que sería insuficiente solo registrar la dosis a partir de los equipos de RX y actividad en el caso de Medicina Nuclear

MATERIAL/MÉTODOS:

Se utilizan las cámaras de Ionización y cámara lápiz para la verificación de los datos que por estudio dan los equipos digitales, algo necesario puesto que la directiva habla del ICRU 116 para los métodos de cálculo y la mayoría de equipos fueron instalados antes de 2010.

Nos ponemos en contacto con las distintas casas comerciales para ver distintos tipos de software y el registro de las dosis, como los de dosewatch, dosecare y radimetrics, además de otros. La comparativa se amplía visitando los centros que lo usan para comprobar in situ el uso real de las herramientas.

Se lleva a cabo el desarrollo de un software propio en Matlab al que llamamos RDPharma y que sea capaz de estimar la dosis a paciente en medicina nuclear, puesto que también se recoge en la directiva.

El software esta basado en los cálculos de dosis según ICRP 128 de 2014 e incluye la generación de informes dosimétricos y el registro acumulativo por paciente.

Registros e Informes de dosis se llevan a cabo desde enero por lo que pronto se establecerán dosis de referencia para la entrada en vigor en 2018.

RESULTADOS:

De las verificaciones de la dosis indicada por los propios equipos digitales hemos encontrado diferencias de hasta el 21% con los valores realmente medidos por lo que cabe plantearse la idea de introducir algunos factores de corrección para el registro real de dosis. Tabla 1

Para los distintos tipos de software comercial o libre se han estudiado las ventajas e inconvenientes que estos presentan, siempre desde el punto de vista de las necesidades que se proponen en el plan de adaptación propio.

Para el cálculo y registro de la dosis paciente en medicina nuclear el software desarrollado parece cumplir con el objetivo, habiendo sido adaptado para nuestras necesidades, unos 700 pacientes al año y todos los radiofármacos utilizados en la instalación.

La variabilidad de dosis efectiva para una misma actividad puede alcanzar el 40%, esta es pues la que se registra y la que aparece en el informe dosimétrico adjunto al informe médico, siendo estimado a partir de nuestro software Rdpharma. Figura 1

Se hace necesario centralizar el cálculo en los servicios que cuenten con la figura de físicos médicos y no registrar solamente actividad.

CONCLUSIÓN:

Para la adaptación a la normativa europea y en el caso concreto de registro de la dosis, sin duda existen varias opciones, y en los distintos hospitales se va a plantear desde no hacer nada hasta complejos sistemas de registro que pueden no satisfacer las necesidades reales.

Para completar lo existente, además los servicios deben dar un paso adelante e incluir tanto las verificaciones de indicadores de dosis de los equipos de RX como el control del cálculo en MN, centralizado en los servicios que dispongan de físico médico.

Los costes de tiempo de cálculo y comparación deberían ser reflejados de alguna manera, ya sea como parte del estudio o como informe dosimétrico adjunto al acto médico.




RDPharma

ID: 01125
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Comparación de maniquíes de PMMA para la medida de dosis glandular en mamografía

Juan Morillas Ruiz[1] , Maria Luisa Martin Albina[1] , Lara Nuñez Martínez[1] , Fernando Pizarro Trigo[1] , Javier Sanchez Jimenez[1]

1) Servicio de Radiofísica y PR. Hospital Universitario de Burgos

Resumen

1. Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original.

Según el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico edición 2011 (PECC) el maniquí de polimetil metacrilato (PMMA) para control de calidad en mamografía deberá de estar constituido de láminas apilables de 5 y 10 mm, con unas dimensiones transversales rectangulares superiores a 150 mm x 100 mm o semicirculares con un radio ?100 mm. La tolerancia para los espesores será de ±1mm y la uniformidad de los mismos dentro de ±1mm.

El objeto de este trabajo es el utilizar dos maniquíes comerciales, que cumplen los requisitos descritos, y analizar las diferencias a la hora de determinar la dosis glandular promedio (D_G).

1. Material/Métodos.

Los maniquíes de PMMA empleados, ambos del fabricante Leeds Test Objects, son los incluidos en sus objetos de test TOR MAX (semicircular con un radio de 120 mm) y DMAM (rectangular con unas dimensiones de 180 mm x 240 mm). El equipo de mamografía (digital directa) en el que se hacen las medidas es un Hologic Selenia Dimensions.

El procedimiento a seguir es el descrito en el PECC, con la diferencia que no se utilizan separadores para conseguir el espesor de mama equivalente. En su lugar se comprime el maniquí de PMMA y después se eleva la pala compresora la distancia adecuada según espesor. Previamente se ha verificado la constancia en la exactitud del sistema de compresión para el rango de 2 a 7 cm.

En el mamógrafo Selenia la separación de la pala determina el voltaje aplicado al disparo y el filtro empleado (en el modo Autofiltro, el más automático de todos). La fuerza de compresión aplicada, para un mismo espesor no afecta a la técnica de adquisición.

El método de cálculo se basa en la medición previa de los valores de kerma en aire en la superficie de entrada $K_{a,i}$, estos valores son comunes para los dos maniquíes. Luego con cada maniquí, para distintos espesores, se comprime, se modifica el gap, y se hace la adquisición en el modo Autofiltro y la cámara del exposímetro (CAE) en la posición más próxima al borde costal. Con los valores de la técnica de disparo, kV, mAs y valor de filtro (Rh ó Ag) se obtienen los coeficientes de conversión de Dance (g,c y s) y se calcula la Dosis glandular mediante

$$D_G = K_{a,i} * g * c * s$$

1. Resultados.

En la tabla 1 se presentan los valores de D_G obtenidos con cada uno de los maniquíes. La dosis glandular con el maniquí rectangular es similar a la medida con el semicircular para espesores bajos y altos. Para espesores intermedios, de 4-5 cm, en el rango de la mama típica, la dosis glandular con maniquí rectangular es netamente superior a la determinada con maniquí semicircular (hasta un 11% más).

Para explicar esta diferencia, el principal responsable a priori es el sistema de compresión del mamógrafo. Según se aprecia en la tabla 2 el sistema mide diferentes alturas del compresor para un mismo espesor de PMMA. Al hacer esto asigna al disparo un valor de 1 kV más en el rectangular respecto al semicircular. El control automático de exposición compensa con una carga (mAs) superior en espesores altos y bajos, pero no en los intermedios.

Se aprecia que la fuerza que el sistema de compresión puede ejercer sobre el maniquí semicircular es netamente inferior a la que ejerce sobre el rectangular.

El filtro seleccionado no afecta a la diferencia en dosis glandular ya que se asigna para ambos maniquís Ag para 6-7 cm, y Rh para el resto.

Otro elemento diferencial, en menor grado, es la distinta atenuación que ofrecen. Si anulamos la influencia del compresor, utilizando una adquisición con filtro y kV fijo, se aprecia que el CAE necesita más carga(dosis) si se emplea el maniquí rectangular respecto al semicircular (un 3% más para espesor de 5 cm). Es destacable que el maniquí rectangular presenta un área prácticamente doble que la del semicircular.

1. Conclusión.

El comportamiento del sistema de compresión de un mamógrafo puede condicionar las medidas de dosis glandular. Conviene evaluar que maniquí es el óptimo para cada equipo de mamografía y utilizar siempre el mismo en el control de calidad periódico.

Espesor PMMA (cm)	D_G(mGy) Rectangular	D_G(mGy) Semicircular
2	0.55	0.54
3	0.75	0.74
4	1.10	1.0
4.5	1.50	1.33
5	1.88	1.69
6	2.42	2.41
7	2.64	2.64

Espesor PMMA (cm)	Maniquí Rectangular		Maniquí Semicircular	
	Espesor compresión (cm)	Fuerza (N)	Espesor compresión (cm)	Fuerza (N)
2	2.1	101	2.6	150
3	3.2	107	3.6	157
4	4.2	100	4.6	151
4.5	4.7	97	5.1	164
5	5.2	98	5.7	146
6	6.2	97	6.7	141
7	7.2	98	7.7	141

ID: 01155
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Control estadístico de la energía de haces de electrones con la medida de Ep,0 de un array

Roberto Martínez Cobo[1] , Rafael Jesús Martínez Luna[1] , Esperanza Macarena Benítez Villegas[1] , Jorge Ordóñez Márquez[1] , José Antonio Miñano Herrero[1] , Juan Manuel Roldán Arjona[1]

1) U.G.C. Radiofísica, Hospital Universitario Reina Sofía, Córdoba

Objetivos

El indicador que se suele utilizar en la verificación de la calidad espectral de un haz de electrones de un acelerador es el valor de hemiabsorción en agua (R_{50}). Para su medida, se puede utilizar un analizador automático de haces. Por el tiempo que requiere el uso de estos sistemas para realizar una medida, no se suelen emplear de forma rutinaria. Para esto, se utilizan otros equipos que pueden tener indicadores de la calidad espectral para los haces de electrones distintos a R_{50}. En el presente trabajo, se realiza una comparación de la dispersión de las medidas que caracterizan el espectro de un haz de electrones obtenidas por un analizador automático de haces, con las que presenta un array de detectores de ionización. Dicha comparación nos permitirá tener un criterio para establecer la conveniencia de utilizar el procedimiento más sencillo (por su menor duración temporal para realizar una medida) basado en la utilización de un array de detectores, para el seguimiento estadístico de las características espectrales de los haces de electrones.

Material y métodos

Para la medida de $E_{p,0}$ de un haz de electrones se utilizan un analizador automático de haces modelo MP1 (PTW) y un array plano 2D de cámaras de ionización, modelo IC Profiler v3.2 (SUN NUCLEAR) que utiliza una cuña de aluminio para simular la dosis en profundidad [1]. El analizador automático utiliza una cámara planoparalela tipo Roos (PTW) para medir un perfil de dosis en el eje de radiación. Este rendimiento en profundidad es analizado por el programa informático Mephysto v1.8 (PTW) proporcionando un valor de R_{50} en agua y de $E_{p,0}$. El array IC Profiler, mediante una calibración previa frente al analizador automático en agua, permite obtener un valor de $E_{p,0}$ utilizando dos métodos distintos: mediante la intersección de la pendiente de dosis de la cuña con el eje de abscisas ($E_{p,0}$ (intercept)) o en base a la pendiente del perfil de dosis proporcionado por la cuña ($E_{p,0}$ (slope)).

La toma de datos con ambos equipos se ha realizado durante un periodo de cuatro años, Las periodicidades de las medidas con el analizador automático y el array han sido, aproximadamente, trimestrales y bimensuales respectivamente. Las medidas se han realizado en un acelerador modelo Precise (Elekta) para haces de energías de electrones nominales 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV y 18 MeV.
Para cada energía se determina la dispersión de los valores de R_{50} y $E_{p,0}$ (agua) con el analizador automático y de ($E_{p,0}$ (intercept)) y ($E_{p,0}$ (slope)) con el array. Se comparará la dispersión de los valores del array con los del analizador automático con el fin de establecer la tolerancia que se puede aceptar en las medidas de control con los primeros. Además, se compara la dispersión en las dos posibilidades de medida de $E_{p,0}$ que ofrece IC Profiler.

Resultados

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 1. Para cada energía, se muestra el valor promedio (x), la desviación típica (poblacional) (?) y el coeficiente de variación (CV) para cada una de las distintas posibilidades de medida.

De entre las dos posibilidades de cálculo que ofrece IC Profiler, la que menos dispersión presenta en su medida es la realizada mediante la intersección de la pendiente de la curva en el eje de abscisas ($E_{p,0}$ (intercept)). La dispersión de las medidas de $E_{p,0}$ (intercept) es del mismo orden que las obtenidas para R_{50} y $E_{p,0}$ (agua) medidos con analizador automático, aun siendo, en cuatro de las cinco energías analizadas, superior a estas últimas.

Conclusiones

Se propone que se utilice la fórmula $E_{p,0}$ (intercept) en las medidas con IC Profiler. El array IC Profiler, aunque no permite la medida de R_{50} de los haces de electrones, si que posibilita, con el valor estimado de $E_{p,0}$, hacer un seguimiento estadístico, de carácter habitual o rutinario, manteniendo una variación del proceso similar a la aportada por el analizador automático.

Referencias

[1] IC PROFILER™ Reference Guide. SUN NUCLEAR, 2009.

		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV
R_{50}	$\bar{x}$ (mm)	25.56	36.49	48.08	59.71	70.61
	σ (mm)	0.13	0.28	0.41	0.53	0.33
	CV	0.52%	0.76%	0.85%	0.895	0.47%
$E_{p,0}$ (agua)	$\bar{x}$ (MeV)	6.67	9.20	11.93	14.72	17.29
	σ (MeV)	0.03	0.07	0.11	0.13	0.08
	CV	0.46%	0.73%	0.92%	0.90%	0.45%
$E_{p,0}$ (intercept)	$\bar{x}$ (MeV)	6.68	9.23	11.87	14.69	17.16
	σ (MeV)	0.05	0.11	0.08	0.14	0.08
	CV	0.72%	1.24%	0.71%	0.97%	0.48%
$E_{p,0}$ (slope))	$\bar{x}$ (MeV)	6.49	9.63	12.02	14.94	16.50
	σ (MeV)	0.11	0.19	0.16	0.166	0.28
	CV	1.76%	2.01%	1.33%	1.09%	1.68%

Tabla1

ID: 01075
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Calibración cruzada independiente de cámaras para el control de calidad en radioterapia

Inés Flores-Cacho[1] , Javier De Areba Iglesias[1] , Antonio Ureña Llinares[1] , Jesús Roldán Castro[1] , Luis Ángel Quiñones Rodríguez[1] , Ignacio Castro Ramírez[1] , Esther Angulo Paín[1] , María Amparo Iborra Oquendo[1]

1) Hospital Universitario Puerta del Mar (Cádiz)

La necesidad de mantener los equipamientos de medida en correcto estado de calibración exige su envío rutinario a un centro trazable a un patrón primario (CIEMAT) cada dos años. Asimismo, si se detectan anomalías asociadas a una incierta calibración de las cámaras de medida, puede ser necesario realizar calibraciones adicionales.

En el contexto actual es esencial que los servicios de Radiofísica sean capaces de realizar de forma independiente una calibración de las cámaras, que habrá de ser rápida, efectiva y que permita distinguir problemas intrínsecos de las cámaras de otras posibles causas de error para reducir al máximo los costes derivados del envío y realización de las calibraciones externas. Sin embargo, estas calibraciones adicionales no sustituyen a las calibraciones periódicas exigidas por el protocolo español de control de calidad en radioterapia, sino que las complementan, proporcionando información actualizada del estado de calibración del equipamiento de medida.

Aquí presentamos los resultados obtenidos Hospital Universitario Puerta del Mar (HUPM) que nos permiten evaluar la fiabilidad de los valores proporcionados por el fabricante. En el HUPM, al contar con dos cámaras de cada tipo y por cuestiones presupuestarias, las calibraciones externas se realizan con menor periodicidad, comprobándose la estabilidad de las mismas utilizando fuentes radiactivas patrón.

Para la realización de la calibración cruzada, utilizamos una cámara PTW Farmer 30013 calibrada por el CIEMAT (Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas) en marzo de 2016. Las calibraciones cruzadas se realizaron el 20 de septiembre de 2016, comprobándose el estado de calibración de cinco cámaras PTW disponibles en el HUPM (una Farmer 30013, dos cámaras *pin-point* 31014 y 31016 y dos cámaras semiflex 31010; calibradas respectivamente en 2011; 2008 y 2010; y 2008 y 2006). Para esta calibración es necesario contar igualmente con un multímetro capaz de medir a 100V y ±400V y, dado que las medidas de dosis son sensibles a la presión y a la temperatura, un barómetro y un termómetro.

La metodología es sencilla. Tras el paso previo de la comprobación de la estabilidad de las cámaras utilizando una fuente patrón radiactiva, se mide la dosis absorbida en condiciones de referencia (TRS-398) por la cámara calibrada por el organismo autorizado. A continuación, se repetirán los disparos para cada una de las cámaras a calibrar, midiendo la carga y, a partir de ella, obteniendo los factores k_{pol} y k_{sat}. Con los nuevos factores y la dosis medida con la cámara de referencia, se calcula el nuevo factor de calibración.

Los factores de calibración obtenidos con esta metodología difieren en un 1,20% como máximo de los valores de referencia proporcionados por el fabricante (PTW) (ver tabla 1) lo que demuestra, por un lado, la alta estabilidad de las mismas y, por otro, la precisión del procedimiento de calibración cruzada (comparable a la que se obtiene en las calibraciones externas realizadas por el CIEMAT, ver tabla 2).

La metodología de calibración cruzada aquí presentada se puede realizar de forma eficiente en unas 7-8h de trabajo (incluyendo las medidas de estabilidad). De esta manera, los servicios de Radiofísica pueden obtener calibraciones precisas (error < 1,5%, comparables a las obtenidas por el CIEMAT) de las cámaras disponibles en los servicios de radioterapia de forma semi-independiente y complementaria a las revisiones protocolizadas o en caso de que se detecten anomalías. De este modo, si por necesidades del servicio no es factible realizar la calibración por parte del CIEMAT, tenemos a nuestra disposición las herramientas para confirmar/actualizar las calibraciones facilitadas por el fabricante y trabajar con la certeza de su exactitud.

Tabla 1 – Comparación calibración fabricante (PTW) vs calibración cruzada HUPM

Cámara	Fecha calibración PTW	Factor de calibración $N_{D,w}$ PTW [cGy/nC]	Factor de calibración $N_{D,w}$ (calibración cruzada) [cGy/nC]	Error [%]
FARMER 30013-1604	2005	5,385	5,417	-0,59
SEMIFLEX 31010-03938	2008	29,49	29,28	+0,71
SEMIFLEX 31010-004258	2006	29,99	29,63	+1,20
PIN-POINT 31014-0197	2008	229,2	231,9	-1,20
PIN-POINT 31016-00513	2010	245,2	245,3	-0,02

Tabla 2 – Comparación calibración fabricante (PTW) vs calibración externa CIEMAT

Cámara	Factor de calibración $N_{D,w}$ PTW [cGy/nC] (año)	Factor de calibración $N_{D,w}$ CIEMAT [cGy/nC] (año)	Error [%]
FARMER 30013-528 (Referencia)	5,343 (2006)	5,335 (2016)	0,15
FARMER 30013-1604	5,385 (2005)	5,415 (2011)	-0,55
ROOS 34001-0596	8,418 (2003)	8,373 (2006)	0,54
ROOS 34001-0765	8,431 (2004)	8,489 (2016)	-0,68

ID: 01103
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Diseño y construcción de una sonda de captación para medidas de actividades en tiroides

David Jiménez Feltström[1] , Francisco Manzano Martínez[1] , María José Hungría Muñoz[1] , Manuel Muñoz Espejo[1] , Cristina Ponce Herrera[1]

1) Hospital Vithas Xanit Internacional

OBJETIVO Y APORTACIÓN ORIGINAL

En dosimetría interna de pacientes hipertiroideos tratados con I-131 es frecuente el uso de una sonda de captación. Básicamente, la sonda está formada por un cristal de centelleo, un colimador, la electrónica y un software que la controla.

La dosimetría interna en pacientes hipertiroideos tratados con yodo radiactivo es rápida y sencilla, y en principio no supone un incremento notable en el presupuesto de un servicio de física médica. Sin embargo, una sonda de captación puede costar entre 20 y 30 mil euros, algo caro si sólo se va a utilizar para medir pacientes hipertiroideos.

En nuestro servicio queríamos planificar de forma individual todos los tratamientos de pacientes hipertiroideos tratados con I-131, y como no disponíamos de una sonda de captación, hemos desarrollado una, que hemos llamado sonda de captación Lamsus.

MATERIAL/MÉTODOS

La sonda de captación Lamsus está formada por tres unidades funcionales: un detector Lamse, un sistema de colimación y un software de calibración.

El detector Lamse consta de un monitor multisonda MS6020 y una sonda CT115BG (contador proporcional de Xenón), el cual permite medir cuentas durante un intervalo de tiempo programable. El detector va alojado en el interior de un bloque de Cerrobend rectangular de 10 cm de espesor. Por la parte frontal del bloque de Cerrobend existe una apertura circular donde va alojado un tubo cilíndrico de plomo de 20 cm de longitud y de paredes de 0.5 cm de grosor.

El software desarrollado para la calibración permite adquirir distintas curvas de calibración para distintas distancias de medida entre la superficie del detector y la fuente de calibración. La idea es utilizar una curva obtenida a poca distancia en dosimetría previa al tratamiento (actividades pequeñas) y una a mayor distancia para dosimetrías posterior al tratamiento (actividades elevadas). Para cada distancia, los puntos de medida son ajustados a una curva de tipo

$$R(A) = k1\ (1 - \exp(-k2\ A))$$

donde R es la tasa de cuentas detectadas, A es la actividad de la fuente, y k1 y k2 son dos parámetros de ajuste. Para actividades pequeñas obtenemos una recta de pendiente k1k2. Como esta función es biyectiva puede invertirse para determinar la actividad de una fuente a partir de la tasa de cuentas detectadas:

$$A(R) = -(1/k2)\ \ln(1 - R/k1)$$

Repitiendo el proceso para distintas distancias entre el detector y la fuente se obtienen distintas curvas de

calibración, cada una con sus parámetros de ajuste k1 y k2.

Hemos utilizado dos fuentes de I-131 con actividades iniciales de 12 mCi y 5 mCi respectivamente y 2 cm de metacrilato, y las hemos medido en distintos instantes de tiempo durante 4 semanas. De este modo, utilizando solo 2 fuentes, hemos abarcado medidas para actividades en el intervalo entre 12 mCi y 50 ?Ci. Esto lo hemos realizado utilizando 25 y 50 cm de distancia entre la fuente y la superficie del detector, obteniendo así dos curvas de calibración.

RESULTADOS

Para la distancia de 25 cm hemos obtenido k1 = 0.1105 MBq y k2 = 0.0005 1/MBq. Para 50 cm hemos obtenido k1 = 0.0149 MBq y k2 = 0.0009 1/MBq. Observar que para actividades pequeñas obtenemos un comportamiento del inverso al cuadrado con la distancia.

Para las actividades medidas, nuestra sonda no llega a saturarse a las distancias utilizadas. Todas las medidas se han repetido 10 veces para poder calcular la exactitud y precisión de la sonda y se mantienen por debajo de 1% en el rango de actividades medidas.

CONCLUSIÓN

Aunque nuestra sonda no tiene la sensibilidad que tiene una sonda con cristal centelleador, tiene la ventaja de que no se satura incluso para actividades elevadas. De este modo podemos utilizar la curva de 25 cm tanto en dosimetría previa como posterior al tratamiento. La exactitud y precisión de la sonda es razonablemente buena. La mayor ventaja de la sonda es que se ha desarrollado con equipo ya disponible en nuestro servicio.




Observed Count Rate vs Source Activity
$R_A(A) = k_1 \times \left(1 - e^{-k_2 \cdot A}\right)$
New distance (cm) curve:
Select (cm) distance curve:
k_1 (MBq):
k_2 (MBq^{-1}):
Calibration file:
Lantus Prueba.mat

ID: 01366
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Puesta en marcha del espectrómetro multicanal Osprey Universal Digital MCA Tube Base

Eduard Massana Melchor[1] , Jonathan Suárez Arteaga[1] , Ana Dolcet Llerena[1] , Miguel Jiménez Melguizo[1] , Julio Almansa López[1] , Juan Luis Osorio Ceballos[1]

1) Complejo Hospitalario Universitario de Granada

Objetivo: Describir el proceso de la puesta en marcha del espectrómetro multicanal Osprey Universal Digital MCA Tube Base de Canberra. Definir los protocolos asociados para su utilización, verificaciones periódicas e intercomparación con equipos similares.

Material y métodos

El multicanal estudiado es el Osprey Universal Digital MCA Tube Base de Canberra; dispone de un detector de centelleo de ioduro de sodio dopado con talio (NaI(Tl)), fuente de alimentación con un rango de 0-1300 V, preamplificador y conversión analógico-digital de 1024 canales. El software utilizado es el Genie 2000 de Canberra.

Las fuentes patrón utilizadas han sido 137Cs (7.2 ?Ci – 18/04/1984) y 133 Ba (8 ?Ci – 27/01/1984).

Para la realización de la puesta en marcha del sistema así como de sus verificaciones iniciales se ha realizado la calibración en energía y en eficiencia, así como el diseño de un sistema reproducible para la realización de las medidas.

También se han realizado medidas de constancia que aún debemos completar para determinar la estabilidad temporal de nuestro sistema.

Se ha definido un sistema de geometría fija para medir las fuentes que se han utilizado para la realización de las medidas de estabilidad y la calibración energética y en eficiencia. Para diseñarlo contamos con bloques de plomo de diferentes medidas y de un cilindro blindado Canberra donde se encuentra el multicanal actual del hospital Virgen de las Nieves (Canberra AccuSpec MCA).

Tras hacer un estudio de las fuentes utilizadas en medicina nuclear, definimos un rango de interés de energías de entre 70-400 keV. Es por ello que escogimos como fuentes de calibración el ^{133}Ba, con energías de 81 keV y 356 keV, para trabajar con una óptima resolución en el rango de bajas energías (70-400 keV), y el ^{137}Cs con un pico de energía de 662 keV, que se utilizó para realizar una calibración adicional, en caso de realizar análisis en un rango energético mayor.

Se han realizado medidas con distintos voltajes, de manera que pudiéramos observar los picos de cada una de las fuentes utilizando el máximo número de canales posible y que nos permitirá estimar las incertidumbres asociadas a la variabilidad del ajuste del voltaje.

Para calibrar en eficiencia llevamos a cabo una búsqueda automática de picos del espectro y el cálculo del área de cada uno de ellos con la función “Sum/Non-Linear Least Squares Fit Area”, ajustando el parámetro que resta el fondo de forma lineal.

Como medida de verificación, realizaremos la intercomparación de los resultados con los dos multicanales de los que disponemos, el utilizado en el Virgen de las Nieves (AccuSpec), y el utilizado en el hospital del Parque Tecnológico de la Salud (Canberra Inspector 1000).

Una vez puesto en marcha el multicanal, definiremos un protocolo para realizar verificaciones periódicas e implementar un programa de control de calidad.

Resultados

En la figura 1 se representa la dependencia de los picos de 81 keV y 356 keV del ^{133}Ba en función de la diferencia de potencial aplicada. Un voltaje de referencia de 830 V se ha fijado para la utilización del sistema en el rango de energías 0-400 keV.

En caso de necesitar realizar análisis en un rango energético mayor (700 keV), una segunda calibración a 700 V se ha obtenido como óptima a efectos de resolución energética.

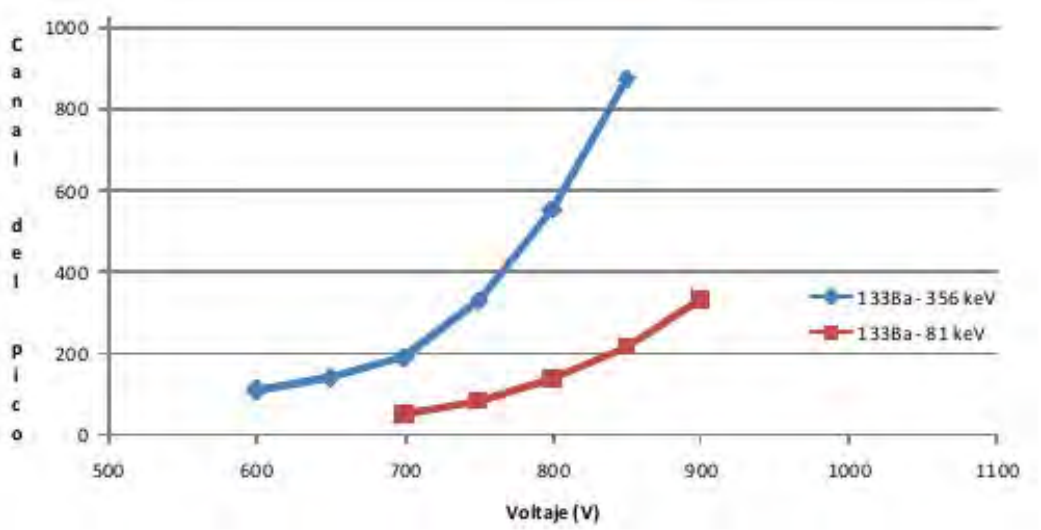
Fig.1: Gráfica que muestra el canal donde se encuentra el centro del pico de dos energías diferentes de la fuente de 133 Ba para distintos valores de voltaje de la fuente

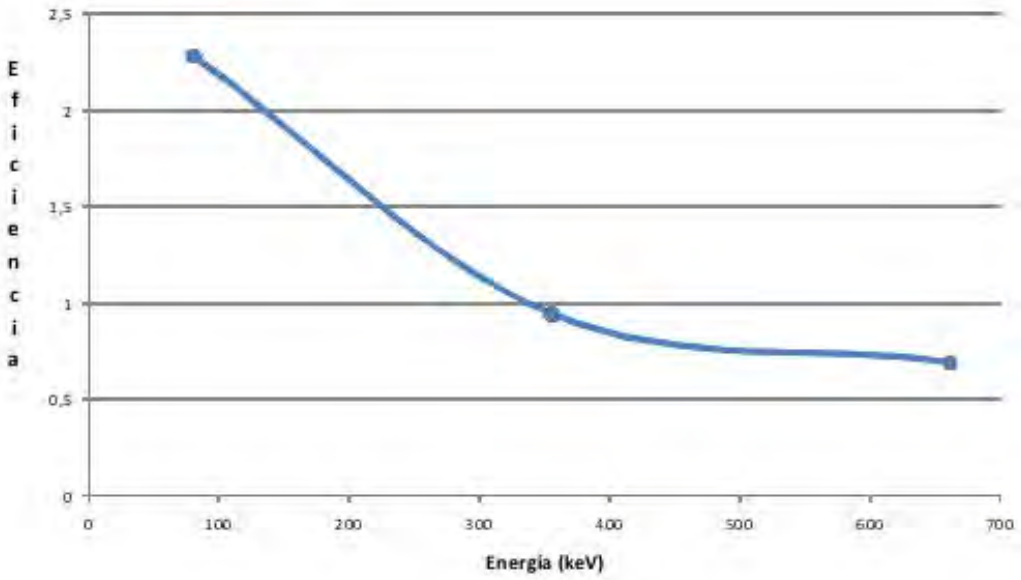
En la figura 2 se muestra el resultado de la calibración de eficiencia realizado con nuestro sistema en la configuración geométrica de referencia.

Fig.2: Eficiencia en tanto por ciento en función de la energía para las fuentes de ^{133}Ba y ^{137}Cs

Conclusiones
Se ha realizado la puesta en marcha del sistema multicanal Osprey Universal Digital realizando la calibración energética en 2 rangos de trabajo así como la calibración en eficiencia asociada.

Se han realizado medidas preliminares de estabilidad del sistema que están pendientes de completar así como la intercomparación con los sistemas, AccuSpec e Inspector 1000.




Eficiencia
2,5
2
1,5
1
0,5
0
0
100
200
300
400
500
600
700
Energia (keV)

ID: 01405
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

SSDE frente CTDIVOL según características físicas del paciente

Jaime Marti Asenjo[1] , Pedro Fernández Letón[1] , Daniel Zucca Aparicio[1] , Miguel Ángel de la Casa de Julián[1] , Juan García Ruiz-Zorrilla[1]

1) Hospital Universitario HM Sanchinarro

Objetivo

La SSDE (Size specific dose estimate) es un índice de dosis, definido por la aapm (Report N24) como una estimación de dosis a paciente que tiene en consideración la talla de este. La SSDE ha mostrado una relación lineal con las dosis absorbidas en órganos y la dosis en la superficie de entrada en pacientes. Durante 3 años se obtuvo la ssde y el ctdi de 6186 pacientes en el hospital HM Sanchinarro. Los datos nos permiten cuantificar la diferencia entre ambos índices y relacionar esta diferencia con las características físicas del paciente.

Materiales y métodos

Los datos fueron recogidos mediante la herramienta DoseWatch v1.4.3.0 de General Electric. La herramienta dosewatch para el registro de dosis nos proporciona información demográfica del paciente (peso, altura), información dosimétrica del estudio como el ctdi y el dlp y además muestra el cálculo de la ssde. Este cálculo se realiza a partir de las dimensiones lateral y anteroposterior obtenidas del topograma. Con estos valores y conociendo el valor del $CTDI_{VOL}$ que muestra el equipo, así como si corresponde al fantoma de cuerpo o de cabeza, DoseWatch calcula la SSDE siguiendo las pautas indicadas por la AAPM. El TAC del Hospital HM Sanchinarro es marca Toshiba Modelo Aquilion 64. Los pacientes que hemos seleccionado corresponden a estudios de Tórax o Abdomen realizados a adultos. Estas localizaciones son las que muestran mayores diferencias en cuanto a la talla de los pacientes y por tanto encontraremos mayores diferencias entre la SSDE y el $CTDI_{VOL.}$ La información demográfica de los pacientes es introducida a mano por los técnicos por lo que se han filtrado los datos para evitar valores erróneos de altura y peso (unidades incorrectas por ejemplo). Estos datos son necesarios para obtener el Índice de masa corporal (IMC) que se define como el peso del paciente en Kilogramos dividido por la altura en centímetros al cuadrado. Este índice es el más común utilizado para definir los rangos de delgadez (IMC<18.5) hasta obesidad (IMC>30).

Resultados

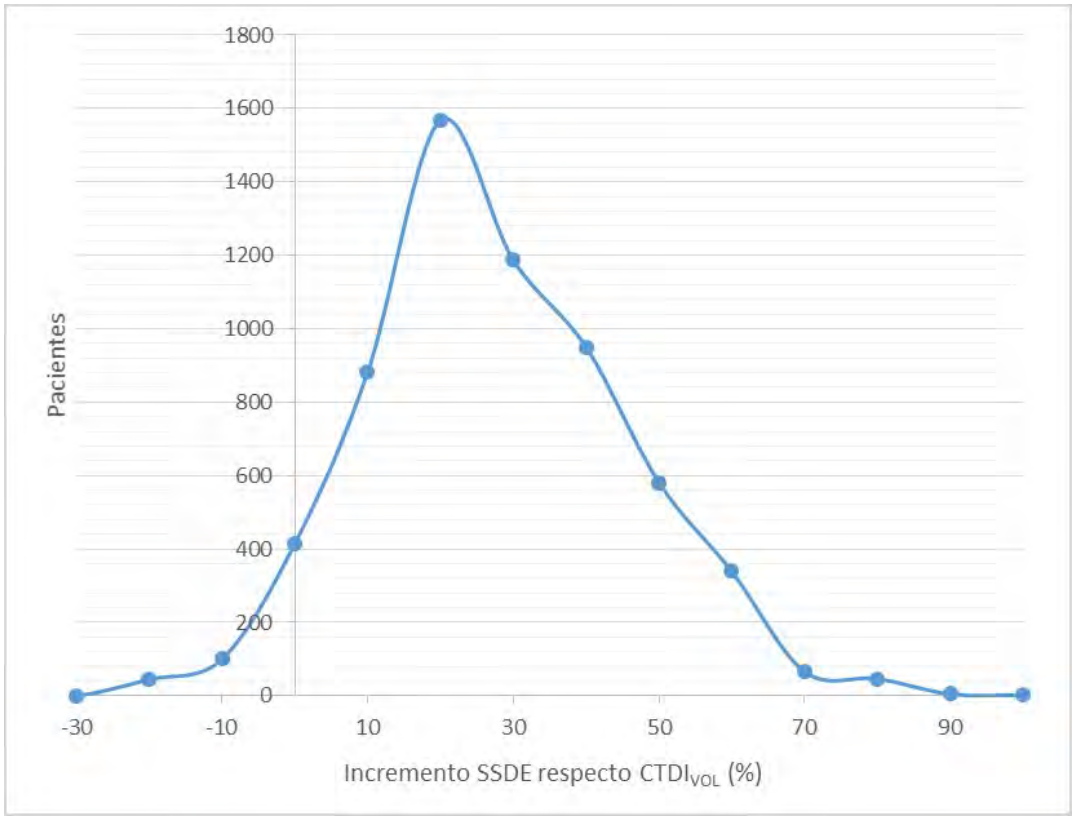
Evaluamos la relación entre ambos índices de dosis, siendo por lo general el valor SSDE sustancialmente mayor. Solo en torno a un 8% de los pacientes el valor del índice $CTDI_{VOL}$ resultó superior. La gráfica 1 muestra una distribución aproximadamente gaussiana, centrada en un 20%. Es decir, la mitad de pacientes muestran una SSDE al menos un 20% mayor que el $CTDI_{VOL.}$

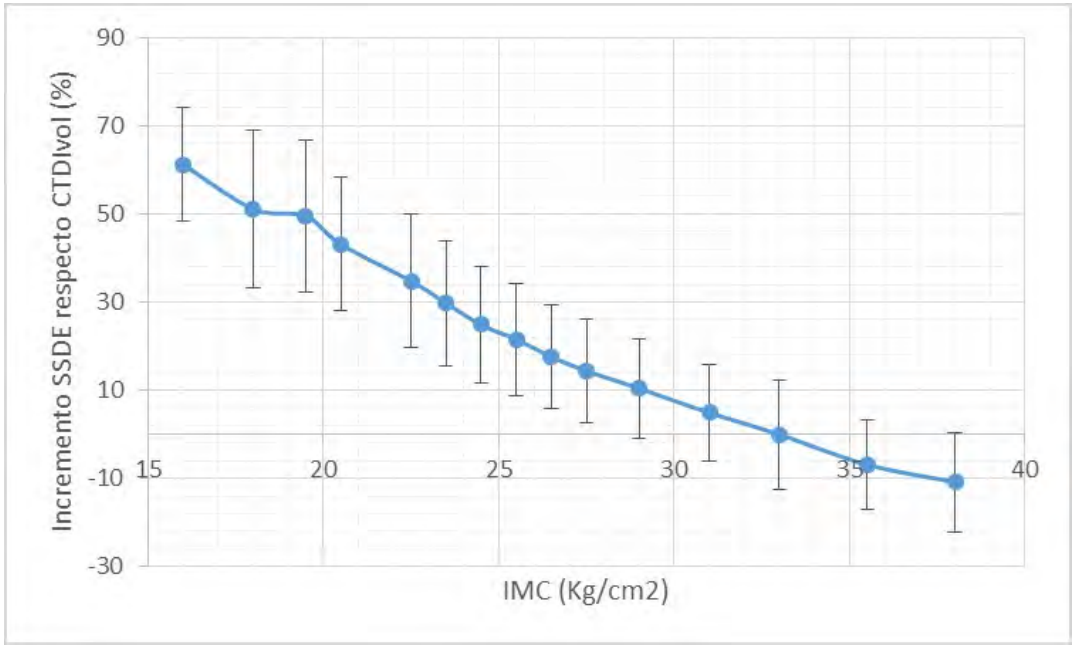
En la gráfica 2 observamos la relación que existe entre esta relación entre ambos índices y el IMC del paciente, promediado por intervalos. Las barras de error muestran dos veces la desviación típica. Podemos observar una

tendencia decreciente con el IMC bastante clara.

Conclusiones

Se ha mostrado que en un porcentaje elevado de pacientes la SSDE resulta sustancialmente superior, siendo por tanto el $CTDI_{vol}$ un índice que infravalora la dosis recibida por el paciente. Esto ocurre fundamentalmente en pacientes no obesos (IMC<30), y es especialmente relevante para pacientes muy delgados (IMC<18.5) donde la SSDE puede resultar hasta un 50% superior. Para pacientes en un rango normal de IMC, esta diferencia resulta en torno al 20%.




Incremento SSDE respecto CTDIvol (%)
90
70
50
30
10
-10
-30
15
20
25
30
35
40
IMC (Kg/cm2)

ID: 01364
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Estudio de la incertidumbre aportada por la densidad y espesor de la pared de una cámara Farmer IC 70

Mari Trini Cortina Balaguer[1] , Belén Juste Vidal[2] , Sergio Díez Domingo[1]

1) Universidad de Valencia. Departamento de Fisiología 2) Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Departamento de Ingeniería Química Nuclear

1. OBJETIVO DEL TRABAJO Y CUÁL ES LA APORTACIÓN ORIGINAL

El estudio se centra en la obtención de la incertidumbre asociada a dos parámetros, densidad y espesor de la pared, pertenecientes a una cámara de ionización cilíndrica modelo Scdx-Wellhöfer IC 70 Farmer mediante herramientas Monte Carlo (mcnp_pstudy) utilizando la metodología planteada por Wilks [Wilks, 1941, 1942], que nos permitirá obtener una estimación del parámetro p_{wall} para un caso particular pero también, extender la metodología a cualquier cámara de ionización.

Los dos parámetros están relacionados mediante el factor de corrección pwall incluido dentro del factor de perturbación global p_Q, necesario para introducir todas las posibles variaciones respecto de los componentes de las cámaras tales como el electrodo central o el volumen de la cavidad.

Estos parámetros son necesarios para la obtención de la dosis en agua (D_w) en radioterapia con haces externos, tal como se propone en el código de práctica TRS-398. En concreto, p_{wall} tiene en cuenta las diferencias de los coeficientes másicos de absorción de energía de los fotones y los poderes de frenado de los electrones en el material de la cámara y el medio.

2. MATERIAL/MÉTODOS

La metodología seguida en la obtención de los parámetros pQ mediante simulación de Monte Carlo está basada en los estudios de [Crop, 2009] y [Wulf, 2010]. El programa de transporte de partículas utilizado es MCNP. Se ha generado la geometría de la cámara de ionización y se han ido realizando los cambios pertinentes en las distintas celdas respecto de los materiales para obtener el resultado propuesto por el TRS-398. El factor p_{wall} se obtiene como el cociente de los resultados obtenidos al ejecutar la geometría en la que se ha cambiado la pared de grafito y cambiado por agua sólida y la geometría en la que sí tiene la pared de grafito.

La expresión matemática que puede asociarse es

P_{wall}= geometría sin pared de grafito/geometría con pared de grafito.

Por otro lado, está el estudio de la incertidumbre de los parámetros mencionados (densidad grafito=rhog y espesor pared grafito=t_w) donde se seguirá el método de Wilks [Wilks, 1941, 1942] de la estadística del orden.

A la hora de efectuar el muestreo por Monte Carlo deben asociarse funciones de distribución de probabilidad sobre cada parámetro (rhog: gaussiana; tw: función uniforme), lo cual requiere el conocimiento de cada una de ellas y sus tolerancias.

Según Wilks, el número mínimo de ejecuciones de código (mcnp_pstudy) para obtener los límites de tolerancia que contengan el 95% de probabilidad (beta) con un nivel de confianza del 95% (gamma) es de 93. De forma que, utilizando la herramienta mcnp_pstudy podemos obtener los 93 pares de casos que posteriormente deberán ser simulados por MCNP y que nos permiten la obtención de la incertidumbre asociada al parámetro en estudio p_{wall}.

3. RESULTADOS

Los valores obtenidos para p_{wall} son muy similares a los reportados en el TRS-398 para esta cámara, asumiendo las incertidumbres debidas al espesor y materiales considerados.

4. CONCLUSIÓN

El método nos permite, no solo obtener una estimación del parámetro p_{wall} para una cámara determinada, sino que, en función de la precisión con la que se conozca su composición y estructura, evaluar la incertidumbre del parámetro obtenido.

ID: 01355
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Caracterización de la matriz de detectores 2D STARCHECKmaxi

Elisa Montes Rubio[1] , Francisco PinoSorroche[1] , Cristina Picón Olmos[1]

1) Servicio de Física Médica y Protección Radiológica, Institut Català d'Oncologia, L'Hospitalet de Llobregat

Objetivo

El objetivo del estudio es la caracterización de la matriz de detectores 2D STARCHECKmaxi para su uso como analizador de haces.

Materiales y Métodos

Las medidas para la caracterización de la matriz STARCHECKmaxi (PTW, Freiburg) se realizaron en un acelerador lineal TrueBeam (Varian Medical System, Palo Alto) que cuenta con fotones de energía de 6MV, con y sin filtro (6FFF).

Esta matriz detectora es plana y está dispuesta con 707 cámaras de ionización abiertas al aire (0.053 cm^3) separadas cada 3 mm cubriendo un área activa de 42x42cm^2 que permiten la medida de perfiles en el eje radial, transversal y diagonal.

Se estudiaron las pruebas de repetibilidad, reproducibilidad, estabilidad, linealidad con la dosis y dependencia con la tasa para ambas energías y un tamaño de campo 40x40cm^2 con el objetivo de estudiar todos los detectores.

La profundidad de medida fue 5.85 cm colocando dos placas de 2.5 cm de agua equivalente para situarnos en la zona de equilibrio electrónico (punto efectivo 8.5 mm).

Para el estudio de la repetibilidad y la reproducibilidad se realizaron 10 lecturas consecutivas manteniendo y repitiendo el montaje experimental respectivamente. La estabilidad se evaluó a lo largo de tres meses. La linealidad con la dosis se estudió irradiando 3 medidas de diez unidades de monitor (UM) diferentes, en un rango de 2 a 500 UM. Y la estabilidad con seis tasas diferentes variando ésta en un rango 100-600 UM/min para 6MV y 400-1400 UM/min para 6FFF, simultáneas a una cámara de ionización para eliminar el efecto del acelerador.

La dependencia direccional se evaluó con fotones de energía de 6MV para campos de 40x40cm^2, 30x30cm^2 y 10x10cm^2 simulando inclinaciones de la matriz de 1º a 5º.

El estudio de los parámetros de homogeneidad, simetría y tamaño de campo se realizó para ambas energías y diferentes tamaños de campo, comparando los perfiles medidos por la matriz con un sistema analizador de haces cilíndrico 3D Scanner (Sun Nuclear, Melbourne) utilizando una cámara de ionización de 125 cm^3.

Resultados

La tabla 1 presenta los resultados obtenidos en las pruebas de repetibilidad, reproducibilidad, estabilidad, linealidad con la dosis, dependencia con la tasa y dependencia direccional:

Para el estudio de la repetibilidad, la reproducibilidad y la estabilidad se evalúa la desviación estándar (SD) de la repuesta de la cámara central y la SD máxima de la respuesta cámara a cámara. Las discrepancias mayores cámara a cámara se encuentran en la zona de penumbra donde la respuesta es baja, siendo < 0.3% en la zona de los hombros. Por ello, la matriz presenta unos buenos resultados de repetibilidad, reproducibilidad y estabilidad.

Del coeficiente de linealidad R^2 del ajuste lineal de la respuesta de la cámara central respecto de las UM's se observa que la matriz presenta un alto grado de linealidad dentro del rango de medida. Sin embargo, la

representación gráfica de los perfiles muestra que aquellos medidos con bajas UM's presentan mucho ruido; aun siendo 0.5% la diferencia máxima en los parámetros de homogeneidad y simetría es conveniente realizar medidas con más de 50 UM.

Se obtiene una baja dependencia a la tasa en el rango medido ya que se observan diferencias inferiores al 0.5% respecto a la obtenida con la cámara de ionización.

La matriz no presenta dependencia direccional para rotaciones inferiores a 5º ya que no se encontraron diferencias relevantes en la respuesta de la cámara central.

La tabla 2 muestra la comparación de los valores de tamaño de campo, penumbra, homogeneidad y simetría de perfiles radiales para fotones de 6MV obtenidos con ambos sistemas observando muy buena correspondencia entre ambos.

Conclusión

Se puede concluir que la matriz de detectores 2D STARCHECKmaxi tiene las características necesarias para ser utilizada en medidas relativas y puede servir como sustituto en la práctica clínica para el empleo en la verificación periódica de perfiles ya que proporciona unos resultados comparables a la cámara de ionización.

	6MV	6FFF
	SD(%)	SD(%)
Repetibilidad	0.09	0.07
	<0.09	<0.02
Reproducibilidad	0.21	0.27
	<1.85	<0.91
Estabilidad	0.36	0.80
	<5.65	<2.72
	R^2	R^2
Linealidad con dosis	1.000	0.999
	Dif.máx (%)	Dif.máx (%)
Dependencia con tasa	<0.55	<0.13
Dependencia direccional	<0.3	n.a.

Tabla 1. Resultados de las pruebas de repetibilidad, reproducibilidad, estabilidad, linealidad con la dosis,

	10x10 cm²		20x20 cm²		30x30 cm²		40x40 cm²	
	Starcheck	3D Scanner	Starcheck	3D Scanner	Starcheck	3D Scanner	Starcheck	3D Scanner
CAX Dev. [mm]	0.22	0.978	0.31		0.35	1.11	0.27	0.842
Tamaño de campo (cm)	9.98	10.00	20.00	20.02	30.02	30.07	40.01	40.11
Penumbra izquierda (mm)	7.68	6.12	8.23	6.74	8.84	7.17	8.66	7.29
Penumbra derecha (mm)	7.52	6.29	8.12	6.72	8.38	7.31	8.62	7.48
Homogeneidad (%)	2.45	1.75	1.21	1.19	1.5	1.38	2.39	1.91
Simetria (%)	0.61	0.36	0.53	0.39	0.51	0.41	0.55	0.41

Tabla 2. Valores del tamaño de campo, penumbra, homogeneidad y simetria de perfiles radiales para 6MV medidos con la matriz STARCHECKmaxi y sistema analizador de haces cilíndrico 3D Scanner

ID: 01197
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Caracterización y evaluación del maniquí ArcCheck para control de calidad de tratamientos de RapidArc®

Ane Ruiz Iñarritu[1] , J. Fernando Pérez Azorín[2] , Luis I. Ramos García[3] , Roberto Ortiz de Zárate Vivanco[2] , J. María Espinosa Sola[2] , Catalina Alcibar-Arechuluaga[2] , Jose Celeiro González[2] , Itziar Trueba Garayo[4] , Verónica Morán Velasco[3] , Pedro B. Aguilar Redondo[3] , Jon Cacicedo Fernández de Bobadilla Cacicedo Fernández de Bobadilla[5] , Olga del Hoyo Álvarez[5]

1) Universidad del País Vasco (UPV), Facultad de Ciencia y Tecnología (Física), Bizkaia 2) Unidad de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Universitario Cruces, Barakaldo, Bizkaia 3) Departamento de Radioterapia. Clínica Universidad de Navarra, Universidad de Navarra, Pamplona, Navarra 4) Departamento de Radioterapia. Hospital Universitario de Álava, Vitoria-Gasteiz, Araba 5) Departamento de Radioterapia. Hospital Universitario Cruces, Barakaldo, Bizkaia

1. OBJETIVO

El objetivo de este estudio es analizar la versatilidad y fiabilidad del maniquí 3D ArcCheck (Sun Nuclear, Melbournme, FL) para la realización de los controles de calidad específicos en tratamientos de RapidArc®.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

El maniquí ArcCHECK consiste en 1386 diodos de n-Si distribuidos en forma helicoidal a 2´9 cm de profundidad a lo largo del eje largo de un maniquí cilíndrico de PMMA de 13´3 cm de radio y 22 cm de longitud cuya densidad es 1´1836 g/cm^3. Todas las medidas se realizaron con el cilindro de PMMA homogéneo de CavityPlug ™ de 15 cm de diámetro. Para el análisis gamma de los resultados obtenido con el maniquí ArcCheck se utilizó el software SNC Patient v6.7.2.

Se realizaron distintas pruebas con en el sistema ArcCheck para analizar las características de su respuesta: linealidad con la dosis, reproducibilidad, y dependencia tanto con la tasa como con la dosis por pulso. Para todas las pruebas se utilizó un acelerador lineal Varian True Beam STx 2.5 que posee un colimador multiláminas HDMLC120 y un panel de silicio amorfo aS1200 con tamaño de píxel de 336 µm. Se utilizó una cámara de ionización PTW de 0’125 cc en el centro del maniquí para la medición de la dosis absoluta y un diodo de electrones (diodo e) recomendado para campos pequeños, también del fabricante PTW, para la medida de los factores de campo. El sistema de planificación usado fue Eclipse v13.6 de Varian Medical System con algoritmo de planificación Acuros XB.

Se analizaron los resultados de los controles de calidad de 50 pacientes de ORL tratados con energía de 6X a través del índice gamma (?), y se compararon los resultados con los obtenidos mediante el sistema de dosimetría portal integrado Portal Dosimetry de Varian Medical System.

3. RESULTADOS

En la Figura 1 se muestra la incertidumbre de la respuesta de cada diodo en función de la cantidad de dosis recibida. Como se puede ver, la respuesta de los diodos es aproximadamente lineal con la dosis.

Figura 1: Incertidumbre (2k) de los diodos en función de la dosis medida.

La reproducibilidad de las medidas encontrada fue de media de un 0´5% con una desviación máxima del 1´3%.

En la Figura 2 se muestra el comportamiento del par de detectores centrales con el tamaño de campo comparado con el diodo de electrones. Como puede observarse, el comportamiento con el tamaño de campo es similar al del diodo e.

En el caso de la dependencia con la tasa, se ha obtenido una desviación del 1% en la respuesta al aumentar la tasa de dosis.

Para la muestra de 50 controles de calidad de tratamientos de RapidArc®, la tasa de paso gamma ($?_{1\%,1mm}$, $?_{2\%,2mm}$, $?_{3\%,3mm}$) global ha sido de (72 ± 12, 94 ± 5, 98 ± 2) para el maniquí ArcCheck y de (92 ± 5, 99 ± 1, 99.8 ± 0.3) para el módulo de Portal Dosimetry.

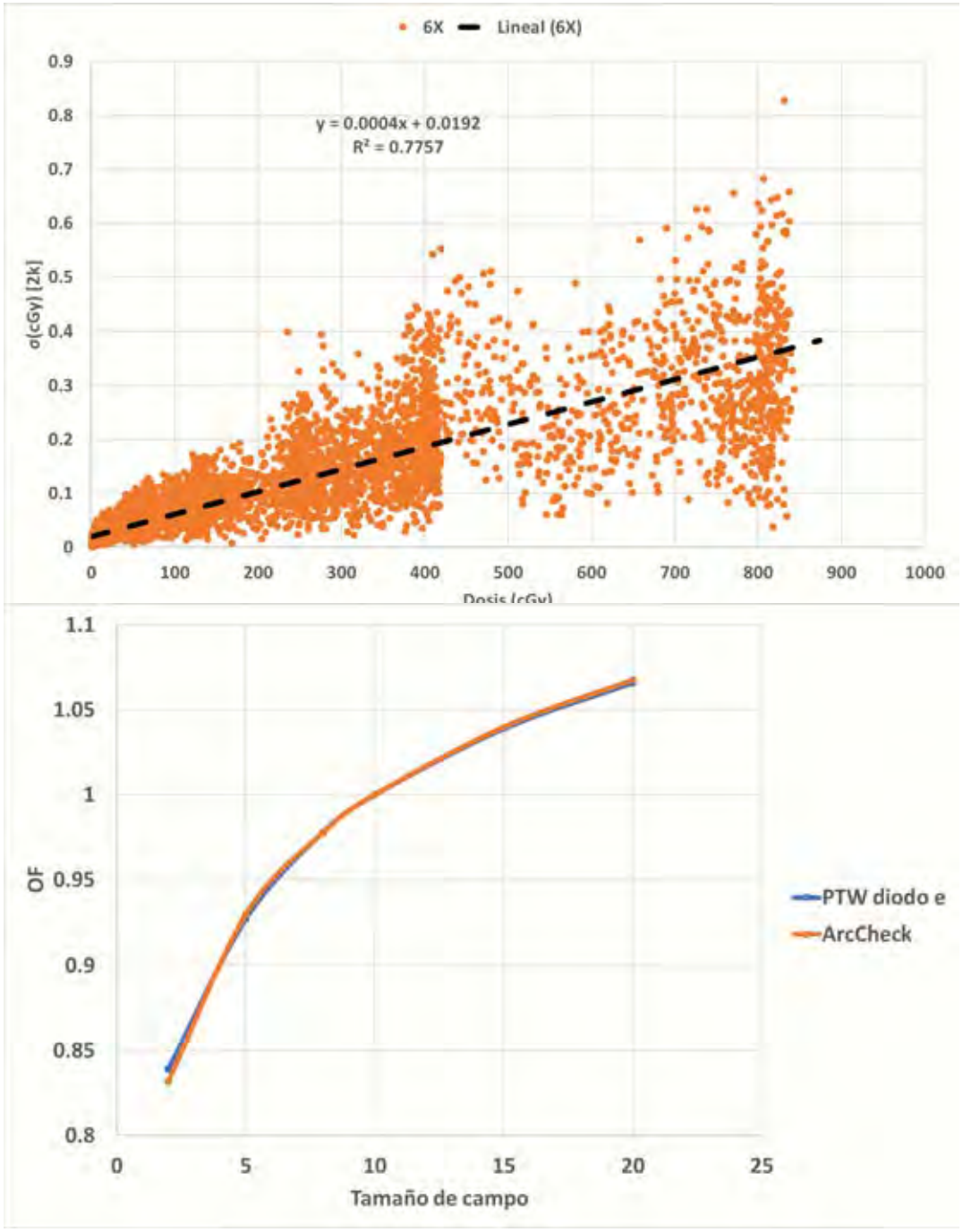
Figura 2: Comparación de factores de campo medidos con ArcCheck y diodo de electrones

4. CONCLUSIONES

1 Es importante comprender la dependencia del equipo en uso con la respuesta y las limitaciones del análisis del índice gamma.

Al comparar este maniquí con el sistema de dosimetría portal Portal Dosimetry, los resultados obtenidos muestran una menor tasa de paso junto a una mayor incertidumbre.

Los resultados obtenidos en la caracterización del maniquí ArcCheck son aceptables para su uso como maniquí de control de calidad en tratamientos de VMAT.


6X
Lineal (6X)
y = 0.0004x + 0.0192
R² = 0.7757
σ(cGy) [2k]
0
0.1
0.2
0.3
0.4
0.5
0.6
0.7
0.8
0.9
0
100
200
300
400
500
600
700
800
900
1000
Dosis (cGy)

OF
1.1
1.05
1
0.95
0.9
0.85
0.8
0
5
10
15
20
25
Tamaño de campo
PTW diodo e
ArcCheck

ID: 01130
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Comparación de la dosimetría con película radiocrómica EBT3 y XD en tratamientos de alta dosis

Carmen Ruiz Morales[1] , Ricardo Abdón Tortosa Oliver[1] , Néstor Chinillach Ferrando [1] , Juan Antonio Vera Sánchez[2]

1) Hospital IMED Elche. Servicio Oncología Radioterápica. Elche. 2) Hospital Universitari Sant Joan de Reus, Servicio de F??sica Médica. Reus

Objetivo: Comparar los modelos XD y EBT3 de películas radiocrómicas en la verificación de tratamientos de radiocirugía.

Material/Métodos:

En este estudio se usaron películas del lote #11021501 de EBT3 y del lote #A11081201 de XD, que se manipularon según las recomendaciones descritas en el TG55. Para cada lote se consideró una única placa de calibración, divida en 9 trozos. Estos trozos se irradiaron con dosis en el rango de 0 a 20 Gy dispuestas en una progresión aritmética. Previamente a la irradiación de estos trozos, la dosis del acelerador se determinó con una cámara y un electrómetro de Sun Nuclear. Tanto la determinación de la dosis como la irradiación de los trozos de calibración se realizaron con la misma geometría, el punto efectivo de la cámara y/o los trozos de películas se situaron a una profundidad de 10 cm en un maniquí de RW3 con una distancia fuente superficie de 90 cm y con un campo de 20 cm x 20 cm de 6 MV de energía nominal.

Una vez realizada la calibración, en otra sesión de irradiación, dos películas problema (una de cada lote) se usaron para la verificación de un plan de radiocirugía. La irradiación de las películas problemas se realizó con la misma geometría descrita anteriormente para las placas de calibración. Para poder aplicar las correcciones inter-scan e intra-lote descritas en el protocolo eficiente de Lewis, se recortaron dos trozos de cada placa problema, dejando uno sin irradiar e irradiando el otro a una dosis de 120% de la dosis máxima esperada en el plan. Previamente a la irradiación de las dosis problema se determinó la dosis del acelerador. Cabe destacar que tanto en la calibración como en la irradiación del plan, los trozos de películas de ambos lotes se irradiaron los mismo días de forma consecutiva y exactamente a las mismas dosis, para evitar diferencias introducidas por diferentes calibraciones o diferentes condiciones de irradiación.

Las películas se digitalizaron en un EPSON V800 más de cuatro horas después de la exposición de las mismas. Se utilizó un cristal de 3 mm sobre las películas. El escáner se encendió media hora antes de la digitalización de las películas y se realizó un calentamiento de siete escaneos. De cada película se tomaron cinco escaneos a una resolución de 150 pixeles por pulgada. Tanto las películas de calibración como las películas problema de ambos lotes, se digitalizaron en las mismas sesiones de escaneo.

Finalmente, para cada película de cada lote se obtuvo el correspondiente mapa de dosis a partir de la imagen promedio de los cinco escaneos. Los mapas de dosis se calcularon con el protocolo multicanal de Mayer y aplicando la recalibración de los dos niveles recomendada en el protocolo eficiente. Los mapas de dosis medidos con película se compararon con el plan exportado del planificador mediante el análisis gamma.

Resultados:

Los resultados del análisis gamma se muestran en la tabla:

(4) Conclusión:

Una vez evaluados ambos modelos de película con el mismo protocolo dosimétrico, no se encontraron diferencias significativas entre ellos en la práctica clínica diaria, en la verificación de un tratamiento de radiocirugía.

	Criterio Gamma					
	3mm/3%		2mm/2%		1mm/1%	
Película	Passing rate	Gamma med	Passing rate	Gamma med	Passing rate	Gamma med
EBT3	99,3837	0,1667	98,0649	0,2500	92,0573	0,5001
XD	99,8822	0,1935	99,1215	0,2903	89,2753	0,5806

ID: 01131
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Comparación de la sonda X2 Survey frente a cámara de ionización

Jose Fernando Pérez Azorín[1] , Jose Fernando Pérez Azorín[2] , Nicolás Ferreiros Vázquez[3] , Nicolás Ferreiros Vázquez[4] , Daniel Pérez Azorín[4] , Itziar Trueba Garayo[5]

1) Unidad de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Universitario de Cruces, Barakaldo, Bizkaia 2) Servicio de Radioterapia. Hospital Quirón Bizkaia, Erandio, Bizkaia 3) Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, Santander, Cantabria 4) UTPR Ingeniería, Gestión y Protección Radiológica S.L. Bilbao, Bizkaia 5) Servicio de Radioterapia. Hospital Universitario de Álava, Vitoria-Gasteiz, Araba

1. OBJETIVO

Según establece el Real Decreto 1085 de 2009, el titular de las instalaciones de radiodiagnóstico debe realizar con periodicidad anual una verificación de los niveles de radiación en puestos de trabajo y áreas colindantes a fin de garantizar los límites de dosis establecidos en el Real Decreto 783 de 2001. Usualmente, esta verificación se lleva a cabo bien por medio de dosimetría con TLD o bien a través de las medidas con monitores de radiación de gran volumen (cámaras de ionización).

Recientemente ha aparecido en el mercado la sonda de estado sólido X2 Survey fabricada por Raysafe basado en una matriz de diodos de silicio. Según el fabricante, el tiempo de respuesta es de 200 ms aproximadamente y tiene una sensibilidad de 1 nSv, superando con creces las especificaciones de las cámaras de ionización presurizadas tanto en la sensibilidad como en el tiempo de respuesta que es de aproximadamente 1.7 segundos.

En este trabajo se ha analizado la estabilidad temporal en la respuesta de este detector y se ha comparado frente a dos monitores de cámaras de ionización, el Ram Ion Digilog fabricado por Rotem y el Innovision 451P.

2. MATERIAL Y MÉTODO

Como detectores de radiación se han utilizado tres modelos diferentes. La sonda de estado sólido X2 Survey de Raysafe, la cámara de ionización Ram Ion Digilog de Rotem y el monitor 451P de Innovision.

El equipo de rayos X utilizado fue el telemando Siemens Axion Iconos. Se seleccionaron distintos kilovoltages y para cada uno de ellos se realizaron distintas medidas bien variando el tiempo de disparo manteniendo la corriente de filamento fija o bien para tiempos de disparo fijos se varió la corriente.

Las medidas fueron realizadas tanto en el interior de la sala a una distancia de 2.5 metros como tras blindaje estructural equivalente a 2 mm de Pb en el puesto del operador del equipo a 2.6 metros.

3. RESULTADOS

En la Figura 1 se muestra la respuesta normalizada a la intensidad de corriente de filamento para cada uno de los

tres detectores analizados. Como puede observarse, la sonda X2 Survey ofrece una respuesta estable a partir de aproximadamente 200 ms. Este tiempo es aproximadamente independiente del kilovoltage utilizado. En cambio, las cámaras de ionización necesitan aproximadamente más de 1500 ms para estabilizar su respuesta.

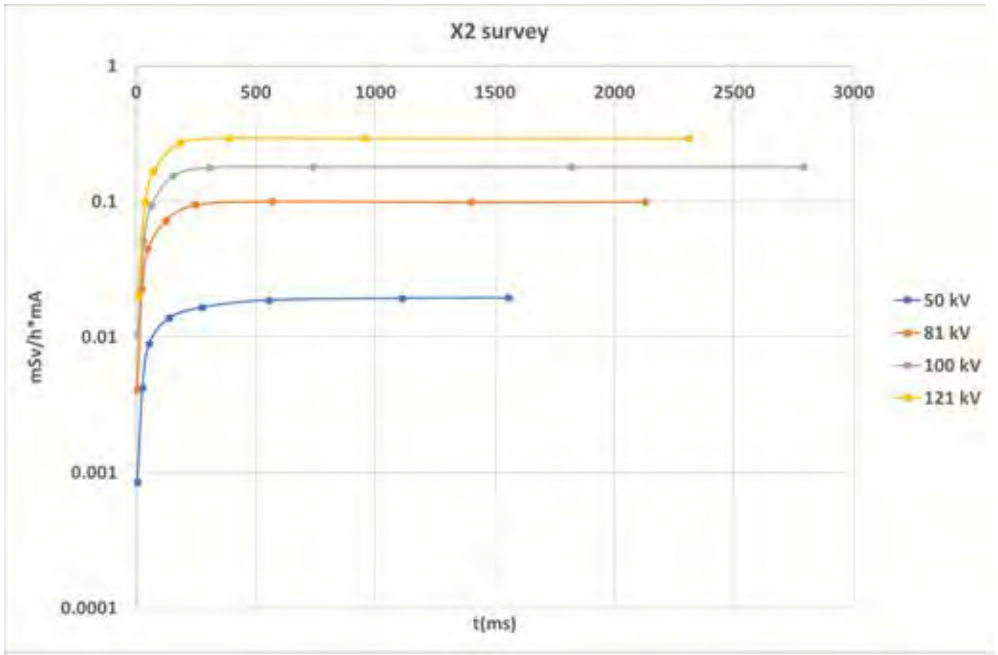
Tras blindaje estructural de 2 mm Pb, la sonda X2 Survey muestra una mayor sensibilidad. Sin embargo, con tiempos de disparo grandes, las cámaras de ionización dan una tasa de dosis equivalente similar o incluso mayor para intensidades de tubo por encima de 200 mA aproximadamente.

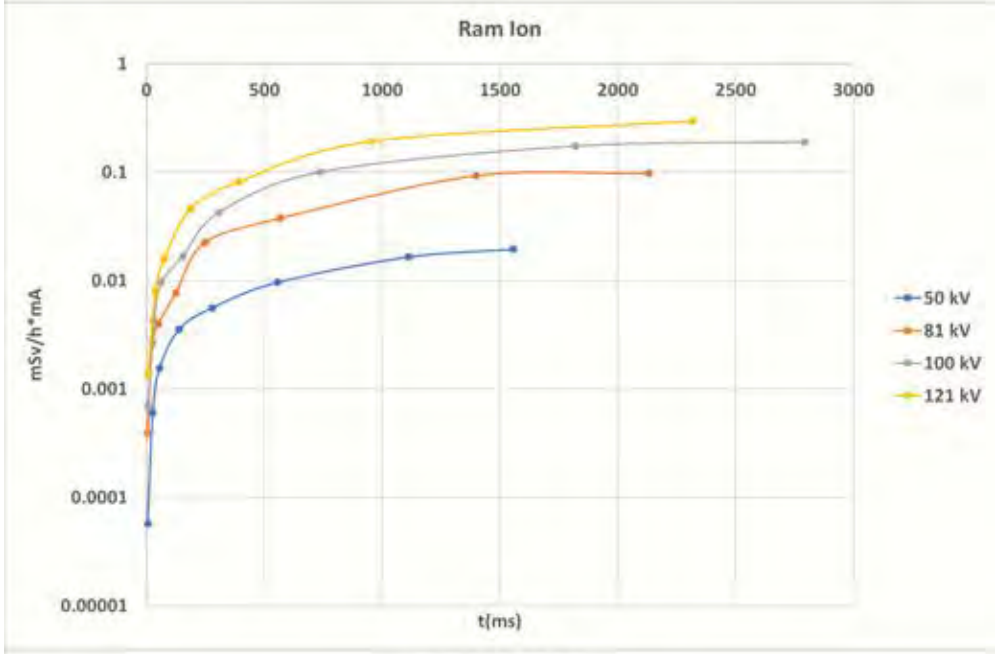
Figura 1: Variación de la respuesta en función del kilovoltage para cada detector analizado.

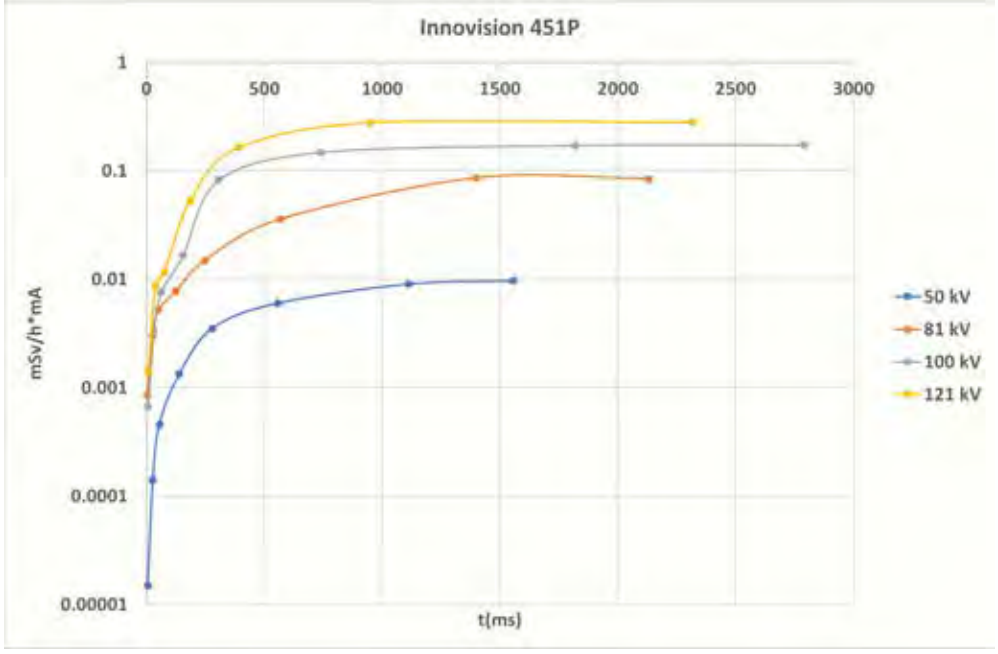
4. CONCLUSIONES

Cuando se utilizan cámaras de ionización para la medida de los niveles de radiación, los tiempos de disparo han de ser muy altos, de aproximadamente 1500 ms, para tener una respuesta estable del equipo, lo que hace que sometamos al tubo de rayos X a un gran estrés ya que el kilovoltage utilizado en este tipo de medidas y el número de disparos consecutivos es, por lo general, alto.

Con la sonda de estado sólido X2 Survey se puede reducir casi un factor diez el tiempo programado de disparo, lo que aporta un ahorro de tiempo considerable de técnico como un envejecimiento prematuro del tubo, y dada su alta sensibilidad, se amplían las situaciones en las cuales se pueden realizar medidas directas en lugar de contar con dosímetros pasivos.


X2 survey
1
0
500
1000
1500
2000
2500
3000
0.1
0.01
0.001
0.0001
mSv/h*mA
t(ms)
50 kV
81 kV
100 kV
121 kV


Ram Ion
1
0
500
1000
1500
2000
2500
3000
0.1
0.01
0.001
0.0001
0.00001
mSv/h*mA
t(ms)
50 kV
81 kV
100 kV
121 kV


Innovision 451P
1
0
500
1000
1500
2000
2500
3000
0.1
0.01
0.001
0.0001
0.00001
mSv/h*mA
t(ms)
50 kV
81 kV
100 kV
121 kV

ID: 01406
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA DIRECCIONAL DE UNA MATRIZ 2D DE DIODOS PARA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS EN RADIOTERAPIA

José Ramos[1] , José Manuel Ordiales1,2[1] , Fernando Álvarez2,3[2]

1) Servicio de Radiofísica. Hospital de Mérida. Mérida 2) Grupo de Investigación en Sistemas Sensoriales. Universidad de Extremadura. Badajoz 3) Departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Automática. Universidad de Extremadura. Badajoz.

OBJETIVO.

El propósito de este estudio es evaluar el efecto angular que produce la interacción de haces de fotones sobre una matriz bidimensional de detectores tipo diodo, diseñada para verificar pre-tratamientos de radioterapia donde la dirección haz de radiación proyectado siempre es perpendicular al dispositivo, reproduciendo en la verificación el tratamiento clínico real con sus respectivos ángulos de incidencia y sin modificar la orientación del detector.

MATERIAL Y MÉTODO.

El estudio se realizó utilizando el *array* 2d de detectores Mapcheck2 (Sun Nuclear) que dispone de 1527. Se calibró con 3 planchas de PMMA en energías de 6MV y 18MV y tamaño de campo de 10x10 cm^2. El software empleado fue SNC Patient (Sun Nuclear). El acelerador lineal de electrones (ALE) empleado fue un Mevatron Primus Plus (Siemens).

El dispositivo irradió con 30 unidades de monitor (UM) cada cinco grados de giro de *gantry* y fueron tomadas tres lecturas en cada caso para las dos energías disponibles, con un total de 72 medidas por cada una de las tres secuencias de giro de brazo y energía.

Se analizaron los datos medidos en el eje del haz (CAX) por el dispositivo Mapcheck2 y se compararon con los calculados por el software de planificación de tratamientos (TPS) PCRT 3D v6.0.2.14 (Técnicas Radiofísicas S.L) con un algoritmo tipo superposición. El cálculo se realizó sobre un maniquí de agua sólida (RW3) simulado en las mismas condiciones en las que se realizó la irradiación.

Además, se irradiaron cinco tratamientos de cabeza y cuello planificados mediante técnicas de conformación 3D. En todos se utilizaron incidencias angulares con proyecciones oblicuas anteriores y lateralizadas con haces de energía de 6MV y oblicuas posteriores con 18 MV con pesos variables.

El proceso de verificación se realizó de dos modos. El primero siguiendo el mismo procedimiento descrito en la primera parte del trabajo, respetando sus angulaciones originales y el segundo mediante la irradiación de los campos de tratamiento sin giro de *gantry*. El criterio de evaluación de medida frente a cálculo fue ? (3%,3mm).

RESULTADOS.

Los resultados obtenidos al comparar la dosis medida por el detector central de la matriz 2D con el cálculo realizado en las mismas condiciones de irradiación de un campo cuadrado de 10 x10 cm^2 por el TPS, para los diferentes giros de gantry y dos energías de fotones se muestran en la figura 1.

Figura 1. Representación de las lecturas de dosis obtenidas con Mapcheck2 (MC2) en el CAX y calculadas por el TPS para campos de 10x10 cm^2 en función del ángulo de incidencia.

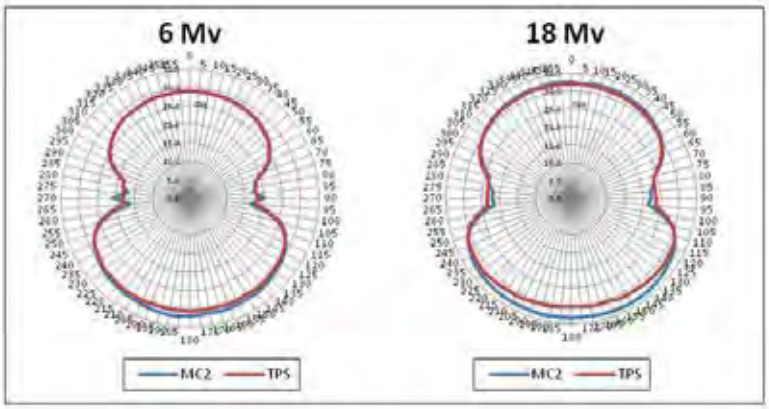
En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos en la verificación de los cinco tratamientos de cabeza y cuello con el *array 2D* según el tipo de procedimiento de verificación. Se detallan las diferencias porcentuales entre las dosis medidas y calculadas junto al valor de ? para cada procedimiento.

Tabla 1. Comparación de datos medidos con Mapcheck2 en proyección ortogonal y real de los haces frente a su equivalente obtenido en el TPS.

CONCLUSIONES.

Se observó una dependencia direccional que influye en la lectura recogida por los diodos de la matriz. Esta dependencia con la orientación del haz incidente es mayor para haces de menor energía sólo en proyecciones lateralizadas, y es menor para éstos con respecto a los de mayor energía si las incidencias son posteriores al detector. Presenta, por tanto, una dependencia energética añadida además de la direccional.

Como consecuencia, los resultados obtenidos en la verificación de los cinco tratamientos propuestos, nos muestran variaciones que oscilan entre el buen acuerdo obtenido en el caso 1 y 2 frente a los malos cosechados en el 4 y 5, según el criterio ? adoptado en nuestro centro. Estas diferencias pueden ser debidas a los pesos asignados en las proyecciones de los haces para cada tratamiento, así como a la energía empleada en los mismos. Salvo en el caso 3, se observa en el resultado de comparación de planes que a mayor acuerdo de puntos que cumplen el criterio ? entre lo medido y calculado, menor es la diferencia dosimétrica medida en el eje del detector (Dosis CAX) con respecto a la calculada por el TPS (Dosis TPS).



Tratamiento	Procedimiento	Dosis CAX (cGy)	Dosis TPS (cGy)	Diferencia (%)	γ (2%,3mm)
1	ORIGINAL	166.3	166.8	0.3	99.9
	Gantry = 0°	189.5	191.3	1.0	99.8
2	ORIGINAL	186.4	182.0	2.4	95.9
	Gantry = 0°	200.1	203.6	1.7	99.8
3	ORIGINAL	172.6	163.7	5.7	91.4
	Gantry = 0°	173.8	179.0	3.0	100
4	ORIGINAL	199.1	189.3	4.9	77.2
	Gantry = 0°	214.0	213.6	0.2	100
5	ORIGINAL	170.6	162.5	4.7	69
	Gantry = 0°	180.3	183.7	1.9	97.2

ID: 01147
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Evaluación del ruido en la película radiocrómica XD

Carmen Ruiz Morales[1] , Juan Antonio Vera Sánchez[2] , Antonio González López[3] , Néstor Chinillach Ferrando [1] , Ricardo Abdon Tortosa Oliver[1]

1) Hospital IMED Elche. Servicio Oncología Radioterápica. Elche 2) Hospital Universitari Sant Joan de Reus, Servicio de F??sica Médica. Reus 3) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia

Objetivo: El objetivo de este estudio es comparar el nivel de ruido de la película radiocrómica XD con la película EBT3

Material/Métodos:

Se irradiaron películas pertenecientes a los lotes #11021501 de EBT3 y el lote #A11081201 de XD. Para realizar el estudió se dividió la película en nueve trozos de 203mm x 24mm. Estos trozos se irradiaron en un rango de dosis de 0 a 20 Gy. Se realizó una medida de la dosis previa a la irradiación con cámara Farmer. Tanto la determinación de la dosis como la irradiación de los trozos se realizaron con la misma disposición. Se realizó la medida de dosis y se colocaron las películas a una profundidad de 10 cm en un maniquí de RW3 con una distancia fuente superficie de 90 cm y con un campo de 20 cm x 20 cm de 6 MV.

El proceso de digitalización de las películas se realizó con un escáner EPSON V800 tras un tiempo superior a cuatro horas tras su irradiación. Se escanearon tras un tiempo de encendido de media hora y siete escaneos de calentamiento. Se utilizó un cristal de 3mm para la digitalización. Ambas películas fueron digitalizadas a una resolución de 72 y 150 dpi y sin corrección de color.

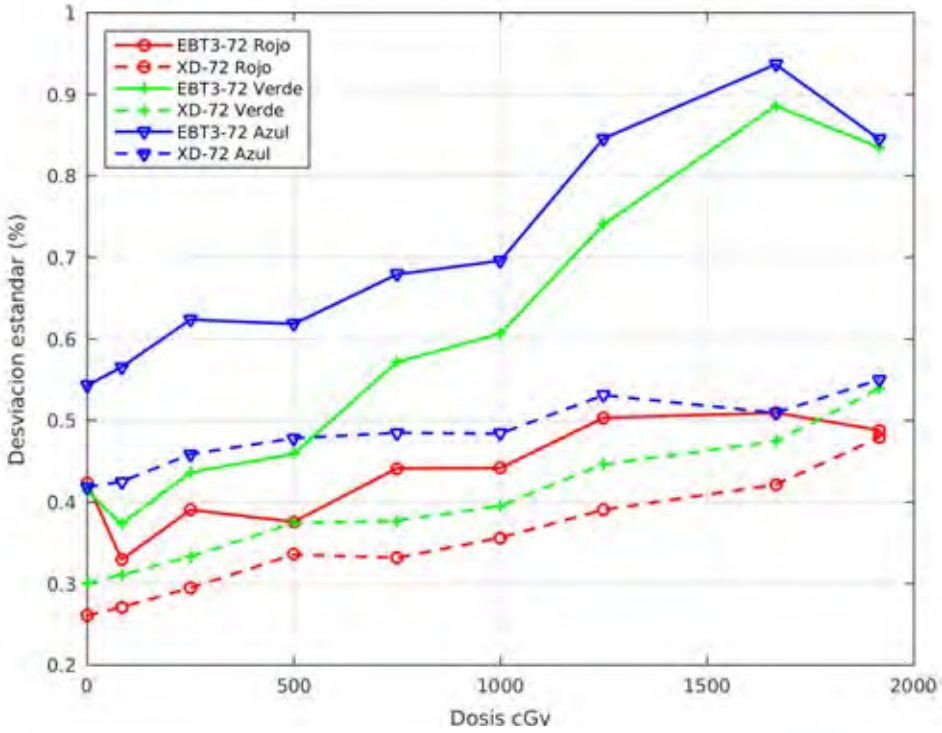
La desviación estándar se estimó en ROIs centrados en cada trozo, con un tamaño de 30mm x 18 mm. Se estimó para cada nivel de dosis y para cada canal.

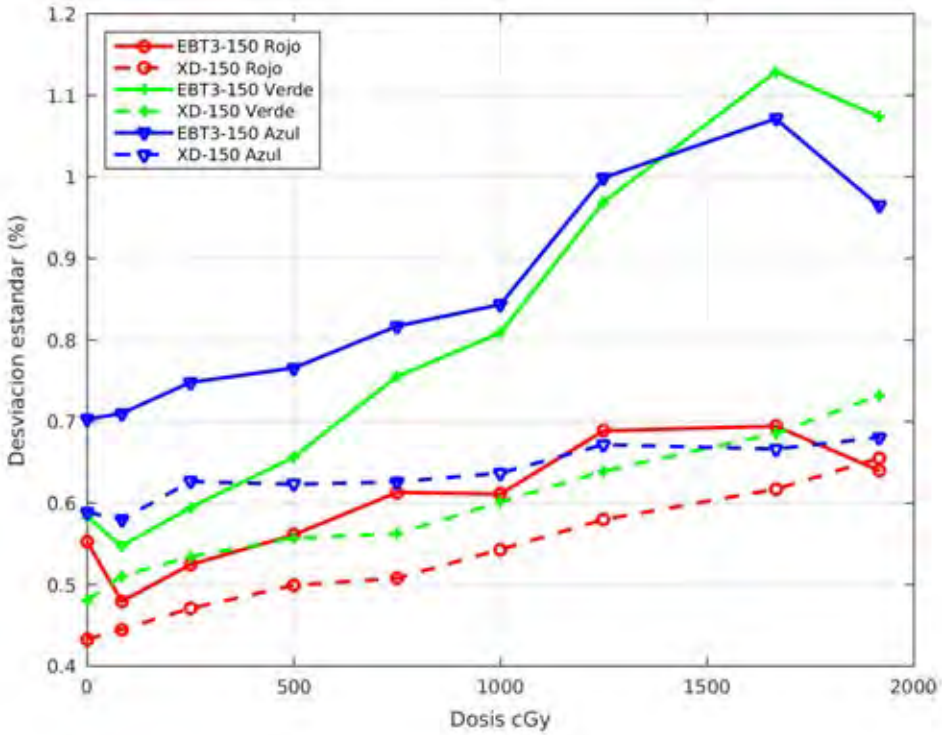
Resultados:

Los resultados de la estimación de la desviación estándar relativa en función de la dosis para ambas películas y ambas resoluciones se muestran en las siguientes gráficas:

Conclusión:

La nueva película radiocrómica XD muestra un menor nivel de ruido que su predecesora la EBT3. Este menor nivel se aprecia especialmente en los canales verde y azul. En el caso de la película XD se aprecia una mayor uniformidad de la desviación estándar en el rango de dosis. El comportamiento es similar para ambas resoluciones.


EBT3-72 Rojo
XD-72 Rojo
EBT3-72 Verde
XD-72 Verde
EBT3-72 Azul
XD-72 Azul
Desviacion estandar (%)
Dosis cGv
1
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0
500
1000
1500
2000


EBT3-150 Rojo
XD-150 Rojo
EBT3-150 Verde
XD-150 Verde
EBT3-150 Azul
XD-150 Azul
Desviacion estandar (%)
Dosis cGy
1.2
1.1
1
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0
500
1000
1500
2000

ID: 01205
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Intercomparación de técnicos en la calibración de detectores de radiación

Sabrina Sáiz Moya[1] , José Luis Pamos Navas[1] , Miguel María Martínez Escribano[1] , María del Carmen Pujades Claumarchirant[1] , Juan Diego Palma Copete[1] , Nieves Llorca Domaica[1]

1) Centro Nacional de Dosimetría (CND). Instituto Nacional de Gestión Sanitaria (INGESA). 46009 Valencia.

Objetivo:

En el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del Centro Nacional de Dosimetría, las calibraciones de los equipos son realizadas por los diferentes técnicos expertos en protección radiológica que componen la plantilla del centro. Como control de calidad interno, periódicamente se efectúa dos veces la calibración de un equipo por dos técnicos diferentes.

Material/Métodos:

Se dispone de una cámara de ionización TM34069-2.5 con electrómetro Unidos E T10008 de PTW, un monitor de radiación ambiental Victoreen 450P-SI y de un dosímetro personal de lectura directa EPD Mk 2.3 de Thermo Electron Corporation. Una vez al trimestre, se realiza la doble calibración de dos de los equipos mencionados por técnicos diferentes procurando que todos los técnicos participen alternativamente en las intercomparaciones.

Para determinar que no se producen diferencias significativas entre ambos técnicos, se evalúa un índice de compatibilidad entre los valores del factor de calibración resultante en cada caso, no contabilizando las incertidumbres comunes a los dos técnicos.

Resultados:

Como consecuencia de estos controles, en el último año no se han apreciado diferencias significativas en los resultados, siendo el índice de compatibilidad evaluado correcto en todas las intercomparaciones realizadas.

Conclusión:

La doble calibración de equipos realizada por técnicos diferentes es una herramienta de control de calidad interno del laboratorio que puede ayudar a detectar irregularidades y a asegurar la adecuada cualificación del personal.

ID: 00947
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Distribución estadística del ruido en dosimetría con película radiocrómica

Antonio González López[1] , Juan Antonio Vera Sánchez[2] , Carmen Ruiz Morales[3]

1) Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca 2) Hospital San Juan de Reus 3) Hospital IMED

Objetivo

En este trabajo se aplica un método para extraer el ruido aleatorio y el ruido total en los valores de píxel (PVs) y en un mapa de dosis en una película radiocrómica. Posteriormente se estudian sus características estadísticas en función de la dosis.

La distancia óptima de muestreo para las distribuciones de dosis en radioterapia es del orden de 1.5-2 cm para haces de 6 MV en tejido blando. Dicha distancia divide el espectro de frecuencias en dos regiones. En la de más baja frecuencia se encuentra la información dosimétrica, mientras que en la región de alta frecuencia solamente encontramos ruido y artificios del sistema de medida.

Material y métodos

Se utiliza una película EBT3 (Ashland, Inc., NJ, USA) que se irradia con combinaciones de campos de cuña de un haz de 6 MV generado en un acelerador Clinac 2100 (Varian Medical Systems, CA, USA). Las dosis en la película varían entre 49 y 1553 cGy.

La película se leyó en un escáner Epson 10000 XL (Epson, Inc., CA, USA) y la conversión a dosis se hizo utilizando un método multi-canal con corrección de dos niveles.

El ruido total se extrajo de las bandas de detalle de más alta resolución de un análisis multi-resolución del mapa de dosis. El ruido aleatorio se obtuvo mediante un proceso de promediado y sustracción de una serie de digitalizaciones de la película.

Resultados

La figura 1a muestra la función densidad de probabilidad (PDF) condicionada del ruido aleatorio dado el valor de píxel (PV). En esta figura se aprecia que la amplitud de la distribución del ruido es prácticamente independiente del valor de píxel. La figura 1b muestra un ajuste parabólico del logaritmo de una de las PDF del ruido. El logaritmo de las PDF se ajusta a una curva parabólica en todo el rango de valores, lo que implica que el ruido aleatorio del PV se distribuye según una distribución normal.

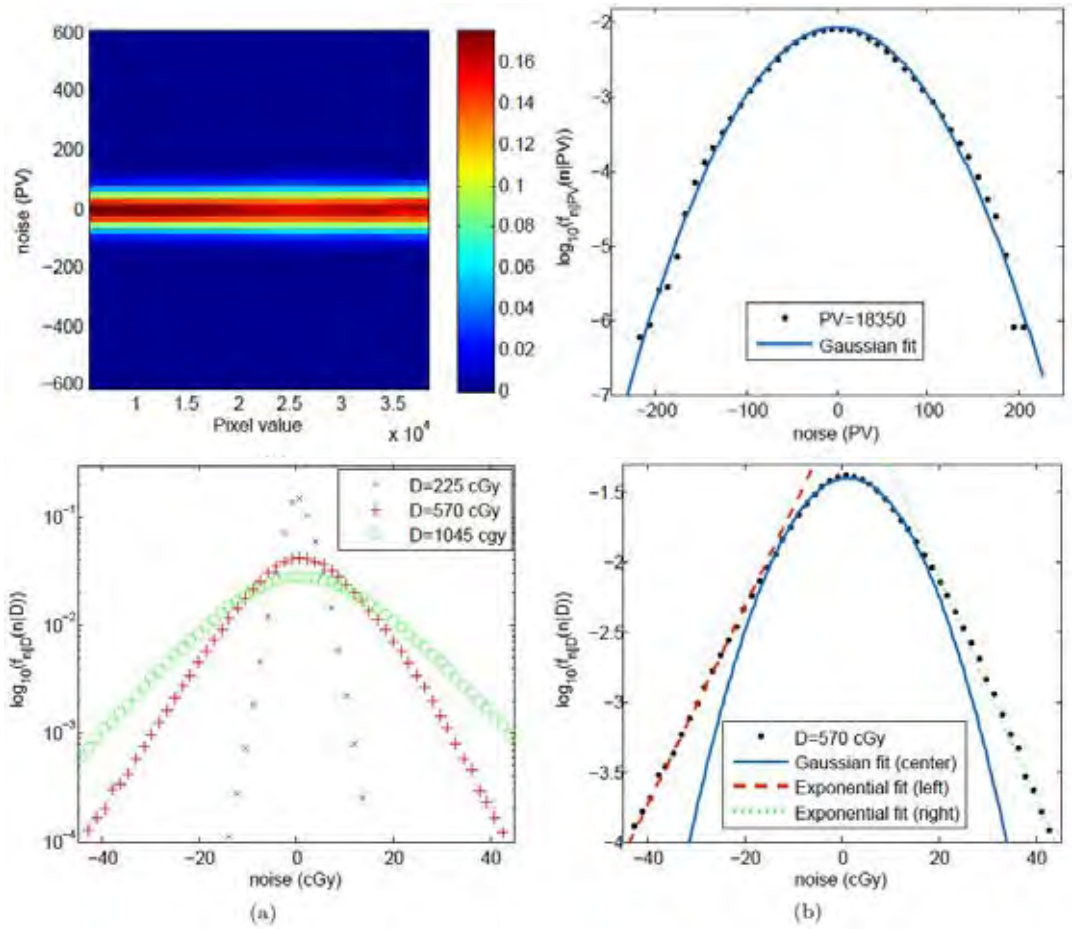
La figura 2a muestra la PDF del ruido total de la distribución de dosis para tres valores distintos de dosis. Se aprecia que, a diferencia de lo que ocurría a nivel del PV, la distribución depende fuertemente del valor de dosis. Al aumentar la dosis, aumenta la amplitud de la distribución del ruido.

La figura 2b muestra el ajuste a tres curvas diferentes en tres tramos del logaritmo de la PDF del ruido total para uno de los niveles de dosis. Se comprueba que no es posible el ajuste del logaritmo de la PDF a una parábola. El comportamiento Gausiano es dominante para la mayoría de los valores del ruido (zona central de la distribución), mientras que en los extremos de la misma el comportamiento es Laplaciano o exponencial (el logaritmo de la distribución se ajusta mejor a una recta).

Discusión

La dependencia del ruido con la dosis no se aprecia en los valores de Píxel (figura 1a) pero sí en los valores de dosis (figura 2a), y se debe al uso de funciones de conversión PV a dosis no lineales. Para un valor de píxel dado, la pendiente de la curva de conversión en ese valor determina la amplitud de la distribución de ruido para la dosis, y la función de conversión es una función racional decreciente con el PV que tiene una pendiente decreciente con el PV.

En los extremos de la distribución del ruido total se encuentra una pequeña fracción de los valores de ruido: los valores de mayor amplitud. La figura 2b muestra que la cantidad de estos valores de gran amplitud es mayor de la que cabría esperar si el ruido fuera Gausiano. Dado que el ruido temporal de los PV debido al digitalizador sí es Gausiano, la razón de este elevado número de valores de ruido de gran amplitud hay que buscarla en la película. Al menos dos fuentes de este tipo de ruido son conocidas. Por un lado, el ruido de tipo sal y pimienta está presente en la película y es producido por polimerizaciones espontáneas no debidas a la radiación. Por otro lado, también contribuyen las imperfecciones en la mesa del digitalizador y en la superficie de la película como polvo o arañazos.



ID: 00953
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Estudio de rendimiento para equipos de escopia de alta filtración

Miguel Cámara Gallego[1] , Daniel Prieto Morán[1] , Juan David García Fuentes[1] , Maddalen Alonso Etxarri[1] , María José Béjar Navarro[1] , David Sevillano Martinez[1] , Ana Belen Capúz Suarez[1] , Rafael Morís Pablos[1] , Rafael Colmenares Fernández[1] , Feliciano García Vicente[1]

1) Radiofísica Hospital Universitario Ramón y Cajal

Objetivo: El rendimiento del tubo de rayos X de un equipo de imagen es un parámetro importante que influye en la calidad de la imagen, y contribuye a la dosis recibida por el paciente. Se ve afectado por el tipo de tubo, su filtración y su uso. El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico del 2011 establece una serie de pruebas a realizar para evaluar este parámetro. Se indica la necesidad de comprobar la constancia temporal de dicho parámetro y se aportan valores orientativos para tubos con filtraciones de entre 2,5 y 5 mm de Al de entre 30 y 65 µGy/mAs (dados por el Protocolo). Remite a los valores del fabricante para filtraciones mayores.

En nuestro centro se dispone de varios equipos con una filtración mayor de 5 mm de Al, lo que nos motiva a encontrar un valor orientativo fuera del margen indicado por el Protocolo.

Material/Métodos: Se realiza el estudio sobre 12 arcos quirúrgicos y 5 equipos dedicados a intervencionismo, utilizando los valores del rendimiento de los controles realizados en los dos últimos años. El listado de los equipos se presenta en la tabla anexa.

Para la medida del rendimiento se emplea el detector Raysafe X2. Se evalúa este parámetro para diferentes valores de tensión del tubo y se emplea interpolación polinómica para estimar con mayor precisión el rendimiento a 80 kV. Se clasifican los equipos según los valores de filtración total.

Todos los equipos estudiados aportan una calidad de imagen suficiente para propósitos diagnósticos.

Resultados: Tras realizar las medidas indicadas, observamos que los arcos quirúrgicos actualmente en uso en nuestro hospital tienen filtraciones superiores a 5 mm de Al en su modo normal de operación, lo cual está fuera de los valores orientativos dados por el Protocolo. Estos equipos presentan un valor de rendimiento medio de 24,3 µGy/mAs, ya que un tubo más filtrado aporta un rendimiento más reducido y, por otro lado, a mayores filtraciones se requiere una menor dosis para la misma calidad de imagen al reducirse la componente espectral de baja energía del haz.

En el caso de los arcos Phillips BV Gold 25, con una filtración inferior a 5 mm de Al, su rendimiento se sitúa dentro del intervalo orientativo dado por el Protocolo.

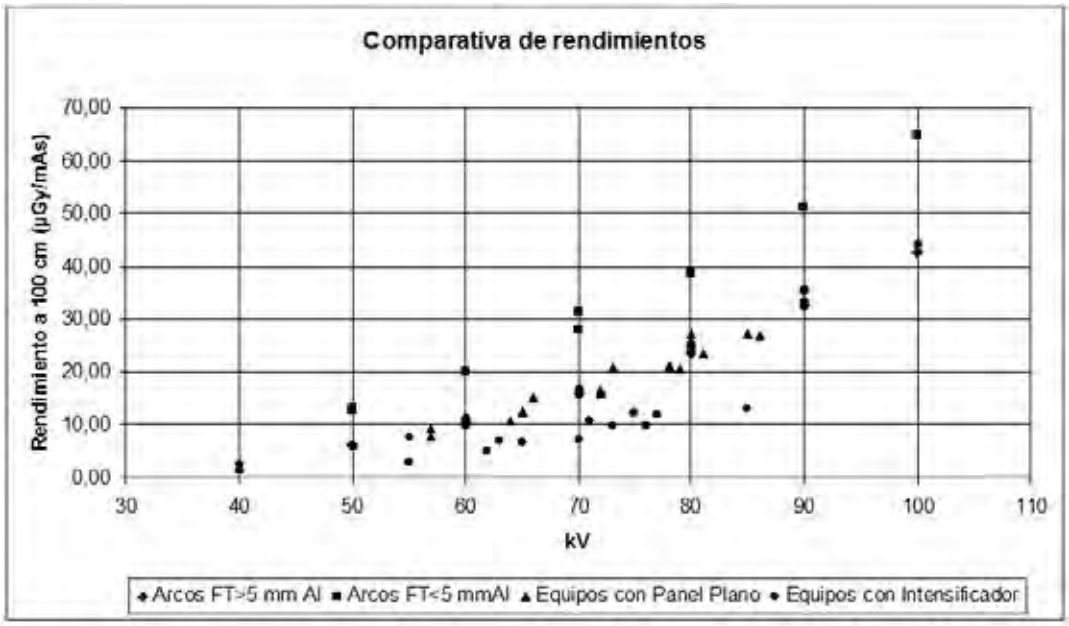
En el caso de los dos equipos dedicados a intervencionismo con intensificador nos encontramos con filtraciones muy distintas en función del modo de operación. En modo de baja dosis utilizan una filtración muy alta (alrededor de 20 mm Al) y el rendimiento se llega a reducir a valores de entre 6 y 12 µGy/mAs. En modo de dosis media se utilizan filtraciones compatibles con los utilizados en arcos (superiores a 5 mm Al) y el rendimiento es así mismo comparable a éstos. Por último, en modo de alta dosis se usan filtraciones reducidas, del orden de 3-4 mm Al, y el rendimiento se haya en el intervalo orientativo que nos aporta el Protocolo.

En los equipos de intervencionismo de panel plano nos encontramos con filtraciones comparables a la de los arcos quirúrgicos (entre 7 y 9 mm de Al), y con un rendimiento también comparable (23,4 µGy/mAs) a éstos.

Se presentan los resultados en la gráfica adjunta, mediante la curva de rendimiento a distintas tensiones de tubo de los diferentes equipos.

Conclusión: Observamos que la gran mayoría de los arcos quirúrgicos de la muestra estudiada, en uso en el hospital, presentan valores de filtración superiores a 5 mm Al. Sus valores de rendimiento, así como los de los equipos intervencionistas de panel plano, se encuentran muy cercanos entre ellos en un intervalo de entre 15 y 30 µGy/mAs, sin pérdidas en la calidad de imagen y la utilidad diagnóstica de las imágenes obtenidas con estos equipos.

Arcos FT>5 mm Al	Arcos FT<5 mm Al	Equipos con Panel Plano	Equipos con Intensificador
5x Phillips BV Libra 3x Phillips BV Pulsera 2x Phillips BV Endura	2x Phillips BV 25 Gold	3x Phillips Allura FD20	Phillips Integris H3000 Phillips Integris BH5000



ID: 01021
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

ESTUDIO DEL DEL MÉTODO DE TRIPLE CANAL PARA PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS: IMPLEMENTACIÓN EN MATLAB

Jacobo Guiu-Souto[1] , Víctor Luna-Vega[1] , José Ramón Sendón-del Río[1] , Ramón Lobato-Busto[1] , Miguel Pombar-Cameán[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela

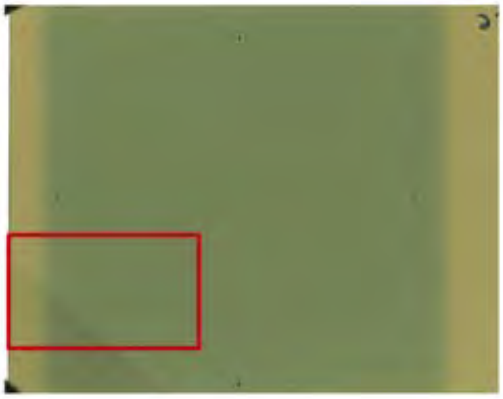
(1) La dosimetría mediante película radiocrómica se utiliza tanto en la verificación de planes de tratamiento como para control de calidad general del acelerador. Debido a su alta resolución espacial resultan adecuadas para la verificación de tratamientos complejos o campos de radiación pequeños. En la actualidad la información de dichas películas se procesa por medio de un escáner obteniendo una imagen RGB. A partir de esta imagen y una calibración previa es posible obtener la distribución de dosis. El método del triple canal (Micke, Lewis and Yu; 2011), aprovecha la diferente respuesta de cada canal RGB para extraer de la imagen original artefactos, como la falta de uniformidad de la película, partículas, etc. En este trabajo se propone una implementación de dicho algoritmo en código Matlab, comparando las ventajas de la utilización del triple canal (RGB) frente a doble canal (RB). Para ello, se comparan los mapas de dosis obtenidos por sendos métodos anteriores con los calculados a partir del sistema de planificación sobre un maniquí de agua sólida. Además, se realiza un análisis entre el método del triple canal con optimización uniparamétrica (Micke y cols.), i.e. asumir el mismo mapa de perturcaciones para todos los canales ?ij, o biparamétrico, esto es,utilizar mapas de perturbaciones para R y B independientes. Por útlimo, se realiza una comparativa entre nuestro algoritmo y una herramienta comercial (FilmQA Pro).

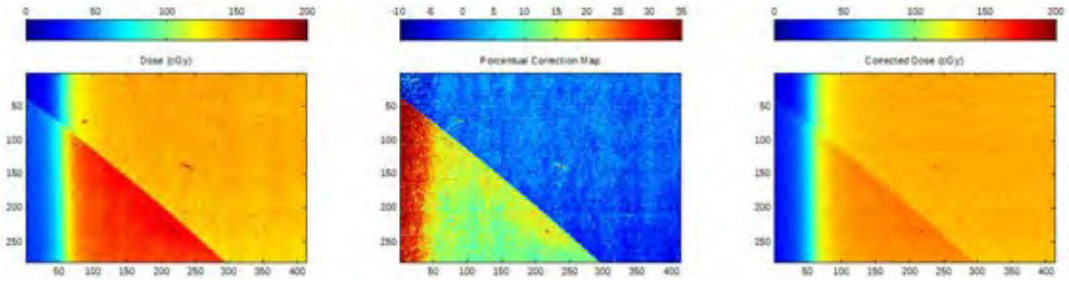
(2) El tipo de película radiocrómica utilizado es Gafchromic® EBT3 apta para rangos de dosis comprendidos entre 0.2-10Gy. Las películas son digitalizadas en modo de transmisión con un escáner Epson expression 10000XL, a una resolución de 254 ppp. La irradiación se realiza sobre un maniquí de agua sólida (rw3 solid water phantom, PTW) con haces de 15MV generados a partir de un acelerador modelo TruebemTM STx, ver motaje en Figura 1. Para la medida de la dosis puntual se utiliza una cámara de ionización tipo Farmer de PTW. El sistema de planificación a partir del cual se obtienen las distribuciones de dosis a evaluar con la película es Eclipse, con algoritmo de cálculo AAA. La implementación del algoritmo de triple canal se realizan en código Matlab, con el fin de aumentar las prestaciones del algoritmo se realizó una paralelización y vectorización del código. El proceso minimización de la función objetivo para triple canal se fundamenta en el metodo de Nelder-Mead. Por último la herramienta contra la que se intercompara nuestro algoritmo es FilmQA Pro de GrafchromicTM.

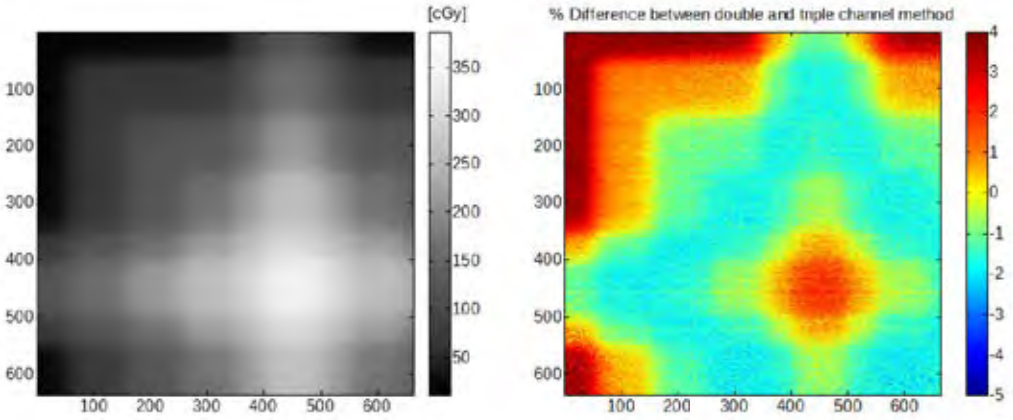
(3) En la Figura 1, se observa como el algoritmo de triple canal es capaz de detectar artefactos asociados a diferentes causas. En primer lugar, se observa que el canal R sobrestima el valor de la dosis de orden del 35% en regiones de baja dosis (< 45cGy). Por otra lado, para los artefactos tipo banda, asociados con la falta de uniformidad de la película, la corrección varía entre el -6% y el +6%. El algoritmo también detecta el descapado del película fruto de una mala manipulación con una variación del orden del 20%. Finalmente, una vez aplicada la correción de triple canal el mapa de dosis resulta más uniforme. En la Figura 2, se observan diferencias de hasta ±5% entre el método de doble y triple canal en regiones de baja dosis o alto gradiente. Las diferencias entre la utilización de un modelo triple canal uniparámetrico o biparamétrico se sitúan por debajo del 2%.

(4) El método de triple canal permite la eleminación de artefactos inhenerentes a la película, no así los provenientes de otras fuentes como el escaner. Este método ofrece valores de dosis más veraces que los obtenidos a partir del metodo de doble canal, lo cual resulta de interés en la evaluación de distribuciones de dosis de alto gradiente. Los resultados ofrecidos por nuestro algoritmo presentan un buen acuerdo con los obtenidos mediante el planificador y otras herramientas comerciales como Film QA.






Dose (cGy)
Porcentual Correction Map
Corrected Dose (cGy)


[cGy]
% Difference between double and triple channel method

ID: 01031
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Contribuciones de cada canal en la dosimetría multicanal con película radiocrómica

Antonio González López[1] , Carmen Ruiz Morales[2] , Juan Antonio Vera Sánchez[3]

1) Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca 2) Hospital IMED 3) Hospital Sant Joan de Reus

Objetivo

La dosimetría multicanal utiliza cada uno de los tres canales RGB de la imagen de una película radiocrómica leída en un escáner de sobremesa en color. Tras un proceso de optimización, la dosis se calcula como una media ponderada de las dosis calculadas teniendo en cuenta un único canal (medidas de dosis monocanal).

En este trabajo se muestra la contribución de cada canal a la estimación de dosis final. Para ello, se representan los valores de los pesos de cada canal en función de la dosis

Material y métodos

Se utiliza una película EBT3 (Ashland, Inc., NJ, USA) que se irradia con un campo de cuña de un haz de 6 MV generado en un acelerador Clinac 2100 (Varian Medical Systems, CA, USA). Las dosis en la película varían entre 60 y 540 cGy.

La película se leyó en un escáner Epson 10000 XL (Epson, Inc., CA, USA) a una resolución espacial de 72 ppp, con una resolución de señal de 16 bits por canal y sin usar filtros de imagen. Cada uno de los tres cálculos de dosis monocanal D_r, D_g y D_b (los subíndices r, g y b hacen referencia a los canales rojo, verde y azul respectivamente) se realizó extrayendo el correspondiente canal de la imagen en color y aplicándole la curva de respuesta de su canal. La dosis final se calculó entonces como

$$D=a_rD_r+a_gD_g+a_bD_{b,}$$

donde los pesos a_r, a_g y a_b dependen de la dosis y las derivadas de las curvas de respuesta de cada canal en ese valor de dosis.

Resultados

La figura 1 muestra la dosis calculada por el método multicanal en cada posición de la película irradiada.

En la figura 2 se presenta el valor de cada uno de los tres pesos a_r, a_b y a_g *en* cada una de las posiciones de la película.

Discusión

Las variaciones observadas en la figura 2 para el valor de los pesos, con los que cada canal contribuye al cálculo de la dosis final, son muy diferentes entre los canales y muy dependientes de la dosis.

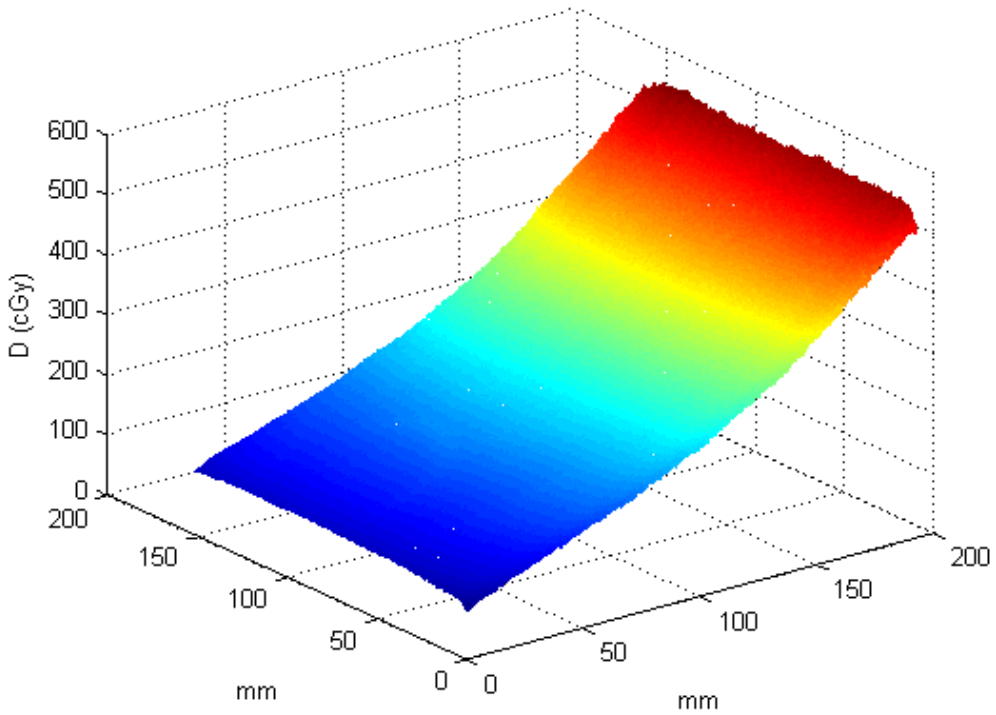
La contribución del canal rojo es la que menos variaciones muestra. Para todo el rango de dosis estudiado, el valor del peso es cercano a 0.7. En el caso del canal verde, el valor del peso con el que el canal contribuye a la dosis final muestra un rango de variaciones importante y es muy dependiente de la dosis. Al contrario que para los canales rojo y verde, el peso con el que el canal azul contribuye a la dosis es negativo. También se aprecia que es decreciente con la dosis, aunque su valor absoluto aumenta con ella.

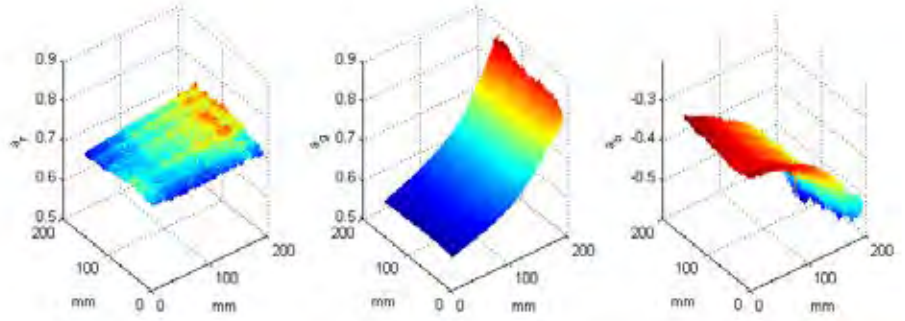
Al aumentar la dosis, la pérdida de sensibilidad es menor en el canal verde que en el rojo, y su contribución al cálculo de dosis es mayor. Por otro lado, la corrección en sentido negativo del canal azul también es más

importante para dosis altas. Esto era de esperar, pues en el cálculo de la dosis multicanal la suma de los tres coeficientes o pesos a_r, a_g y a_b es uno. De esta forma, la corrección del canal azul debe compensar el incremento de la del canal verde.

La diferencia en las contribuciones de cada canal a la dosis final es importante para las incertidumbres que aparecen en el cálculo de dosis final, pues las incertidumbres para el cálculo de dosis de cada uno de los canales son diferentes.

Por último, comentar que el comportamiento observado en la película presentada en este resumen se reproduce para otras películas irradiadas con campos de modulación de intensidad. Esto es, la contribución del canal rojo es más constante para todo el rango de dosis que las de los canales verde y azul. Además, la contribución del canal azul es negativa.





ID: 01033
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Caracterización de un sistema MOSFET para dosimetría in vivo en braquiterapia de alta tasa de dosis

Eduardo Rodríguez Serafín[1] , Manuel Fernández Montes[1] , Rosa Fabregat Borrás[1] , Javier T. Anchuelo La Torre[1] , Samuel Ruiz Arrebola[1] , Mercedes Pérez Macho[1] , Nicolás Ferreiros Vázquez[1] , Jose Andres Vázquez Rodríguez[1] , Andrea Kannemann [1] , Damian Guirado [2] , Nicolás Sierrasesúmaga Martín[1] , Maite Pacheco Baldor[1] , Maria Ángeles Mendiguren Santiago[1] , Juan Ignacio Raba Diez [1] , Manuel Alonso Diaz[1] , Maria Josefa Castañeda Arronte[1] , Pedro J. Prada Gómez[1]

1) Hospital Universitario Marques de Valdecilla 2) Hospital Universitario San Cecilio

Objetivo: La dosimetría *in vivo* (DIV) es un método que permite la verificación de los tratamientos de radioterapia y, en particular, de la braquiterapia de alta tasa de dosis (HDRBT); por este motivo, el desarrollo de esta técnica dosimétrica y su introducción en la práctica clínica gana cada año un mayor interés. El objetivo de este trabajo ha sido la caracterización de las propiedades dosimétricas de los MOSFET TN-502RDM, fabricados por *Best Medical Canada,* con la finalidad de optimizar su uso en la DIV de los tratamientos de HDRBT con fuentes de Ir-192.

Material y métodos*:* Los MOSFET TN-502RDM poseen unas dimensiones pequeñas (1mm x 1mm x 3.5mm), lo cual permite su introducción en las agujas que se emplean comúnmente en HDRBT, en el caso que nos ocupa las *Steel Trocar point needles* de Nucletron con diámetro de 1.9mm y longitud de 200mm. Estas agujas se han utilizado para posicionar la fuente y los detectores en el seno de un maniquí de agua diseñado específicamente para este trabajo. Mediante este maniquí se realizan las diversas configuraciones necesarias para la calibración del sistema dosimétrico y para estudiar su dependencia angular, así como la variación de su respuesta con la temperatura y con la distancia fuente-detector.

Los cálculos de dosis absorbida para cada configuración fuente-detector se han efectuado con el sistema de planificación de tratamientos (TPS) OncentraBrachy-v4.5.2 (*Nucletron-Elekta*) y también se han realizado verificaciones con películas radiocrómicas *Gafchromic* EBT3. La fuente utilizada ha sido la Vr2 del equipo FLEXITRON (*Nucletron-Elekta).*

El factor de calibración (*FC*), definido como el cociente entre la dosis absorbida administrada, determinada mediante el TPS, y la respuesta del detector en determinadas condiciones de irradiación (condiciones de referencia), se ha obtenido para cinco detectores, utilizando una dosis absorbida de calibración de 1 Gy. Se ha estudiado la reproducibilidad, la variabilidad inter-detector y la incertidumbre asociada al *FC*. Cada dependencia se evaluó para tres detectores y cada medida experimental se repitió tres veces. De este análisis se obtuvo un modelo matemático descriptivo de cada una de las dependencias.

Finalmente este trabajo se completa con el estudio de la linealidad en la respuesta del sistema dosimétrico hasta la saturación de los detectores.

Resultados: Los *FC* medidos se encuentran dentro del rango [8.4, 8.6] Gy/V, la reproducibilidad obtenida ha sido del 2.1% y la variabilidad inter-detector del 0.5%. Por último, se estima una incertidumbre global asociada a las medidas de los MOSFETS evaluados del 4.2%.

La figura 1 muestra un comportamiento lineal hasta 160Gy para los tres detectores evaluados. Las máximas variaciones observadas en la respuesta de los detectores respecto de las condiciones de referencia de calibración han sido las siguientes: 6.1% al variar la distancia fuente-detector (rango de 7cm), 7.2% al variar el ángulo azimutal y 6.2% al variar el ángulo polar. La dependencia con la temperatura en el rango de interés clínico supone un impacto de un 2.2% en la medida. La tabla 1 muestra los resultados de los parámetros de los modelos matemáticos que describen dichas dependencias y sus incertidumbres, así como la bondad de los ajustes.

Conclusiones*:* Los detectores MOSFET TN-502RDM muestran una alta linealidad con la dosis acumulada y una buena variabilidad inter-detector, incluso mejor que su reproducibilidad. Sin embargo, su implementación en un programa de dosimetría *in vivo* para braquiterapia de alta tasa de dosis necesita del desarrollo de unos procedimientos de trabajo que minimicen el impacto que tienen en su respuesta las distintas dependencias estudiadas. Esta tarea puede realizarse aplicando los modelos matemáticos obtenidos en este estudio.

Tabla 1
Modelos matemáticos.

Dependencias	Ajustes	Parámetros			χ^2/ν	R^2
		b_0	b_1	b_2		
Angular polar	$Y=b_0+b_1 \cdot X+b_2 \cdot X^2$	1,099(6)	-6,5e-2(5) [rad^{-1}]	1,03e-2(7) [rad^{-1}]	1,567	-
Angular acimutal		6,7e-1(4)	1,23e-1(18) [rad^{-1}]	-1,15e-2(17) [rad^{-1}]	2,374	-
Distancia	$Y=b_0+b_1 \cdot X$	9,53e-1(6)	1,53(13) [m^{-1}]	-	-	0,9671
Temperatura		1,41(6)	-1,4e-3(2) [K^{-1}]	-	-	0,8771
Linealidad		1,50e-1(4) [rad^{-1}]	1,2680e-1(5) [V·Gy^{-1}]	-	-	0,999

El valor entre paréntesis indica la incertidumbre (K=1) en su última cifra significativa.

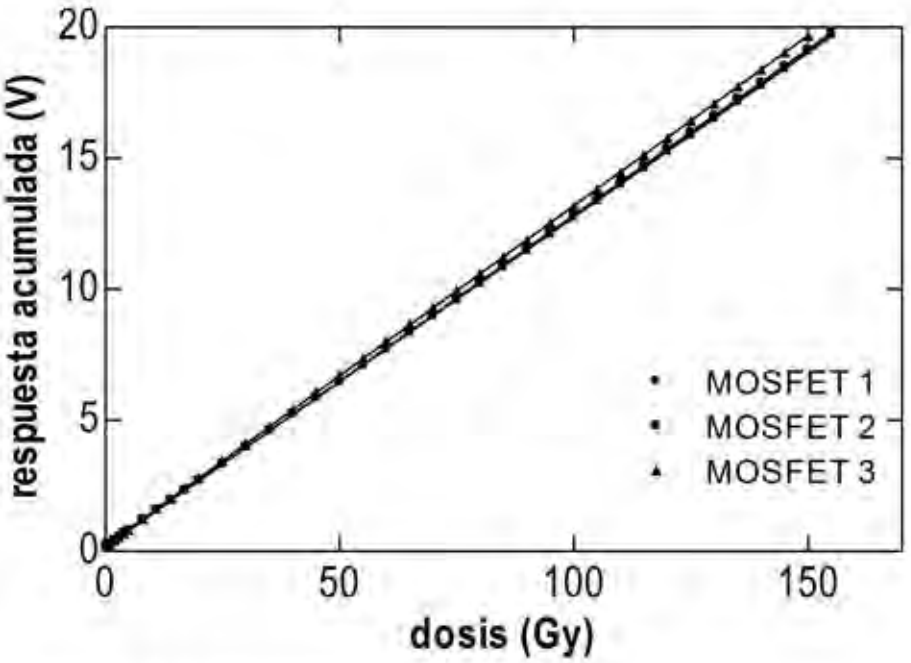


Figura 1: Linealidad

ID: 01123
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Método para la corrección de uniformidad del escáner en dosimetría con películas radiocrómicas

María Gil Conde[1] , Héctor Miras del Río Miras del Río[1] , José Macías Jaén[1]

1) Hospital Universitario Virgen Macarena

1. Objetivo

Uno de los efectos conocidos que afectan a la precisión de la dosimetría con películas radiocrómicas es la no uniformidad en la respuesta del escáner a lo largo de la dirección perpendicular al barrido de la lámpara. Este efecto depende de la dosis. Se han descrito métodos de corrección que involucran la irradiación de múltiples recortes con una misma dosis, así como su posterior escaneo en distintas posiciones del escáner. El objetivo de este trabajo es realizar una caracterización del escáner irradiando un único recorte de película por cada nivel de dosis y escaneando todos ellos simultáneamente.

2. Material y métodos

Se ha recortado una película ETB3 de 25.4cmx20.3cm en tiras de 3cmx20.3cm, reservando un recorte de 4cmx5cm. Las tiras se han irradiado con un campo de 26cmx26cm de fotones de 6MV, distancia fuente-película 100cm, profundidad 1.5cm y 5cm de espesor posterior de agua sólida. Una de ellas se deja sin irradiar y las restantes se irradian con 100, 200 y 500 UM. El recorte pequeño se irradia con una dosis uniforme de 2Gy.

Por otro lado, se ha irradiado con el mismo tamaño de campo una matriz de cámaras de ionización OCTAVIUS 729 de PTW. Dado que las cámaras se encuentran a 8mm de la superficie, se coloca encima un espesor de 7mm de agua sólida para reproducir la configuración de irradiación de las tiras.

Se ha diseñado una plantilla de tal forma que el centro de la película completa coincida con el del escáner (Epson Expression 10000XL). Las tiras se colocan dentro de la plantilla una a continuación de la otra, con el lado corto de la película original paralelo a la lámpara del escáner. El recorte de 2Gy se coloca junto a ellas centrado en esta dirección. Los parámetros de escaneo son: modo transmisión, color-48 bits y resolución de 75ppp. La imagen resultante se guarda en formato TIFF.

La imagen se ha convertido a valores de dosis aplicando una calibración disponible del mismo lote. Previamente, se ha utilizado el recorte irradiado con 2Gy y la tira no irradiada para re-escalar las D.O. de la curva de calibración. Esto permite corregir las desviaciones debidas a diferencias de condiciones entre la calibración y el caso de estudio (tiempo post-irradiación, variabilidad intra-lote, etc.).

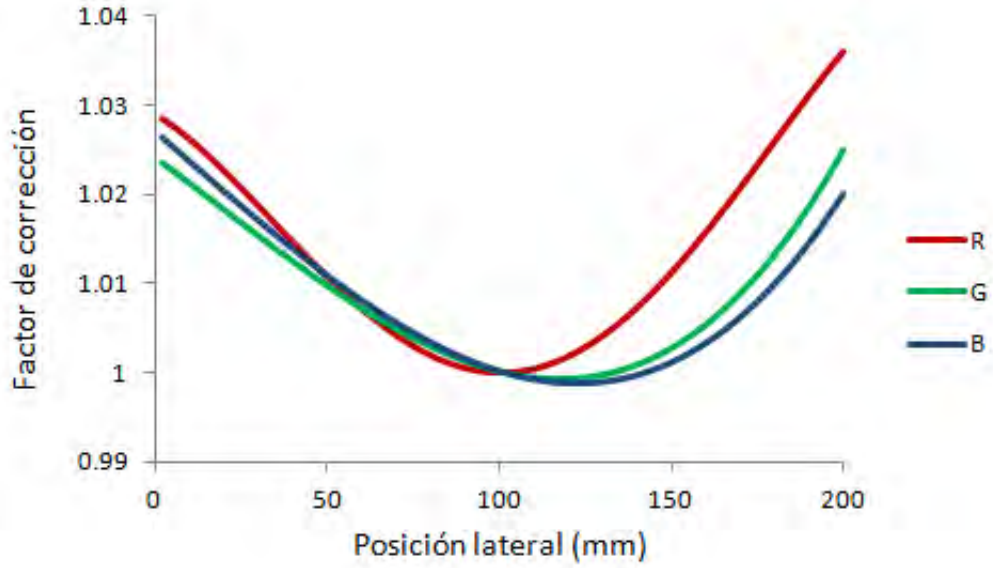
Una vez aplicada la calibración se obtienen los perfiles laterales de dosis de las tiras de película en los tres canales. Éstos se corrigen por la inhomogeneidad del campo de radiación a partir del mismo perfil medido con la matriz de cámaras, obteniendo unas curvas no planas debido a la distorsión lateral del escáner. Finalmente, reconvirtiendo los perfiles de dosis a D.O. y ajustando a curvas polinómicas de orden 3 ó 4 que se normalizan al valor central (Fig. 1), se obtiene el factor de corrección, para cada nivel de dosis, por el que habría que dividir la D.O. en cada posición lateral del escáner para compensar la no uniformidad en el escaneo.

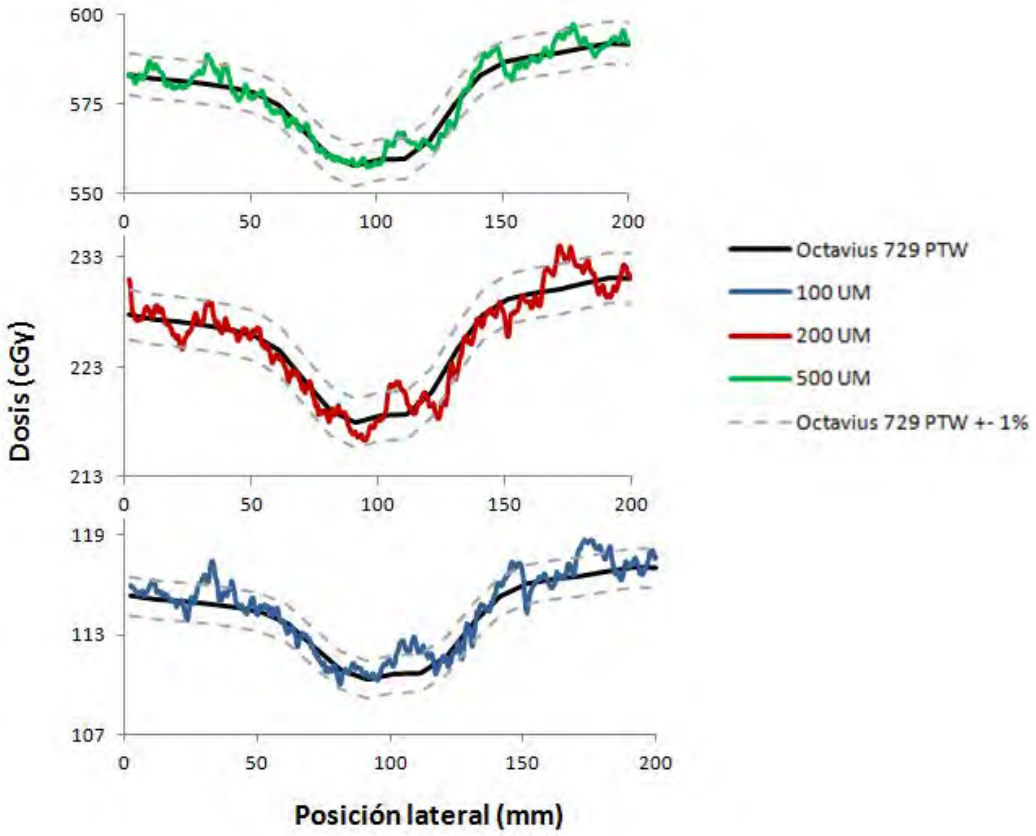
3. Resultados

Para validar el método de corrección propuesto, éste se ha aplicado a la misma imagen empleada para construir la corrección. Los perfiles de los distintos niveles de dosis obtenidos de la imagen corregida se comparan con el perfil de referencia medido con la matriz de cámaras. En la Fig. 2 se muestra esta comparación para el canal rojo. Se observa que los perfiles corregidos de la película se encuentran dentro de un ±1% del perfil del detector, salvo algunos puntos que están fuera debido al ruido intrínseco de la película.

4. Conclusión

El procedimiento aquí presentado permite caracterizar de forma sencilla la falta de uniformidad lateral del sistema dosimétrico escáner-película. El método de corrección propuesto tiene en cuenta la dependencia con la D.O. y es independiente del lote de películas, siendo tan solo necesario realizar la caracterización una vez. La implementación de esta corrección en los protocolos de dosimetría con película radiocrómica permite realizar una dosimetría relativa de precisión incluso en áreas de la película alejadas de la zona central.





ID: 01149
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Evaluación de la Exactitud del Daily QA3 en la medida del tamaño de campo

Rodrigo Plaza Núñez[1] , Carlos Huerga Cabrerizo[1] , Concepción Huertas Martínez[1] , Carlos Ferrer García[1] , Eva Corredoira Silva[1] , Zulima Aza Villarrubia[1] , Antonio Serrada Hierro[1]

1) Hospital Universitario La Paz

OBJETIVO

El Daily QA3 (DQA3) es un instrumento de chequeo rápido utilizado en las medidas diarias de los aceleradores lineales de electrones, para verificar la constancia de la calidad del haz. En cada exposición el software calcula de forma inmediata la dosis, la simetría axial y transversal, planitud, energía y tamaño del campo de radiación de un campo 20x20 cm. El objetivo de este estudio es evaluar la exactitud con la que el equipo mide la coincidencia del tamaño de campo luminoso campo de radiación para un tamaño de campo 20x20 cm.

MATERIAL / MÉTODO

El DQA3 consta de 13 cámaras de ionización. Una central y cuatro rectangulares repartidas a lo largo de los ejes X e Y, a 8 cm del centro para calcular dosis, simetría y planitud. Cuatro cámaras de ionización para medir la energía de los fotones y otras cuatro evaluando las energías de los electrones, localizadas en diagonal desde el centro a 11.3 cm y 5.6 cm respectivamente.

Para medir la penumbra del campo de radiación 20x20 cm consta de doce diodos repartidos en cuatro grupos de tres a lo largo de los ejes. Se encuentran en fila a 20 cm del centro espaciados 5 mm.

Se alineó el DQA3 en un campo de radiación 20x20 cm y a una distancia fuente superficie del equipo de 100 cm, obteniendo un tamaño de campo que tomamos como referencia. Se desplazó el equipo de medida milímetro a milímetro hasta un máximo de cinco milímetros en la dirección axial obteniendo diferentes medidas del mismo tamaño de campo. Se repitió el mismo procedimiento para un desplazamiento transversal del equipo de medida. De este modo se comprobó si el centrado del equipo de medidas diarias afectó en el cálculo del tamaño de campo.

Comprobamos la sensibilidad del DQA3 a la variación del tamaño de campo variando la distancia fuente superficie. Se alineó el DQA3 al haz luminoso del tamaño de campo 20x20 cm, a una distancia fuente superficie del equipo de 100 cm, obteniendo nuestro valor de referencia del tamaño de campo. Se repitió el mismo procedimiento introduciendo debajo del equipo de medida planchas de diferentes espesores, disminuyendo la distancia fuente superficie al igual que el tamaño de campo, obteniendo para cada variación una medida del tamaño de campo.

RESULTADOS

En las tablas se muestran los valores calculados por el DQA3 del tamaño de campo en X en Y y los desplazamientos (“Shift”) para los procesos descritos anteriormente.

En esta primera tabla calculamos la diferencia entre el desplazamiento realizado y el desplazamiento dado por el propio equipo de medida.

Tabla 1

En la siguiente tabla la diferencia es entre la variación del tamaño de campo teórico y la medida por el DQA3.

Tabla 2

CONCLUSIÓN

El algoritmo de cálculo que utiliza el DQA3 para calcular el tamaño de campo está basado en la recogida de datos de las cámaras y en la interpolación a lo largo de una curva ajustada por mínimos cuadrados. El tamaño de campo viene definido como la distancia donde el valor de la cámara central disminuye al 50%. Por ello, el valor del campo calculado por el DQA3 no se ve afectado por los desplazamientos tanto axiales como longitudinales. Es el valor del Shift el que nos marca la diferencia de coincidencia entre el campo luminoso y el campo de radiación con una precisión inferior al milímetro.

El tamaño de campo medido por el DQA3 es sensible al proceso de variación de la distancia foco superficie, como cabría esperar. La exactitud es inferior al milímetro para variaciones en la distancia foco superficie de hasta 3 centímetros.

Con los resultados obtenidos y sabiendo que para un campo 20x20 cm la tolerancia de la coincidencia entre el campo luminoso y el campo de radiación es de 2 mm, consideramos que el DQA3 es un equipo de medidas diarias con una alta resolución para calcular el tamaño de campo 20x20 cm, siendo esta bastante inferior a los 2 mm mencionados en las especificaciones del manual del equipo.

	Axial				Longitudinal			
Desplazamiento (cm)	X Size (cm)	Y Size (cm)	X Shift (cm)	Diferencia (cm)	X Size (cm)	Y Size (cm)	Y Shift (cm)	Diferencia (cm)
0	19,97	19,87	-0,03	-	19,97	19,87	-0,07	-
0,1	19,94	19,87	-0,11	0,02	19,96	19,93	-0,23	0,06
0,2	19,93	19,84	-0,24	0,01	19,95	19,93	-0,31	0,04
0,3	19,98	19,85	-0,38	0,05	19,95	19,88	-0,42	0,05
0,4	19,97	19,85	-0,46	0,03	19,95	19,87	-0,53	0,06
0,5	19,96	19,83	-0,54	0,01	19,95	19,83	-0,75	0,18

		Vertical					
Desplazamiento (cm)	Variación Tamaño Campo (cm)	X Size Daily QA3 (cm)	X Size Teorico (cm)	Diferencia X (cm)	Y Size Daily QA3 (cm)	Y Size Teórico (cm)	Diferencia Y (cm)
0	0	19,98	-	-	19,83	-	-
0,5	0,1	19,91	19,88	0,03	19,67	19,73	0,06
1	0,2	19,83	19,78	0,05	19,60	19,63	0,03
1,5	0,3	19,75	19,68	0,07	19,50	19,53	0,03
2	0,4	19,64	19,58	0,06	19,46	19,43	0,03
2,5	0,5	19,53	19,48	0,05	19,40	19,33	0,07
3	0,6	19,43	19,38	0,05	19,31	19,23	0,08

ID: 01174
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Tiempos efectivos de medida usando el sistema de obturación XRAY SHUTTER T90012 del LMRI del CND

Juan Diego Palma Copete[1] , Irene Mas Muñoz[1] , Miguel María Martínez Escribano[1] , José Luis Pamos Navas[1] , Sabrina Saiz Moya[1] , María del Carmen Pujades Claumarchirant[1] , Jorge Vilar Palop[1] , Cristian Candela Juan[1] , Juan José Rovira Escutia[1] , Ángela Soriano Cruz[1] , José Manuel Martínez Masmano[1] , Nieves Llorca Domaica[1]

1) Centro Nacional de Dosimetría (CND). Instituto Nacional de Gestión Sanitaria (INGESA). 46009 Valencia.

Objetivo:

El Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del Centro Nacional de Dosimetría (CND) ha realizado unas mejoras en sus instalaciones. Entre ellas, ha adquirido un nuevo sistema de obturación para la línea de calibración con el equipo emisor de rayos X con ánodo de wolframio. El objetivo de este trabajo es comprobar, en primer lugar, el correcto funcionamiento de dicho sistema y posteriormente obtener los tiempos efectivos de medida tanto para la cámara monitor como para una cámara problema en el modo de apertura controlada por el electrómetro.

Material/Métodos:
El nuevo sistema de obturación es de marca PTW modelo X-Ray Shutter T90012 controlado por el software PTW BenchControl 2.1. Dicho sistema libera o bloquea completamente el haz de radiación mediante una rueda que gira en una única dirección que coloca un orificio abierto o un disco de 24 mm de $PbSb_4$ a la salida del haz en función del tiempo especificado en el programa de control. El tiempo que tarda en abrirse o cerrarse es inferior a 100 ms.

El sistema funciona en dos modos diferentes, apertura controlada por el usuario o apertura controlada por el electrómetro de la cámara monitor. La primera fase del estudio es la comprobación directa del tiempo de apertura en ambos modos mediante 4 operadores distintos realizando la medida del tiempo de apertura usando un cronómetro calibrado.

La segunda fase es la obtención de los tiempos efectivos de medida en el modo de apertura controlada por el electrómetro mediante la irradiación simultánea de la cámara monitor marca PTW modelo TM786 conectada a un electrómetro PTW modelo UNIDOS Webline y una cámara problema marca NE modelo 2530 conectada a un electrómetro NE modelo Ionex dosemaster. Los tiempos efectivos (te) de medida de ambas cámaras son distintos y pueden diferir en unas décimas de segundo. Para evaluarlo ajustamos mediante una recta las lecturas de cada cámara en función del tiempo nominal (tn).

El tiempo efectivo de medida es:

te=tn+?

Donde ? es el cociente entre la ordenada en el origen y la pendiente de la recta ajustada.
Resultados:
Con la primera parte del estudio podemos ver que el funcionamiento del sistema de obturación es correcto en los dos modos de funcionamiento, los resultados para los diferentes tiempos nominales y los distintos operadores se pueden ver en la *Tabla 1. Resultados de las medidas*:
En la estimación de la incertidumbre se han tenido en cuenta las distintas resoluciones de los equipos, las desviaciones típicas de las medidas y la incertidumbre del certificado de calibración del cronómetro.
Con la segunda fase del estudio vemos como los tiempos efectivos de medida de cada cámara son distintos y ligeramente diferentes al tiempo nominal. En la *Tabla 2. Medidas de las cámaras del estudio*, se muestran los valores corregidos por la fuga y las condiciones ambientales que se obtuvieron para ajustar la recta a partir de la cual obtendremos ? para cada cámara.
Los valores de ? son:
? cámara monitor=-0,188±0,050
? cámara problema=0,0180±0,0096

Donde la incertidumbre viene expresada como incertidumbre expandida con k=2.

Conclusión:

El nuevo sistema de obturación funciona de forma correcta, vemos que no hay ninguna diferencia apreciable al elegir uno u otro modo de funcionamiento en cuanto al tiempo de apertura, por tanto podríamos usarlos de modo alternativo en función de las necesidades.

Con el cálculo del tiempo efectivo de medida podremos asignar tiempos de medida más reales tanto a la cámara monitor como a las cámaras problema, así mismo también podremos regular de forma más adecuada el tiempo necesario para la irradiación de dosímetros.

Apertura controlada por el usuario						
Tiempo nominal (s)	Operador	Tiempo medido (s)	Incertidumbre combinada de t_m (s)	$\Delta(t_m-t_n)$ (s)	Incertidumbre expandida de Δ (s) (k=2)	Desviación respecto al tiempo nominal (%)
60	1	60.007	± 0.020	0.01	± 0.29	0.01
60	2	60.010	± 0.022	0.01	± 0.29	0.02
60	3	60.002	± 0.017	0.00	± 0.29	0.00
60	4	59.992	± 0.015	-0.01	± 0.29	-0.01
120	1	119.970	± 0.030	-0.03	± 0.29	-0.02
120	2	119.990	± 0.017	-0.01	± 0.29	-0.01
120	3	119.974	± 0.017	-0.03	± 0.29	-0.02
120	4	119.989	± 0.016	-0.01	± 0.29	-0.01
300	1	299.954	± 0.024	-0.05	± 0.29	-0.02
300	2	299.977	± 0.032	-0.02	± 0.30	-0.01
300	3	299.999	± 0.015	0.00	± 0.29	0.00
300	4	299.972	± 0.014	-0.03	± 0.29	-0.01
Apertura controlada por el electrómetro						
Tiempo nominal (s)	Operador	Tiempo medido (s)	Incertidumbre combinada de t_m (s)	$\Delta(t_m-t_n)$ (s)	Incertidumbre expandida de Δ (s) (k=2)	Desviación respecto al tiempo nominal (%)
60	1	60.000	± 0.018	0.00	± 0.29	0.00
60	2	59.989	± 0.014	-0.01	± 0.29	-0.02
60	3	59.989	± 0.016	-0.01	± 0.29	-0.02
60	4	59.990	± 0.015	-0.01	± 0.29	-0.02
120	1	119.987	± 0.014	-0.01	± 0.29	-0.01
120	2	119.980	± 0.024	-0.02	± 0.29	-0.02
120	3	119.994	± 0.019	-0.01	± 0.29	-0.01
120	4	120.002	± 0.019	0.00	± 0.29	0.00
300	1	299.977	± 0.020	-0.02	± 0.29	-0.01
300	2	299.980	± 0.022	-0.02	± 0.29	-0.01
300	3	300.017	± 0.017	0.02	± 0.29	0.01
300	4	299.987	± 0.015	-0.01	± 0.29	0.00

Tabla 1. Resultados de las medidas.

Tiempo nominal (s)	Medida cámara problema (µGy)	Incertidumbre típica (µGy)	Medida cámara monitor (nC)	Incertidumbre típica (nC)
20	164.81	± 0.04	0.3422	± 0.0006
40	329.40	± 0.05	0.6872	± 0.0004
60	494.03	± 0.05	1.0336	± 0.0007
100	823.38	± 0.10	1.7241	± 0.0015
120	988.02	± 0.11	2.0699	± 0.0005
300	2469.72	± 0.23	5.1748	± 0.0021

Tabla 2. Medidas de las cámaras del estudio.

ID: 01260
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

RANGO DE DOSIS ACONSEJADO PARA EL USO DE LOS DIFERENTES MODELOS DE PELICULAS RADIOCROMICAS.

Juan Antonio Vera Sánchez[1] , Carmen Ruiz Morales[2] , Antonio González López[3]

1) Hospital Universitari Sant Joan de Reus. 2) Hospital IMED, Elche. 3) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca.

OBJETIVO:

En el presente trabajo comparamos la sensibilidad en la respuesta obtenida tras la irradiación de diferentes modelos de películas radiocrómicas (EBT3 y XD). El objetivo es la adecuación del modelo de película al rango de dosis y uso previsto.

MATERIAL Y METODOS:

Dos películas de calibración (una por lote y modelo) se recortaron en trozos del mismo tamaño y se irradiaron en el mismo maniquí con una energía nominal de 6 MV. Para evitar posibles sesgos, ambas películas se calibraron el mismo día en el mismo acelerador y con las mismas UMs. Previamente a la irradiación de las películas, la dosis se determinó con una cámara y un eléctrometro en el mismo maniquí de material equivalente a agua.

Posteriormente, tras el calentamiento del dispositivo de lectura y 4 horas después de la irradiación, ambas películas se leyeron en la misma sesión de escaneo con un escáner EPSON V800. Se usó un cristal de 3mm para cubrir las películas. Las películas se guardaron en formato TIFF y se analizaron con MATLAB.

Para cada modelo, se estudió la respuesta de cada canal en valores de pixel. Posteriormente y también para cada modelo, los valores de pixel de cada canal y las dosis de irradiación se ajustaron usando curvas racionales. La sensibilidad se estimó como la derivada de la respuesta en cada canal respecto a la dosis de irradiación.

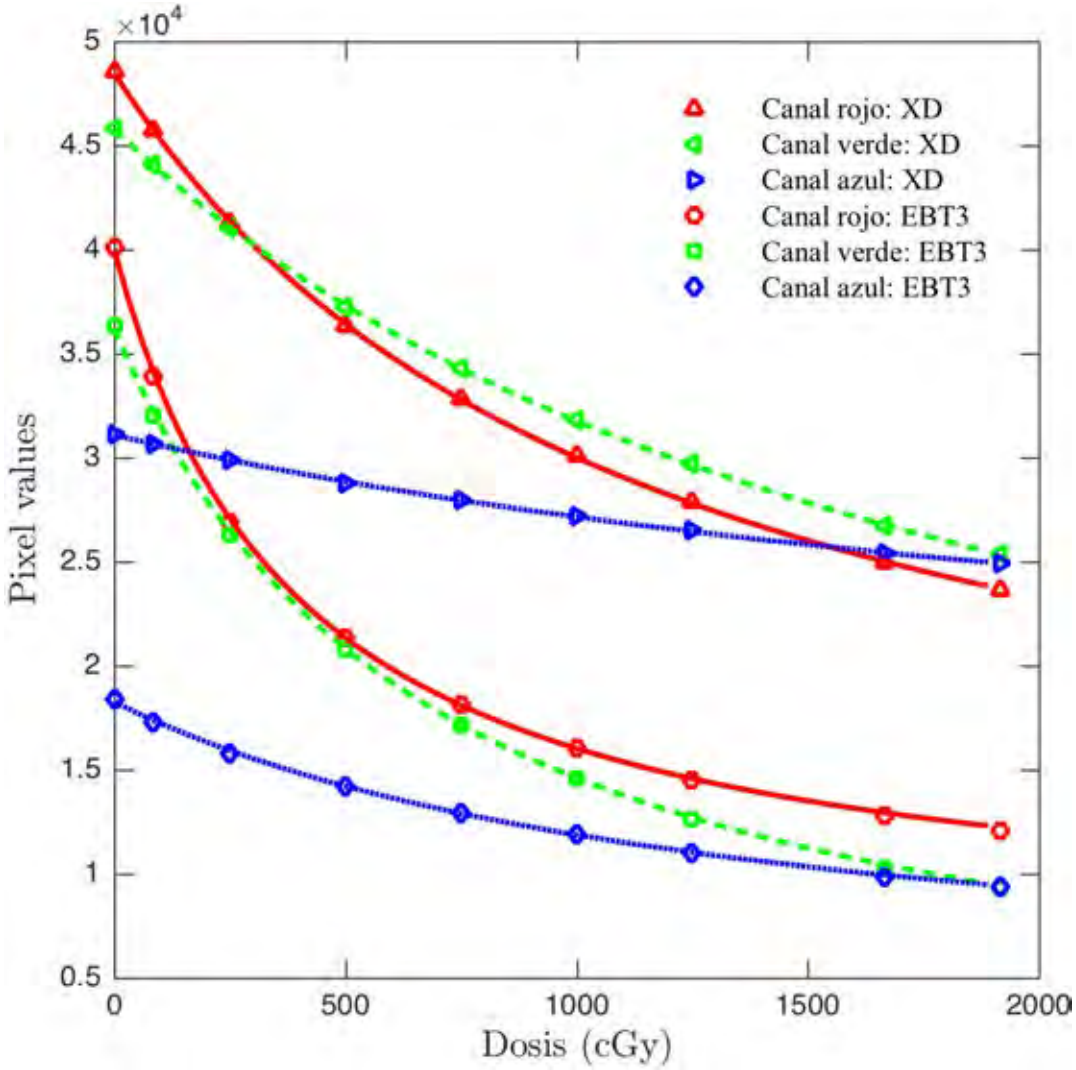
RESULTADOS:

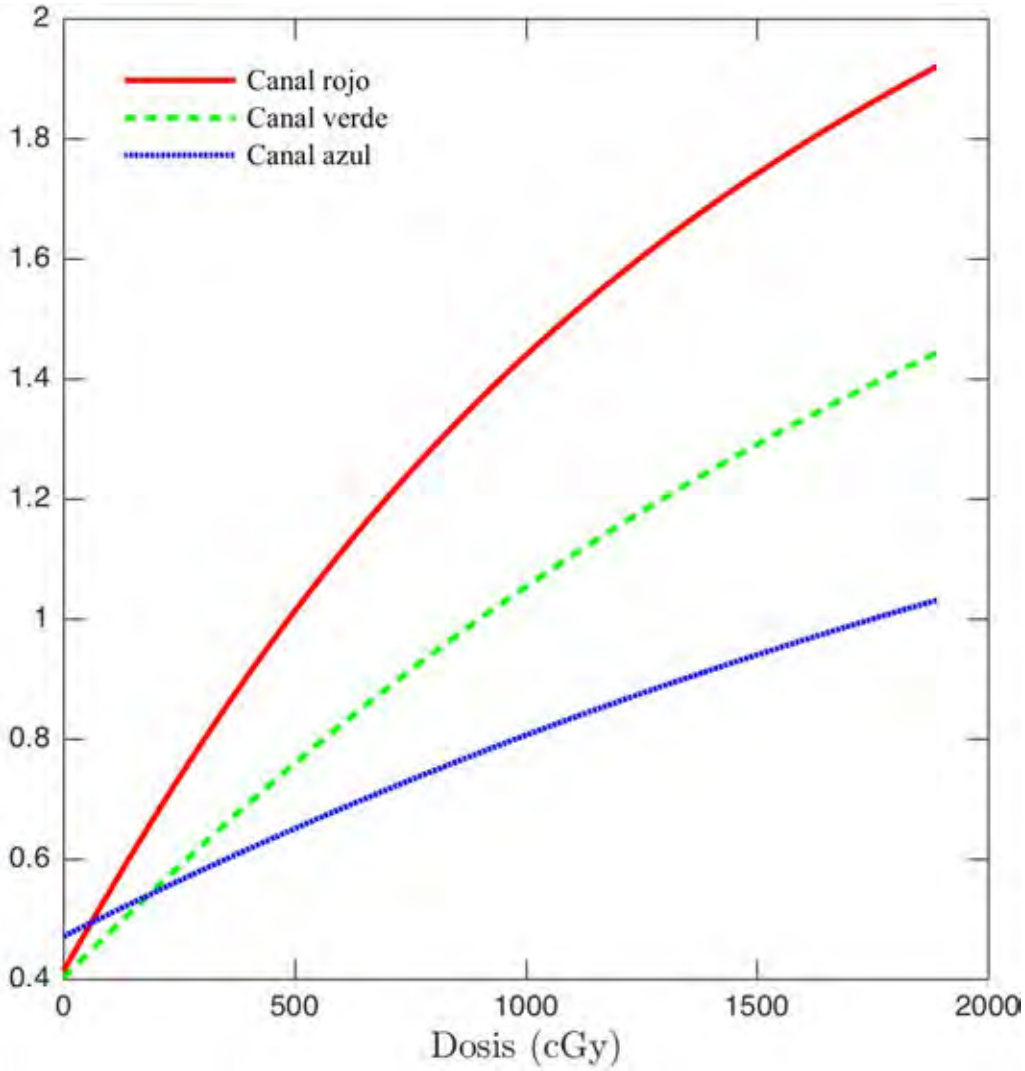
En la figura 1 se muestran las diferentes calibraciones con ambos modelos de película radicrómica. Si bien es cierto, que las funciones racionales presentan un ajuste excelente para ambos tipos de película, hay que tener presente que la magnitud de las respuestas es bastante diferente.

En la figura 2 se muestran las sensibilidades relativas de los distintos canales entre los modelos XD y EBT3. Como puede apreciarse, en general la película XD presenta mayor sensibilidad (las curvas son mayores que la unidad) a mayores dosis de exposición.

CONCLUSIÓN:

El modelo de película EBT3 muestra mayor sensibilidad en dosis comprendidas entre 0 y 4 Gy, que son las utilizadas normalmente en la verificación de tratamientos de IMRT o VMAT. Para mayores mayores rangos de dosis, especialmente a partir de los 10 Gys, la película XD muestra una mayor sensibilidad en su respuesta.


×10^4
5
4.5
4
3.5
3
2.5
2
1.5
1
0.5
Pixel values
0
500
1000
1500
2000
Dosis (cGy)
Canal rojo: XD
Canal verde: XD
Canal azul: XD
Canal rojo: EBT3
Canal verde: EBT3
Canal azul: EBT3


Canal rojo
Canal verde
Canal azul
2
1.8
1.6
1.4
1.2
1
0.8
0.6
0.4
0
500
1000
1500
2000
Dosis (cGy)

ID: 01332
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Medida simultánea del espectro y el perfil temporal del pulso de un LÍNAC desde fuera de la sala

Víctor Sánchez-Tembleque Verbo[1] , Daniel Sánchez Parcerisa[1] , Luis Mario Fraile Prieto[1] , José Manuel Udías[1]

1) Grupo de Física Nuclear, Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear Facultad de Ciencias Físicas Universidad Complutense de Madrid, CEI Moncloa, Madrid

Objetivos

El objetivo de este trabajo es el desarrollo de un sistema de análisis para LINACs que registre, desde fuera del búnker y con alta precisión, los perfiles temporal y energético del haz. Dicho sistema se basa en el análisis digital de los pulsos emitidos por un tubo fotomultiplicador acoplado a un centellador rápido, situados en la sala de control del acelerador, al recibir fotones retrodispersados procedentes de la máquina.

Material/Métodos

El detector consta de un cristal centellador rápido (CeBr) cilíndrico de 1'x1' acoplado a un tubo fotomultiplicador (Hamamatsu R9779). La señal del dínodo es digitalizada con un osciloscopio Agilent DSO6104(BW1 Ghz, 12 bits, muestreo< 4 Gs/s), utilizando para nuestro estudio un muestreo de 0,1Ms/s y una ventana de adquisición de 10µs.

Para la prueba del sistema se realizaron diversas medidas en la unidad Cyberknife del Hospital Ruber Internacional, equipada con un LINAC de 6MV sobre un brazo robótico con 6 grados de libertad. Nuestro sistema fue montado en la sala de control, contigua al búnker, a una separación de aproximadamente 5m del isocentro y con una barrera de 1,8m de hormigón baritado entre el detector y el acelerador. En la unidad se montó un colimador de latón con apertura circular de 5mm a 80cm. El estudio se realizó en tres posiciones distintas del haz: perpendicular al suelo, paralelo a este, y a un ángulo de 45º. La medida perpendicular, con el objetivo de simular la posible dispersión de fotones en pacientes, fue repetida colocando una cuba de agua de $1m^3$ a una distancia fuente-eje de 48cm.

Para la condición de disparo (*trigger*) utilizamos la señal generada por los electroimanes del Cyberknife (con una duración en torno a 5µs y una frecuencia de repetición de pulso de aproximadamente 100 Hz), que está presente siempre que la componente de alta tensión del acelerador está activa, independientemente de si la unidad emite haz o no. Esto permitió realizar de forma precisa el estudio del ruido de fondo en las medidas.

Resultados

El sistema registró con una precisión de 100 ns los perfiles temporales para las distintas orientaciones del haz (Fig1). Cada perfil corresponde al promediado de 10^4 eventos tras el filtrado del fondo electromagnético proveniente de los electroimanes. Los cuatro perfiles presentan un perfil temporal casi idéntico y difieren únicamente en el número total de cuentas, de forma compatible con la distribución angular de fotones emitidos por el acelerador y dispersados por efecto Compton.

No se observan diferencias apreciables entre los perfiles obtenidos en posición vertical con y sin cuba de agua, de donde deducimos que los fotones capturados provienen en su mayoría del cabezal del acelerador, y, por tanto, la contribución de fotones retrodispersados en la cuba es mínima

Los espectros energéticos registrados para distintas orientaciones del haz (Fig2) también son coherentes con la geometría. A bajas energías (< 600 keV), la distribución energética de los fotones recibidos es independiente de la orientación mientras que, por encima de ese umbral, se observa una mayor proporción de fotones más energéticos a incidencias más directas del haz, consecuencia de un menor número de dispersiones Compton.

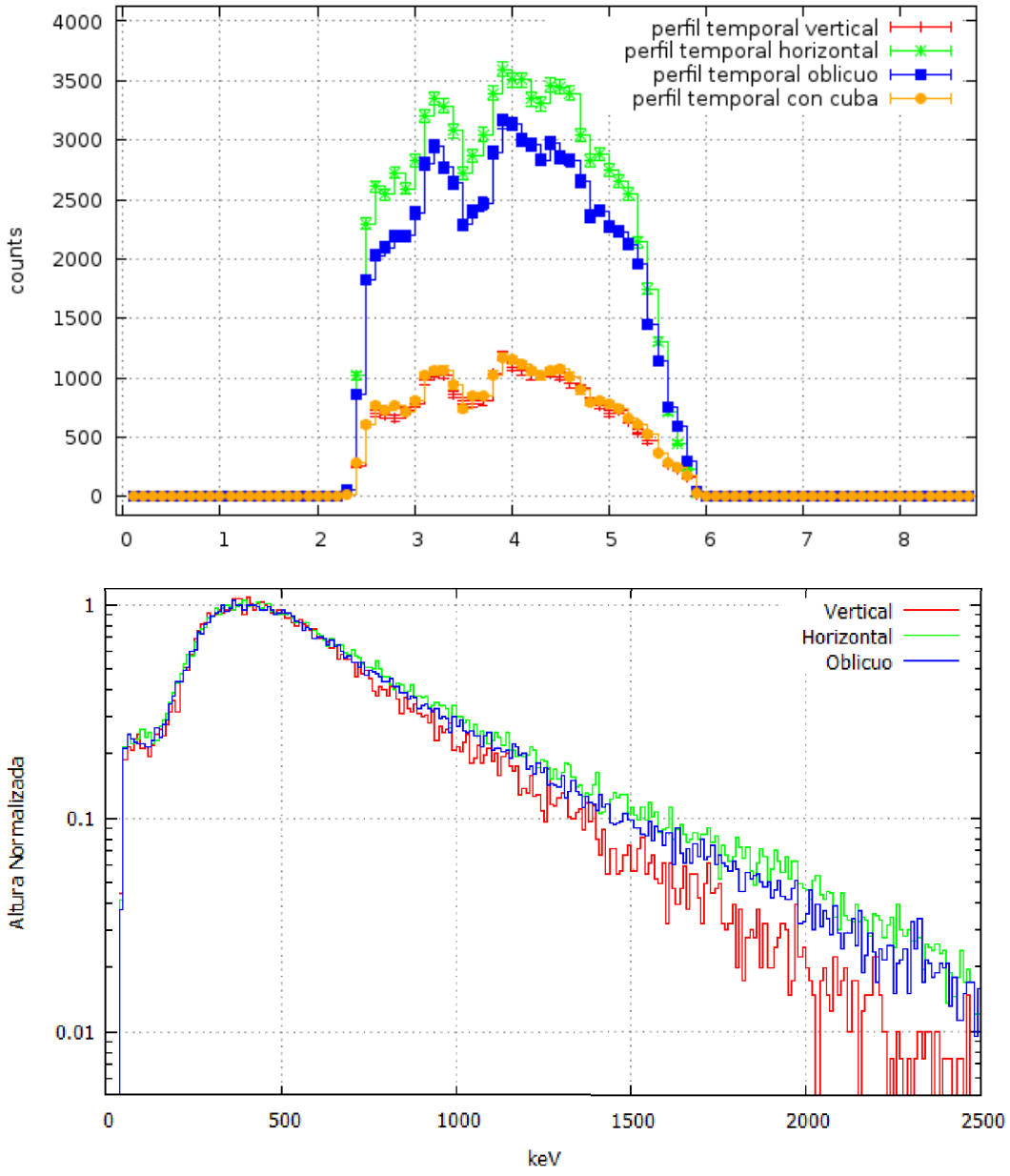
Estos espectros requieren de un postprocesado para eliminar efectos de *pile-up* y de una deconvolución de la

respuesta en energía del sistema de detección, bien mediante métodos de Monte-Carlo o analíticos.

Discusión

El sistema permite una medida simultánea, desde la sala de control del acelerador, del perfil temporal del pulso y de su espectro energético. Conocer el perfil temporal es útil para realizar estudios en radiobiología, además de para desarrollar y probar nuevos detectores.

El tratamiento digital de los pulsos permite realizar un filtrado exhaustivo del intenso ruido electromagnético presente y simplifica la obtención del espectro de fotones recibidos, maximizando la información obtenida a través del detector sin necesidad de una electrónica compleja.



ID: 01339
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Puesta en marcha y caracterización del detector de arrays 2D Matrixx Evolution de IBA Dosimetry

Ana Dolcet Llerena[1] , Eduard Massana Melchor[1] , Jonathan Suárez Arteaga[1] , Julio Almansa López[1] , Juan Luis Osorio Ceballos[1]

1) Complejo Hospitalario Universitario de Granada

Objetivo

El objetivo de este trabajo es establecer el estado de referencia inicial del detector de arrays 2D Matrixx Evolution para comenzar su uso en las verificaciones dosimétricas diarias de los aceleradores de nuestro servicio y en un futuro poder realizar también verificaciones de tratamientos de IMRT. Para ello realizamos una calibración en dosis y pruebas de linealidad, dependencia con tasa de dosis, reproducibilidad, homogeneidad, dependencia con tamaño de campo, corriente de fugas y dependencia angular, siendo esta última especialmente importante ya que al carecer nuestro servicio del adaptador para fijar el Matrixx al cabezal del gantry, nos interesa conocer si podemos hacer verificaciones de tratamientos Step&Shoot a distintos ángulos.

Material y métodos

Para la irradiación usamos un acelerador Varian CLINAC 2100 que nos proporciona energías nominales de fotones de 6MV y 18MV. De momento hemos realizado las medidas a 6MV y más adelante las repetiremos a 18MV. El detector objeto de estudio Matrixx Evolution consiste en 1020 (32x32) cámaras de ionización abiertas separados por 7,62mm y a una profundidad de 3mm (3,2mm equivalente en agua). Previamente a las medidas se determinó del factor de calibración del equipo siguiendo el procedimiento indicado por los software Omnipro Advance y OmniPro I'mRT. El detector Matrixx se colocó sobre el maniquí MultiCube para obtener unas buenas condiciones de retrodispersión y sobre él se colocaron 5cm de láminas de agua sólida, ya que este es el build-up requerido por el software para medir fotones. Se fijó la SSD a 100cm respecto al agua sólida para coincidir con la configuración de medida de dosis absoluta en agua que realizamos periódicamente.

Linealidad y reproducibilidad

Se ha irradiado el detector con campos 10x10cm para un rango de 2-500UM, repitiendo tres veces cada disparo para evaluar a su vez la reproducibilidad a corto plazo. En el futuro analizaremos la reproducibilidad a largo plazo.

Tasa de dosis

Se han irradiado campos 10x10 con tasas de dosis comprendidas entre 80-400UM/min.

Homogeneidad

Con el programa OmniPro Advance se han obtenido los perfiles X e Y de un campo 24x24 (campo máximo medible en el Matrixx) y se han comparado con los obtenidos con las microcámaras de 0.125cc de PTW en una cuba de agua PTW MP3 y con el software Mephysto, previa interpolación y normalización de estos.

Dependencia angular

Los aceleradores disponibles actualmente en nuestra unidad permiten únicamente la realización de tratamientos de IMRT Step&Shoot, por lo que nos interesa conocer la dependencia angular cuando no se aplican las correcciones angulares que el Matrixx sólo permite en tratamientos rotacionales. Medimos las diferencias de dosis encontradas al medir un campo 10x10 a distintos ángulos y compararlo con él mismo a 0º. Más adelante compararemos mediante una función gamma los mapas de dosis obtenidos con los planificados.

Tamaño de campo

Se han irradiado campos de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 y 24x24, calculado los factores de campo y comparado con los introducidos para ese acelerador en el planificador Pinnacle v9.10.

Corriente de fugas

Se han realizado medidas pre- y postirradiación de 300s para campos 10x10 entre 50-500UM.

Resultados

En la Tabla 1 se muestra un resumen de los resultados, vemos que todas las pruebas fueron satisfactorias. La compensación del fondo que hace el programa resultó buena y la diferencia entre perfiles indicó una buena homogeneidad. Por otro lado y como se esperaba, se observó una clara dependencia angular y una fuerte atenuación por parte de la base del detector (ver Fig.1).

Conclusiones

El comportamiento del Matrixx Evolution ha resultado excelente en todas las pruebas salvo en la dependencia angular. Concluimos que, si resultan igualmente satisfactorias para 18MV, podemos empezar a hacer verificaciones dosimétricas diarias. Las verificaciones de tratamientos IMRT dependerán de la comparación gamma con planos de dosis planificados que tenemos pendiente.

Linealidad	R^2>0.999
Reproducibilidad	σ<0.15
Tasa de dosis	Diferencia<1%
Homogeneidad	Diferencia<1%
Corriente de fugas máxima	39.6mGy/min
Factores de campo	Diferencia<3%

Tabla 1: Resultados de las pruebas realizadas con el detector Matrixx Evolution,

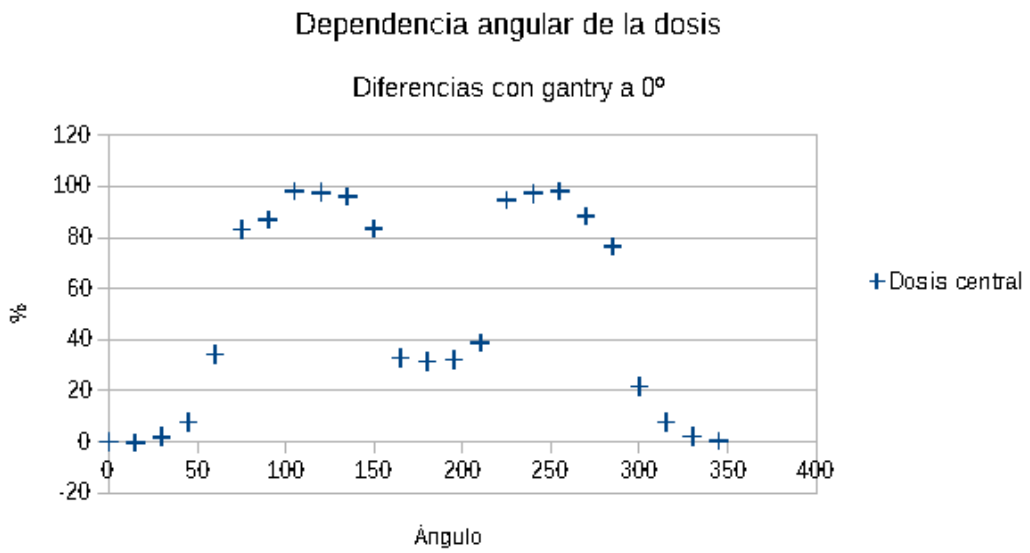


Figura 1: Diferencias de dosis para cada angulación respecto a 0º, calculadas mediante Dif(%)=100(D-D(0))/D(0), donde D(0) es la dosis obtenida a gantry 0º.*

ID: 01400
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

DOSIMETRÍA ELECTRÓNICA. SOLUCIÓN INNOVADORA PARA CONTROL Y GESTIÓN DOSIMÉTRICA DE TRABAJADORES DE CATEGORÍA B

JUAN MANUEL CAMPAYO ESTEBAN[1] , JOSE IGNACIO ROSELLO GARCIA[1] , BENJAMIN MORA BASTIDA[1]

1) GDES INNOVATION

1. **OBJETIVO**

Los sistemas de control y vigilancia dosimétrica habitualmente empleados en la actualidad presentan dificultades operativas tanto para los usuarios como para los gestores, lo que va en detrimento de la confianza del sistema.

Ante esta situación, GDES-Innovation, ha desarrollado un nuevo tipo de dosímetro electrónico que permite la medida directa y el envío del registro obtenido en tiempo real. Se abre así la posibilidad de disponer de un sistema de control y registro, seguro y automatizado de las dosis de radiación a las que se encuentra expuesto el personal en tiempo real.

La visión del proyecto es cambiar el paradigma de la lectura dosimétrica, y los procesos clásicos de medición de radiaciones, así como en el reporte y control de las dosis recibidas.

A día de hoy los servicios de dosimetría oficiales utilizan preferentemente la tecnología TLD para el control dosimétrico de los trabajadores expuestos de categoría B: sistema analógico de recogida de dosis mediante un cristal termoluminiscente.

La lectura de los datos de esta dosimetría se realiza, habitualmente, mediante el envío postal de forma mensual de los TLD’s a los servicios de dosimetría correspondientes, donde son medidos para obtener así, los niveles de radiación a los que han estado expuestos los trabajadores.

En este tipo de funcionamiento mes a mes, se necesitan dos dosímetros TLD’s por usuario.

A continuación se muestra el flujo de gestión del control dosimétrico mediante dosimetría TLD (tradicional), y el que permite la dosimetría electrónica de GDES (innovador):

TRADICIONAL:

INNOVADOR:

2. MATERIAL. MÉTODOS.

El dosímetro desarrollado por GDES-Innovation (WPD1) cuenta con comunicación bluetooth o wifi, de manera que la información es remitida mediante la aplicación de gestión GDES-Dose.

Esta aplicación gestiona toda la documentación administrativa necesaria, siendo accesible para el usuario (trabajador), la instalación (titular), la UTPR y el Servicio de Dosimetría.

Los usos de este sistema de dosimetría son:

2.1. DOSIMETRO DE AREA EN MODO MEDIDA CONTINUO:

En cada puesto de control de un equipo de RX se instala un dosímetro que recoge información y la remite al centro de gestión de dosimetría local.

2.2. DOSÍMETRO USADO EN MODO DOSÍMETRO PERSONAL:

Al inicio de la jornada de trabajo el usuario hace uso de su dosímetro al cogerlo de su base de carga, y el dosímetro se pone en modo medida de forma automática. Al finalizar la jornada, el dosímetro se deposita de nuevo en la base de carga.

2.3. DOSIMETRO UTILIZADO COMO DLD AUXILIAR:

Función especialmente pensada para hacer una vigilancia en tiempo real de la dosis de radiación recibida por los usuarios (ejem. radiólogos intervencionistas).

3. **RESULTADOS.**

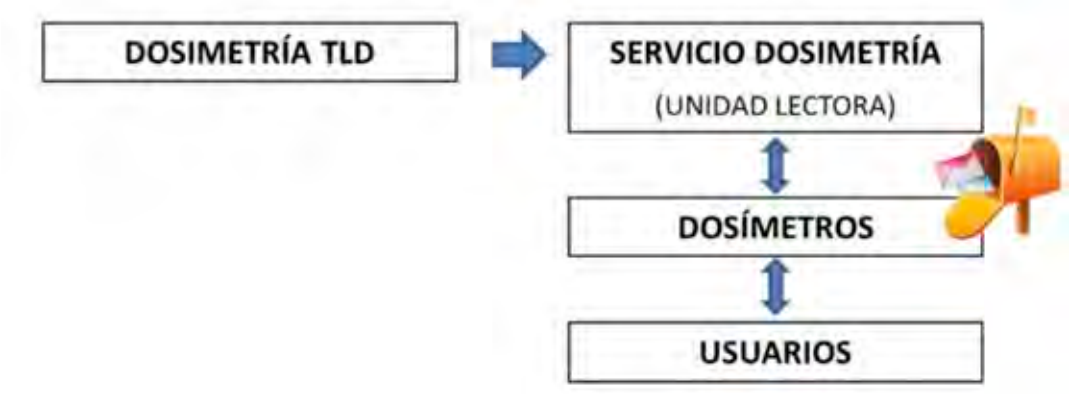
Este sistema ha sido probado en varios tipos de instalaciones. Esto ha servido para testear la dinámica operativa del sistema de medida y la validar y mejorar el sistema de gestión documental.

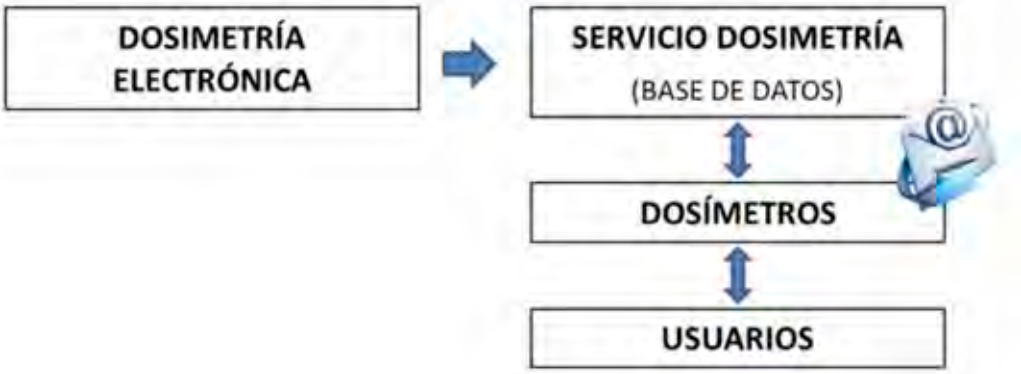
El resultado de las encuestas de realizadas a los usuarios de prueba confirma la preferencia de este sistema de gestión dosimétrica frente al tradicional.

4 **CONCLUSIONES.**

La comunicación vía internet ofrece la posibilidad de conocer los datos del dosímetro de una forma rápida, de tal modo que los resultados no han de esperar al envío mensual y lectura del mismo como en el caso de los TLD's. Esto ofrece una mayor seguridad en caso de un fallo en el funcionamiento de los equipos, o una exposición a niveles de radiación inusuales, pudiendo solventar dichos problemas de manera más rápida que en el caso de tener que esperar a los resultados de la lectura mensual de los TLD's.

Además, el hecho de no necesitar una correspondencia mensual es un avance en cuanto a la comodidad para el cliente, que solamente debe colocar el dispositivo en su base de carga, tanto para recargar la batería y restablecer así la autonomía del dosímetro como para el trasvase de datos desde el dispositivo a la unidad receptora; y para el SDPE encargado de la gestión.




DOSIMETRÍA ELECTRÓNICA
SERVICIO DOSIMETRÍA
(BASE DE DATOS)
DOSÍMETROS
USUARIOS

ID: 01434
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Verificación de tratamientos oculares con I- 125, mediante TLD

Luis Nuñez Martin[1] , Maria del Mar Espinosa[1] , Alfredo Montes[1] , Julian Ruiz[1] , Jose Manuel Barros[1] , Carlos Huerga[2] , Atonio Serrada[2] , Jose Francisco Benavente[3] , Jose Maria Gomez Ros[3] , Juan Ignacio Lagares[3] , Jose Maria Gomez[3]

1) Hospital Universitario Puerta de Hierro. C/ Joaquin Rodrigo, 1. 28022 Majadahonda. Madrid 2) Hospital Universitario La Paz 3) CIEMAT

1. Introducción y objetivos

Uno de los tratamiento con radiación de lesiones oculares malignas más sencillos, económicos y seguros es el que se basa en el implante de semillas de I - 125.

El dispositivo para realizar este tipo de tratamientos consta de unas placas de silicona para alojar las semillas de I125, con diferentes configuraciones geométricas que se fija al ojo junto con una placa de oro protectora de las estructuras posteriores del mismo.

Los cálculos dosimétricos se realizan mediante un sistema de planificación desarrollado por Melvin Astrahan PhD y suministrado por Eye Physics, LLC. Su singularidad es que es denominado “simulador”, posiblemente para obviar la carencia de certificación CE o FDA.

El objetivo de este trabajo es desarrollar un dispositivo experimental de medida con TLD, para verificar la corrección de los cálculos del sistema de planificación, de acuerdo a lo establecido en la Directiva EURATOM 2013/59, artículo 56.1 y salvar la laguna jurídico–administrativa existente en relación a esa singularidad mencionada.

2. Material y métodos

A este fin, se ha construido un maniquí esférico de PMMA con las dimensiones de un ojo adulto y un sistema de posicionamiento, que se muestra en la Figura1.

La esfera simuladora del ojo está seccionada por su mitad. El plano de una semiesfera dispone de unos pocillos para colocar 28 dosímetros TLD 100 de 1x1x1 mm^3. El dispositivo permite ajustar la esfera al conjunto placa-protección para su irradiación.

Las lecturas de los TLD en cada uno de los puntos se correlacionan con los calculados por el planificador para la verificación preceptiva demandada por la normativa.

Se ha estudiado la respuesta de los TLD, analizando su reproducibilidad, la respuesta con la dosis y la energía. Obteniéndose además factores de sensibilidad individuales para cada dosímetro.

Dado la dificultad de uso de las semillas de I-125 para calibrar los TLD, se ha utilizado un tubo de RX. Se ha estudiado la respuesta de los TLD, para diferentes espectros de RX que pudieran cubrir la energía de emisión del I 125. Así se ha procedido a unas irradiaciones con RX de 40, 60, 80 y 100 kV.

Se ha estudiado la distribución de dosis con las semillas en condiciones reales de tratamiento para garantizar una relación señal-ruido óptima

3. Resultados

Los resultados han sido los siguientes (Fig.2):

- La reproducibilidad de las señal termoluminiscente (TL) es del orden del 2%. Los TLD que superaron este valor fueron descartados.
- Se han elegido 40 kV como mejor aproximación a la energía del I 125, al entender que estos haces contienen los fotones de 30 keV propios del I 125.
- La señal TL tiene un comportamiento lineal con la dosis en el intervalo estudiado de 1 a 150 cGy. Se ha procurado que la dosis que recibieran los TLD estuviera entre 0.5 y 2 Gy, para una mejor relación señal-ruido.
- La diferencia entre la dosis determinada experimentalmente y la calculada, muestra una diferencia en el eje de la distribución de dosis que, dependiendo de la zona geométrica oscila entre 3 y 6%.

4. Discusión

La diferencia de dosis observada, no siendo grande, deberá ser estudiada más a fondo.

Se ha observado una criticidad de la posición semillas-TLD, que puede ser importante a considerar en la precisión de los implantes en cada paciente.

Una simulación por Monte Carlo está en marcha para comprobar estos resultados preliminares.

Agradecimientos: Nuestro agradecimiento a la empresa SIHO Material Hospitalario S.L. por la donación, desarrollo y fabricación del soporte y maniquí del ojo, utilizados en los trabajos experimentales, los cuales hubieran sido imposibles de realizar sin su contribución.



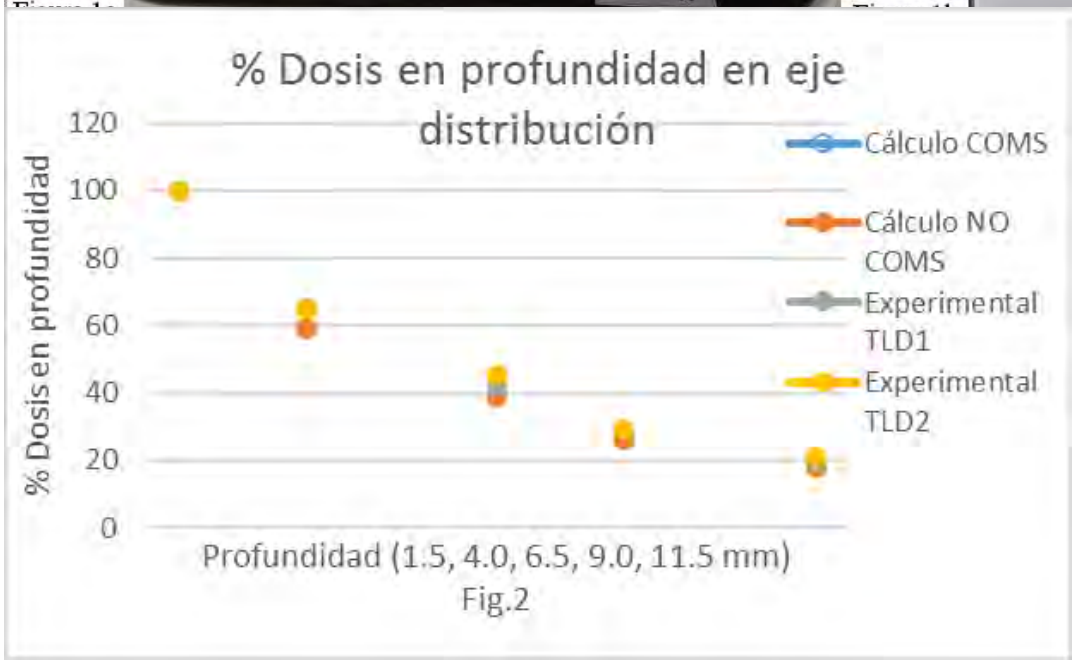


Fig.2

ID: 01016
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Calibración de CRC para medida de radioyodo en tiroides del público expuesto

Begoña Pérez López[1] , Juan Francisco Navarro Amaro[1] , María Antonia López Ponte[1] , Teresa Navarro Bravo[1]

1) Dosimetría de Radiaciones Ionizantes de CIEMAT

I. Introducción y Objetivos

En un accidente o un incidente nuclear de una central nuclear o de un servicio de medicina nuclear, pueden liberarse emisiones de I-131, que den lugar a incorporaciones en trabajadores expuestos y en público. El I-131 en el organismo afecta de distinta forma a cada persona, depende de la edad y sexo. El órgano de afinidad del yodo es el tiroides, donde va a permanecer hasta su decaimiento, o intercambio con el flujo sanguíneo y posterior expulsión a través de la orina. Con el fin de evaluar la dosis de cada individuo, se necesita conocer la actividad del I-131 retenido en el organismo. La medida de I-131 en tiroides se realiza mediante métodos “in vivo” en Contador de Radiactividad Corporal. La calibración estándar es la de hombre adulto, utilizada en rutina.

Calibración de un contador rápido y un detector de semiconductor, en geometría de medida de cuello. Los maniquíes utilizados son los correspondientes a los niños de edades 1 año, 5 años, 10 años, 15 años y a la mujer adulta, con contaminación de I-131.

II. Material y Métodos

Los cuellos utilizados (Figura 1) son de metacrilato con dimensiones acordes a la edad que simulan. Para hombre y mujer adultos se utiliza el mismo cuello. Tienen un hueco en el que se introduce el tiroides, que son simulados con viales de volúmenes específicos para cada edad, de acuerdo a la ICRP 89 y rellenos de una disolución de I-131.

Los equipos de medida son dos, uno de medida rápida, Contador FASTSCAN, (con dos detectores de centelleo NaI(Tl) en columna) y un detector de semiconductor de germanio Low Energy Germanium (LEGe).

Las calibraciones en eficiencia se realizan con una geometría de contaje determinada. Para el caso del Fastscan, donde la geometría de medida es de pie, y la distancia cuello-detector es de 12 cm. La altura del cuello varía para cada edad; con ayuda de un soporte se posicionó cada cuello a la altura correspondiente a la edad que representa. La altura del tiroides del niño de 10 años queda a la misma altura que el límite de los blindajes de los detectores, por lo que se aumenta hasta llegar a la misma altura que niña de 15 años.

El detector de germanio LE Ge está en el interior de una cámara blindada, la geometría de medida es de cubito supino y la distancia del tiroides al detector es de 15 cm.

III. Resultados

Se realizan medidas de calibración en eficiencias de I-131 en tiroides para cuellos simuladores de niños de 1, 5, 10 y 15 años y mujer adulta. La eficiencia (c/?) es el cociente entre la tasa de contaje (cps) y la tasa de emisión (?/s).Las curvas de eficiencia en función de la energía (Figura 2) tienen la misma forma, pero son más eficientes las medidas con menor volumen de tiroides. Para el caso del Fastscan, la altura del cuello del niño de 1 año está en la altura del blindaje de los detectores, y por eso la eficiencia es menor. Las eficiencias del detector LEGe son inferiores a las del sistema Fastscan.

Se realizaron medidas de verificación con los mismos maniquíes y con fuentes de Ba-133 y Cs-137, simuladores de I-131, para validar las calibraciones. La exactitud obtenida (desviación de la actividad medida respecto a la actividad de referencia) fue menor que 0,20 para todos los cuellos medidos en el detector de LEGe y para el Fastscan menor que 0,22.

IV. Conclusiones

El CRC del CIEMAT dispone de calibraciones de eficiencia a escala, para distintas edades, que permiten mejorar la fiabilidad de la actividad medida de radioyodo y realizar evaluaciones dosimétricas más realistas y fiables.

El factor de calibración de eficiencia de detección del I-131 en tiroides depende principalmente del tamaño de la fuente, distancia maniquí-detector y posicionamiento detector-fuente. El sistema más eficiente para esta geometría es el FASTSCAN. La eficiencia del niño de 10 años se mejora aumentando la altura, esto mismo se puede hacer en un futuro para mejorar la eficiencia del niño de 1 año, puesto que la altura del tiroides coincide con el blindaje del detector.

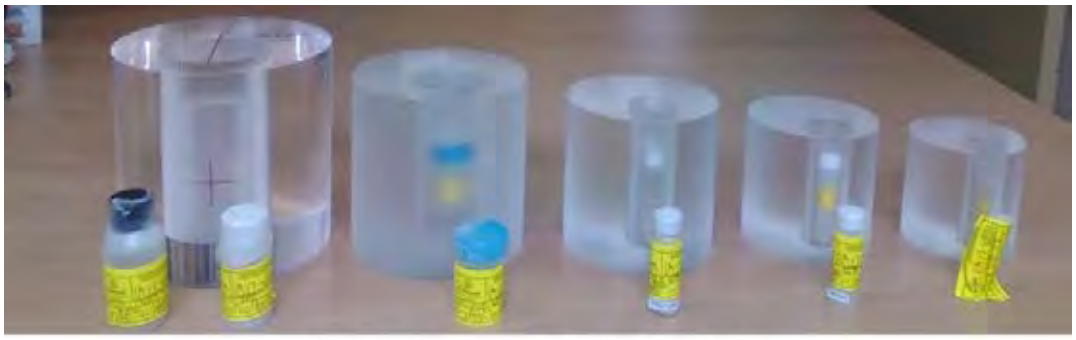


Figura 1: Maniquíes de cuello y tiroides

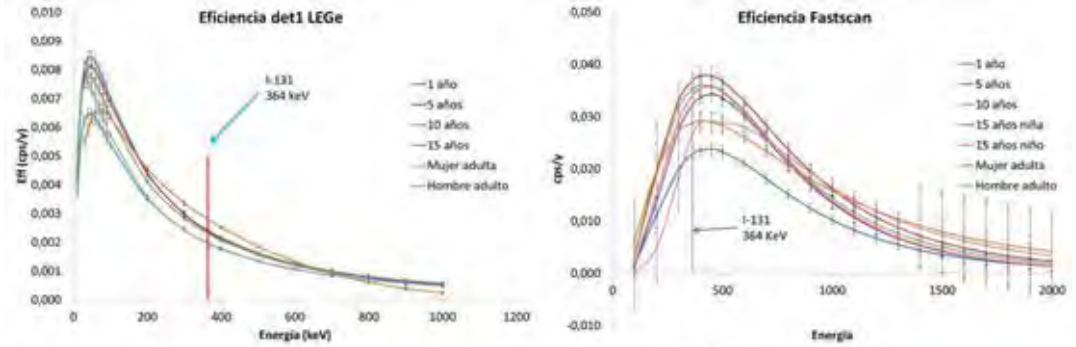


Figura 2: Eficiencias de los detectores para los diferentes cuellos

ID: 01116
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

ESTUDIO DE RANGOS DE TRABAJO Y CALIBRACIÓN DE UNA SONDA DE CAPTACIÓN EN MEDICINA NUCLEAR

Gema Muñiz[1] , Carlos Baeza[1] , Javier Luis[1]

1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

1. Objetivo

Está demostrada la importancia y eficacia de las terapias con el radioisótopo I-131 para tratar enfermedades tiroideas. La individualización de los tratamientos, con el objetivo de optimizar los resultados, se consigue con la aplicación de modelos compartimentales y el uso de medidas experimentales del paciente, que incluyen el porcentaje de captación tiroideo del radioisótopo, para lo cual es frecuente la utilización de sondas de captación [1]. Aunque está bien establecido el procedimiento de dosimetría interna previa al tratamiento también es posible hacer uso de estas sondas para realizar medidas post-tratamiento que permitan conocer cuál es la dosis real absorbida. En este caso hay que resolver el problema de la saturación del detector debido a las altas actividades administradas al paciente. El objetivo del presente estudio es determinar el rango útil de trabajo de la sonda “Captus 3000” en función de la distancia al paciente, calibrando la misma en el intervalo de actividades administradas y con ello eliminar incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida por el tiroides del paciente.

2. Material/Métodos

La sonda viene equipada con un soporte para colocar la fuente a una distancia de hasta 35 cm. Para reducir el número de cuentas que llegan al detector y así evitar la saturación, se aumenta la distancia entre fuente y detector:

$C_{d=k\,A\,f/d^2}$

donde C_d es la tasa de cuentas medidas, A es la actividad de la fuente, f es la fracción de emisión, d es la distancia entre la fuente y el detector y k es una constante que depende únicamente del detector, incluida la eficiencia intrínseca.

Para trabajar a distancias mayores, se ha diseñado un soporte adicional, que ha permitido cubrir un total de 5 distancias (25 cm, 35 cm, 50 cm, 75 cm y 100 cm). Se utilizaron tres fuentes de actividades iniciales 12 mCi, 8 mCi y 2 mCi que, considerando el decaimiento durante 5 semanas, permitieron cubrir un rango de actividades desde 12 mCi hasta 25 ?Ci. Por otra parte, con el fin de aumentar la protección radiológica y disminuir el riesgo de contaminación se modifica la preparación de las fuentes, utilizando muestras líquidas en viales sellados, a diferencia de cómo se preparan para su administración a pacientes que es en recipientes no sellados. Para estudiar la influencia de este cambio de geometría se utiliza una cuarta fuente de 0,5 mCi de actividad, denominada “fuente real”.

3. Resultados

Analizando la relación entre tasa de cuentas y actividad de la fuente (Figura 1), se obtiene que para distancias de 100 cm y 75 cm hay una dependencia lineal
(R2~0.999), no llegando a saturarse el detector. Para una distancia de 50 cm, solo se pueden medir actividades de hasta 10 mCi (R2~0.999) sin alcanzar la saturación. Para 35 y 25 cm se observa claramente un comportamiento no lineal, donde queda patente la saturación del detector, pudiéndose medir actividades máximas de 6 y 3 mCi respectivamente (R2~0.999). Se verifica que la relación entre las pendientes de los distintos ajustes lineales es inversamente proporcional al cociente entre los cuadrados de las distancias, tal y como se esperaba. Los valores observados en las medidas con la “fuente real” se corresponden con los esperados a partir de las líneas de tendencia, con una diferencia inferior al 2%.

4. Conclusiones

Se ha evaluado la respuesta del detector para todo el rango de actividades involucradas en la estimación de la dosis absorbida post-tratamiento por la glándula del paciente hipertiroideo. La calibración del detector llevada a cabo para cada una de las distancias de trabajo permite determinar la captación del tiroides del paciente a partir de la lectura directa del detector. Además, se ha demostrado que el cambio de geometría realizado a la fuente no afecta a las medidas recogidas.

[1] EANM procedure guidelines for therapy of benign thyroid disease. M. P.M. Stokkel, D. Handkiewicz, M. Lassmann, M. Dietlein, M. Luster, Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging, 2010, 37:2218-2228

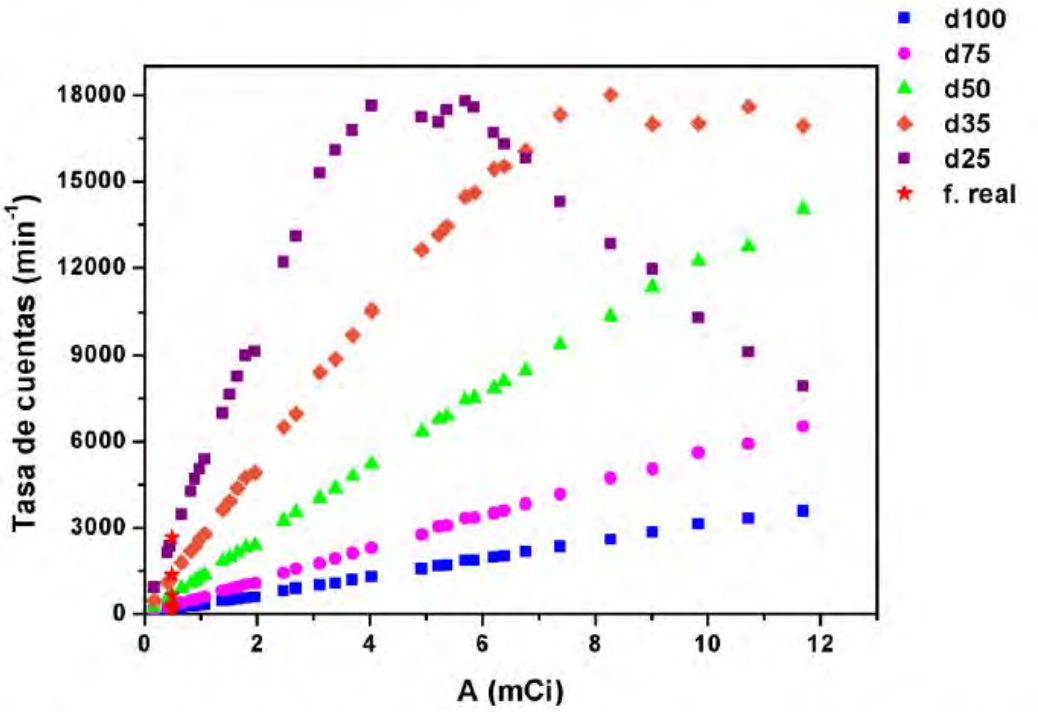


Figura 1: Curvas de calibración del detector Captus 3000 para 5 distancias diferentes (en la leyenda en cm). Se observan zonas de saturación del detector para actividades altas y las distancias más pequeñas.

Distancia (cm)	Actividad máxima (mCi)	Tasa de cuentas (min^{-1})
100	≥ 12	3572
75	≥ 12	6540
50	10	12890
35	6	14158
25	3	13940

Tabla 1: Actividad máxima aproximada para cada una de las distancias de trabajo y tasa de cuentas medidas para esa actividad.

ID: 01193
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Influencia del tiempo en la calibración de las placas radiocrómicas GafChromic EBT3

Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Álvaro A. Fernández Lara[1] , Javier Sánchez Ruipérez[1] , Sofía García Repiso[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Noelia Suárez Álvarez[1] , Carlos Martín Rincón[1]

1) Servicio de Radiofísica y P. R. Complejo Asistencial de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca

Objetivo

Las placas radiocrómicas son utilizadas para la verificación de planes de tratamiento debido principalmente a su alta resolución, así como a la falta de necesidad de revelado, la posibilidad de uso en lugares iluminados y el hecho de poderlas marcar o cortar. Para su uso dosimétrico requieren una calibración previa. En este trabajo se pretende evaluar si dicha calibración es válida para todas las placas del mismo lote a lo largo del tiempo. Para ello se han realizado tres calibraciones del mismo lote a lo largo de varios meses.

Material y métodos

En nuestro centro se utilizan placas radiocrómicas GafChromic EBT3 (Ashland), en las verificaciones dosimétricas de planes en la unidad de tomoterapia helicoidal. Según indicaciones del fabricante, todas las placas del mismo lote son idénticas, por lo que a priori sólo es necesario realizar una calibración por lote, y aplicarla a todas las demás placas de ese mismo lote. Para el último lote (ref. 12291501, con fecha de caducidad en diciembre de 2017), se han realizado tres calibraciones en los meses de julio y septiembre de 2016 y enero de 2017 en diferentes placas de dicho lote. Las placas se han conservado en sus cajas en condiciones de temperatura y humedad adecuadas según instrucciones del fabricante.

Durante la calibración se irradian 12 fragmentos de placa con un campo de 5x5 cm^2 y a una profundidad de 10 cm en agua sólida, con dosis conocidas que varían desde 0 hasta 8 Gy, medidas previamente con cámara de ionización. Entre la irradiación de la placa y su digitalización hay que esperar cierto tiempo para que la coloración de la placa alcance la estabilidad. En nuestro procedimiento dicho intervalo de tiempo está fijado en 24 horas. Tras ese intervalo, se digitalizan en un escáner Epson Expression 10000XL, y se registra el valor medio de pixel (VMP) de una región central de cada uno de los fragmentos con el software *Film Analyzer* de TomoTherapy. Introduciendo los valores de dosis, se obtiene una curva de calibración dosis-VMP, que se ajusta a una función racional (modelo de percolación) con una rutina de MatLab (fig. 1). Dicha curva es utilizada por el software de TomoTherapy para la comparación de las distribuciones de dosis de los planes calculados con los medidos.

Resultados

Las curvas de calibración resultantes de la aplicación del procedimiento descrito a las 3 placas del mismo lote en un plazo de tiempo de 6 meses se muestran en la fig. 2.

Se puede observar que la curva de calibración de las placas radiocrómicas ha variado a lo largo del tiempo, principalmente en las regiones de bajas dosis (< 1 Gy) y de altas dosis (> 3-4 Gy), apreciándose una disminución de la pendiente de la curva completa con el tiempo. La región entre 2 y 3 Gy es más estable, siendo ésta donde se

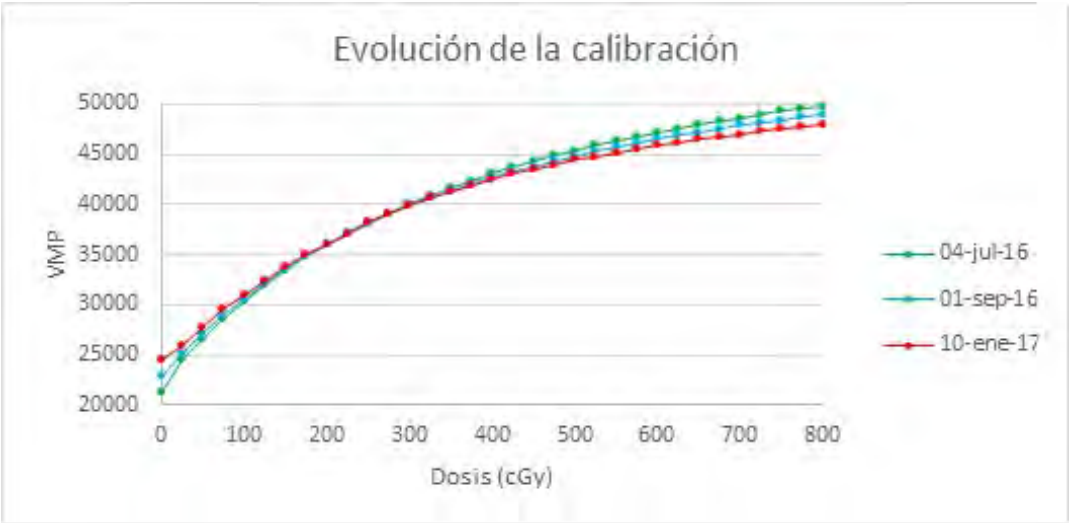
sitúan la mayor parte de los fraccionamientos, por lo que en estos casos no se encontrarán diferencias dosimétricas al usar cualquiera de las curvas de calibración medidas.

En las regiones de baja dosis puede aparecer una sobreestimación (respecto a la dosis real recibida) de hasta un 15%. Para altas dosis, podrán apreciarse infraestimaciones de la dosis de hasta un 20%, lo que debe ser tenido en cuenta si se realizan tratamientos de SBRT, con dosis por fracción altas.

Conclusiones

La calibración de las placas radiocrómicas GafChromic EBT3 es estable en el tiempo en el rango de 2 a 3 Gy, pero fuera de este rango se produce un aplanamiento en la curva. Esto conduce a una sobreestimación para bajas dosis y una infraestimación para altas dosis si no se recalibra periódicamente, aun para placas del mismo lote y respetando la fecha de caducidad y el estado de conservación.





ID: 01206
Tipo: Poster
Área temática: Dosimetría básica y desarrollo de detectores y maniquíes

Estudio comparativo de un nuevo material usado como bolus en tratamientos de radioterapia

Javier Sánchez Ruipérez[1] , Álvaro A. Fernández Lara[1] , Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Sofía García Repiso[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Noelia Suárez Álvarez[1] , Carlos Martín Rincón[1] , Enrique de Sena Espinel[1]

1) Servicio de Radiofísica y P. R. Complejo Asistencial de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca

Objetivo

Para tratamientos de radioterapia donde el PTV se encuentra en zonas muy superficiales, además del uso de fotones de baja energía o de electrones, muchas veces es necesario el uso de un pequeño espesor de un material que se sitúa sobre la piel del paciente, denominado “bolus”. Este material hace que el defecto de dosis de la zona de *build-up* del haz de radiación se produzca en él, homogeneizando así la dosis en piel y permitiendo que el máximo de dosis se sitúe cerca de la piel del paciente, que es donde está localizado el PTV. En este trabajo se realiza una comparación de un nuevo tipo de bolus, fabricado con elastómero plástico, con el bolus de hidrogel usado convencionalmente en tratamientos de radioterapia. Para ello se han realizado medidas a diferentes profundidades con ambos bolus y sin bolus para fotones de baja energía.

Material y métodos

Los bolus empleados para la realización del estudio tienen un espesor de 6 mm y un tamaño de 15 cm x 15 cm.

Uno de los bolus (bolus 1) consiste en un apósito absorbente hidrocelular de hidrogel (Hydrosorb), usado en la clínica para favorecer la cicatrización de heridas. Su uso como bolus se debe principalmente a que está formado por un material similar al agua, con densidad de 1 g/cm^3, y que es fácilmente acoplable a la piel del paciente, aunque presenta problemas cuando existen pliegues u orificios en la piel, generándose cavidades de aire entre piel y bolus, efecto no deseable en términos dosimétricos.

El bolus 2 (empresa Praxis Adaptive) es más innovador y mucho menos empleado en el uso clínico. Su material es TPE (elastómero termoplástico) con una densidad de 0.94 g/cm^3. Al calentarlo se puede amoldar su estructura, por lo que permite fabricar bolus personalizados con una impresora 3D a partir del estudio CT del paciente, no dejando ningún tipo de cavidad de aire entre el bolus y el paciente. En la imagen 1 se puede observar en un corte transversal del estudio CT del paciente, como el bolus 2 (contorno marrón) se adapta a la piel del paciente, incluso con la presencia de orificios (oreja). Otra ventaja de este material es que es reutilizable.

Para realizar las medidas de PDD se ha utilizado un acelerador Clinac 2100 (Varian) con fotones de 6 MV, láminas de RW3 (PTW) de diferentes espesores y dos tipos de cámaras de ionización, una plano-paralela Roos para las medidas más superficiales (< 2.5 cm) y una cámara Farmer de 0,6 cm^3 a partir de 2.5 cm.

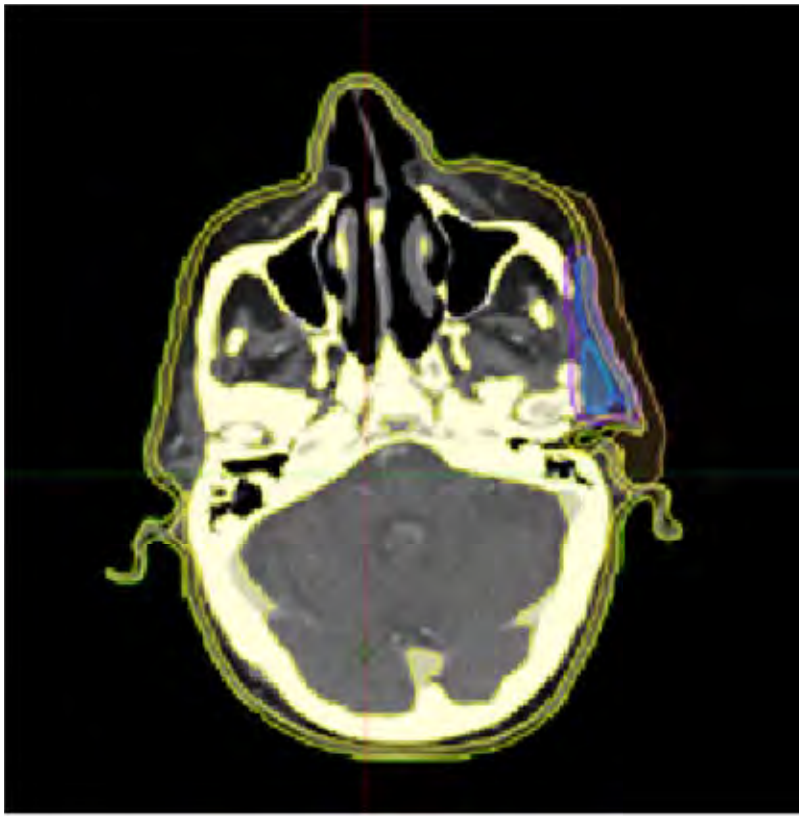
Las medidas se han realizado con un campo de 10x10 cm^2 y 100 UM a una SSD de 100 cm. Las cámaras se posicionaron cada 1 cm entre 3 cm y 10 cm de profundidad, cada 0.5 cm entre 2 cm y 3 cm, y desde 2 cm de profundidad hasta la superficie cada 0.1 cm, para tener una resolución mayor en la zona del máximo.

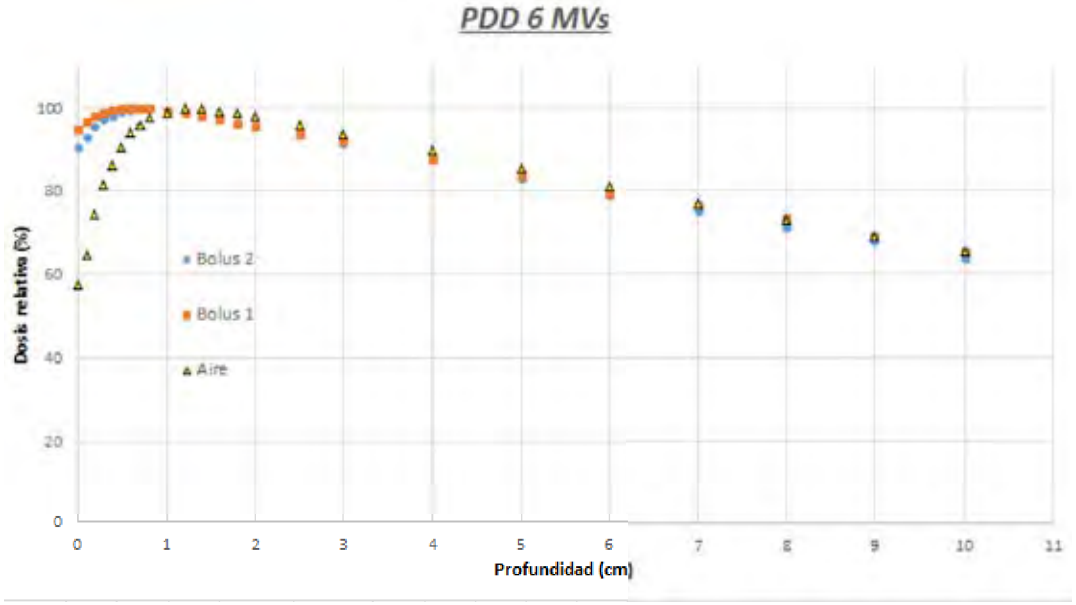
Resultados

En la gráfica 2 se presentan los resultados obtenidos. Las diferencias entre las 3 curvas se aprecian para profundidades menores de 2 cm. El máximo para el bolus 1 está en 0.5 cm y para el bolus 2 está situado a 0.7 cm de profundidad, mientras que para la medida en aire se encuentra a 1.2 cm de profundidad. Como era previsible, la zona de *build-up* es apreciable fundamentalmente en las medidas en aire.

Conclusiones

El material objeto de estudio ha demostrado ser perfectamente válido para su uso como bolus en tratamientos de radioterapia externa, con un comportamiento muy parecido al clásico bolus de hidrogel. Además este nuevo material cuenta con la ventaja de poderse personalizar para cada paciente mediante una impresión 3D obtenida a partir del estudio CT, lo que garantiza la perfecta adaptabilidad del bolus a la piel del paciente, incluso con la presencia de pliegues u orificios. Agradecer a la empresa Praxis Adaptive el bolus usado para este trabajo.





ID: 00841
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Estimación y medida de la dosis superficie de entrada en pacientes de radiología intervencionista

Pedro Ruiz Mazano[1] , Mª Ángeles Rivas Ballarín[1] , Miguel Canellas Anoz[1] , Aznar León Palacios[1] , Pablo Ortega Pardina[1]

1) Salud Aragon. HCU Lozano Blesa. Zaragoza

1 Introducción y objetivo

Se realizaron medidas de dosis en la superficie de entrada (DSE) en pacientes de radiología intervencionista con el objetivo de evaluar la dosis máxima en piel de éstos en función del tipo de procedimiento. Se han utilizado dosímetros calibrados para la dosimetría de pacientes de la empresa GESTISA. Se probó además el sistema SiGeR de GESTISA.

2 Material y método

Durante 2014 y 2015 se realizaron medidas de dosis en la superficie de entrada en pacientes de radiología intervencionista. Se evaluaron 17 procedimientos diferentes. En cada paciente se colocaron 15 dosímetros TLD, repartidos en tres apósitos con 5 TLD cada uno. Se colocaron en las zonas posterior y posterior-oblicuas (derecha e izquierda) del paciente buscando que los dosímetros quedaran en las zonas de la piel que iban a ser más irradiadas. La colocación de los TLD era realizada por el personal de enfermería bajo las indicaciones del radiólogo intervencionista.

Se anotó el kerma en aire en el punto de intervencionismo (KA) y el producto de dosis por área (PDA) mostrado por el equipo de cada paciente.

3 Resultados

En la tabla 1 se muestran los valores obtenidos en función del tipo de procedimiento. Se buscó si existía una relación clara entre el KA y la DSE máxima por procedimiento pero encontramos que hay una gran variación de este parámetro (tanto entre procedimientos como entre pacientes del mismo procedimiento) debido a la gran variabilidad del resto de parámetros de los cuales depende la dosis que reciben los pacientes y también por la dificultad de colocar los dosímetros en el punto de la piel de máxima dosis. En el caso de colon, embolización de vías uterinas, bronquial, cava y otros se observa claramente que los TLD no se han colocado adecuadamente sobre la piel del paciente y han quedado fuera de la zona que recibe la máxima dosis. En los pacientes de próstata, los cocientes KA/DSEmáx fueron 2.38, 2.63 y 4.22. En este caso, este factor puede ayudar al radiólogo intervencionista, visualizando en tiempo real el valor de KA mostrado por el equipo, a predecir los posibles efectos tisulares y a buscar técnicas y formas de reducir la dosis del paciente durante la intervención. Sin embargo, en TIPS ese factor varió entre 3.5 y 26 debido a la mala colocación de los TLD.

Los procedimientos en los que nuestros pacientes recibirían más dosis en piel y en los que podría aparecer algún efecto tisular son Embolización Hepática, TACE, TIPS, próstata y colon.

4 Conclusión

De los valores medidos se desprende que la dosis máxima en piel que pueden recibir estos pacientes puede dar lugar efectos radioinducidos como eritema o quemaduras. En estos pacientes, es recomendable hacer un seguimiento posterior para detectar posible daños en la piel cuando el valor de KA mostrado por el equipo supere los 3 Gy.

El sistema SiGeR resultó útil y de fácil manejo para la gestión de los datos dosimétricos de estos pacientes.

ID: 00900
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

DOSIMETRÍA PERSONAL DE FAMILIARES DE PACIENTES PEDIÁTRICOS INGRESADOS POR TERAPIA CON MIBG

Zulima Aza Villarrubia[1] , Rafael Plaza Aparicio[1] , Carlos Ferrer Gracia[1] , Rodrigo Plaza Núñez[1] , Concepción Huertas Martínez[1] , Antonio Serrada Hierro[1]

1) Servicio Radiofísica - Radioprotección, Hospital Universitario La Paz

OBJETIVO

El objetivo del presente trabajo es evaluar la dosimetría personal de los familiares, habitualmente los padres, de los pacientes pediátricos que ingresan en la planta de Medicina Nuclear para someterse a una terapia metabólica con yodo-131-metayodobenzilguanidina (MIBG). Se han evaluado un total de 45 casos procedentes de 18 pacientes diferentes, que ingresaron desde el año 2005 hasta finales de 2016.

MATERIAL / MÉTODOS

Se han utilizado dosímetros termoluminiscentes (TLD) del CND, siendo su uso exclusivo por los familiares, y leídos posteriormente con los demás dosímetros del personal del hospital. Las lecturas se han comparado con las actividades administradas a los pacientes, así como con la edad de los mismos. El ingreso del paciente se hace el lunes y se entrega un dosímetro por cada familiar que vaya a estar al cuidado, usualmente dos (padre y madre). Se anota a quién pertenece cada dosímetro y se les informa diciéndoles que deben llevarlo colgado durante toda la estancia, es decir toda la semana, teniendo que devolverlo el viernes de esa semana, día del alta. Si tuviera que volver a ingresar de nuevo se repetiría el proceso entregándoles dosímetros que no hubieran sido irradiados previamente. Cada lectura se analiza como un suceso diferente. Los familiares son conscientes de las medidas básicas de protección radiológica que deben seguir, como son el tiempo de permanencia en la habitación, la distancia, y el blindaje siempre que sea posible, ya que las habitaciones están dotadas de pantallas plomadas móviles. Siempre que entren a atender al paciente deben ponerse calzas y guantes. En el caso de que los pacientes utilicen pañales ó los familiares tengan que ayudarles a orinar deberán utilizar además de lo anterior batas plastificadas, manejando los residuos con sumo cuidado y tirándolo en el contenedor plomado, en caso de ser un pañal, para posteriormente llevarlo al almacén de residuos y en el inodoro en caso de ser orina recogida en un recipiente apto para tal uso. Los inodoros de las habitaciones de terapia metabólica están conectados a tres depósitos independientes y su vertido a la red común está controlado por el Servicio de Radiofísica – Radioprotección del Hospital La Paz.

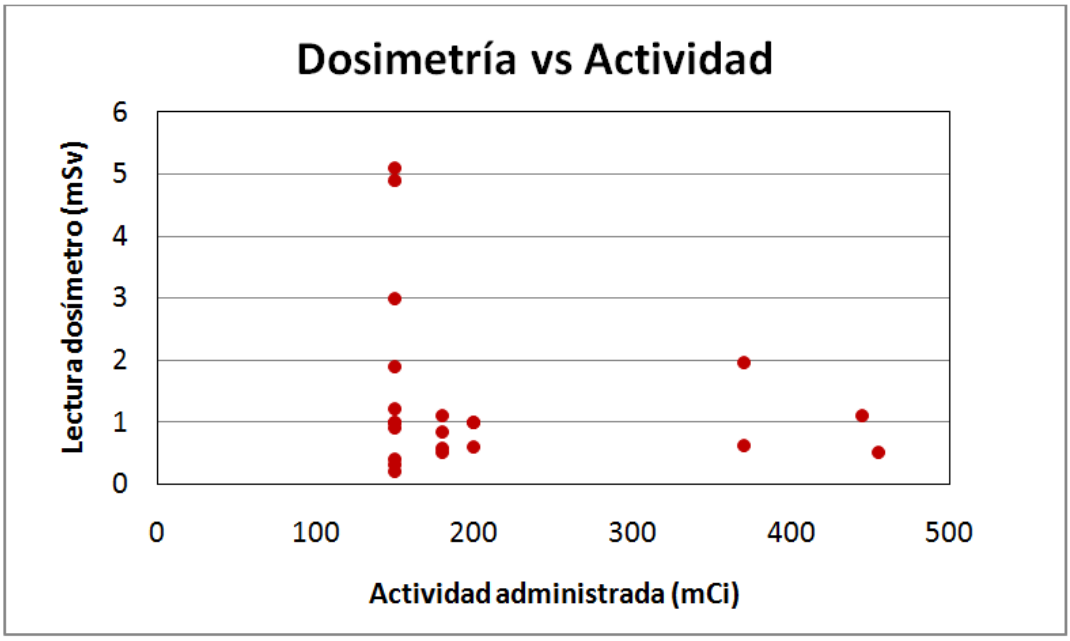
RESULTADOS

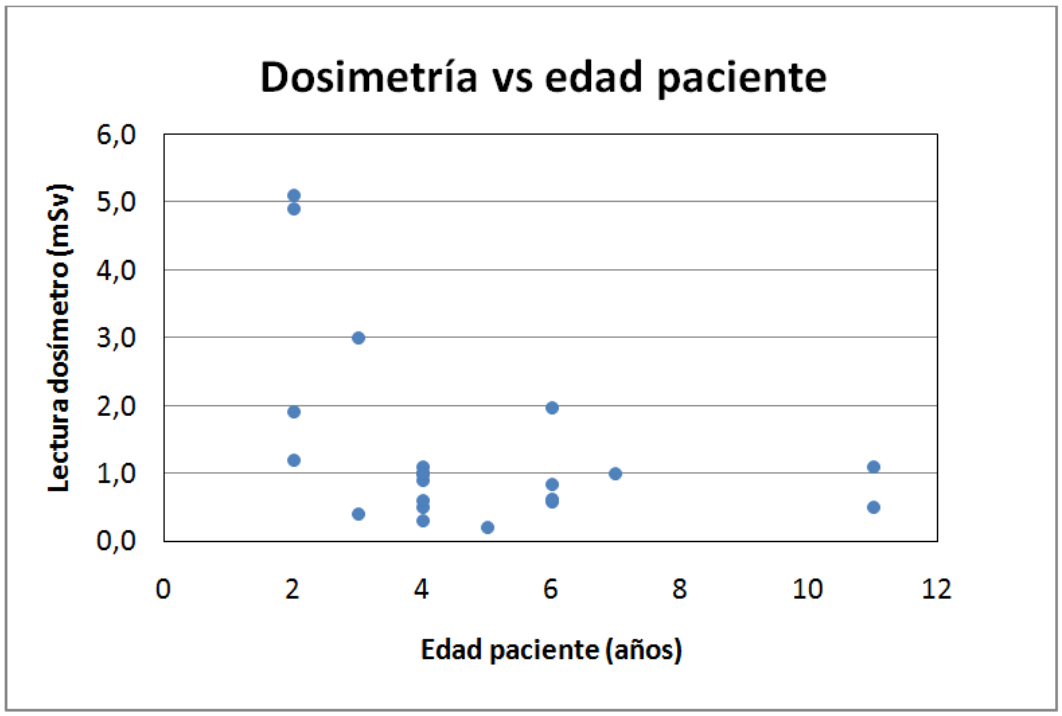
Se ha observado cierta disparidad en las lecturas, siendo la dosis profunda ($H_p(10)$) media de 1,1 ± 1 mSv, la máxima 5,1 mSv y la mínima 0,2 mSv. La media de las lecturas es superior al límite de dosis efectiva para público (1mSv [1]), aunque no supera excesivamente el límite para cuidadores según la IAEA de 5 mSv durante el tiempo de tratamiento [2]. Se encuentra una clara relación de mayor dosis para pacientes de edades más bajas, mientras que no existe ninguna relación entre la lectura del dosímetro y la actividad administrada. Los familiares son conscientes de que los primeros días tras la administración de la MIBG la radiación emitida es mucho mayor, ya que el personal de Protección Radiológica realiza medidas de tasa de dosis cada dos horas aproximadamente para evaluar la captación del radiofármaco.

CONCLUSIONES

Las dosis recibidas por los familiares que están al cuidado de pacientes pediátricos están relacionadas directamente con la dependencia del paciente, de forma que a menor edad más necesidad tendrán de atenderle directamente y durante tiempos más prolongados. Además, se ha observado que de los dos dosímetros que se entregan para los cuidadores, uno de ellos suele registrar una lectura hasta dos veces mayor que el otro. La

protección radiológica es una cuestión de concienciación en gran parte, por lo que el personal del Servicio de Radiofísica – Radioprotección debe implicarse informando a todos los familiares implicados en el cuidado y haciendo un seguimiento de las lecturas de los dosímetros.





ID: 00870
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

DOSIMETRÍA CON ELECTRONES EN LOCALIZACIÓN SUPERFICIAL EN PRESENCIA DE UNA LÁMINA DE PLOMO

Roberto Berenguer Serrano[1] , Victoria de la Vara Olivas[1] , Ana Teresa Núñez Quintanilla[1] , Miguel Rivera Jiménez[1] , Maria Victoria Villas Sánchez[1] , Sebastià Sabater Martí[1]

1) Servicio de Radioterapia - Hospital General de Albacete

Objetivo:

El objetivo de este trabajo fue conocer de manera práctica cual sería la dosimetría de un campo de tratamiento concreto de electrones de energía nominal 6 MeV en un acelerador Siemens Primus en función de la profundidad a la que se coloca una lámina de plomo de 1 mm de espesor.

También será objetivo de este trabajo conocer el tejido equivalente que se debería emplear para evitar el efecto de los electrones retrodispersados.

Este estudio evaluó esta dosimetría a través de una simulación Monte Carlo de un linac Siemens Primus de energía de electrones E6 nominal y se validó mediante medidas experimentales con película radiocrómica EBT3.

Material y Método:

La simulación MC se realizó mediante el código penEasy 2014-06-09. Se generó un espacio de fase para un campo nominal de 10x10 cm2, SSD de 100 cm y energía E6 MeV para adaptarlo a las medidas experimentales del linac (ajuste de PDDs y perfiles medidos con diodo) cuyo R50% es de 23,7 mm. Por otro lado el montaje experimental se realizó con plastic water®, lámina de 1 mm de plomo y película radiocrómica EBT3. Esta película fue calibrada utilizando el método de los 3 canales elaborado por nuestro grupo.

Resultados:

Tras ajustar el cálculo Monte Carlo a las medidas realizadas con el diodo, la coincidencia del resto de las simulaciones con las medidas realizadas con película radiocrómica estuvo dentro de las incertidumbres asociadas al cálculo MC.

El mayor efecto se observa cuando la lámina de plomo se coloca a 1 cm de la superficie (figura). Se trata de una dosimetría poco ortodoxa puesto que el punto de prescripción se debe modificar con respecto a una dosimetría stándard de electrones, sin embargo en función de la geometría del caso a tratar, puede que sea inevitable. El efecto de los electrones retrodispersados incluso alcanza la superficie del paciente en el caso de que la lámina esté a 1 cm de profundidad (figura).

Además, la introducción de 1 mm de Pb tampoco atenúa totalmente la radiación incidente con lo que la dosis en la zona contigua debería también ser tenida en cuenta ante posibles restricciones que se impongan. Esto conllevaría

al empleo de un grosor de lámina de plomo mayor.

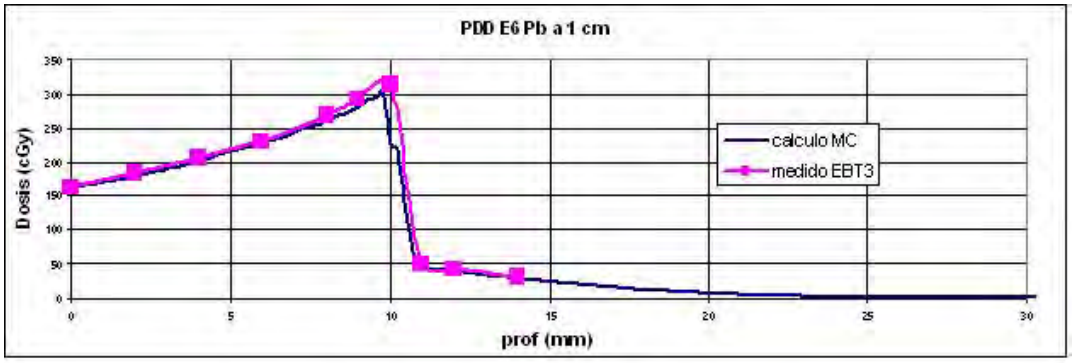
La tabla muestra como el “electron backscatter factor” (EBF) es aproximadamente constante con la profundidad de la lámina de Pb. Esto concuerda con los resultados de otros autores que indican que este factor es relativamente constante a partir de cierto nivel de energía.

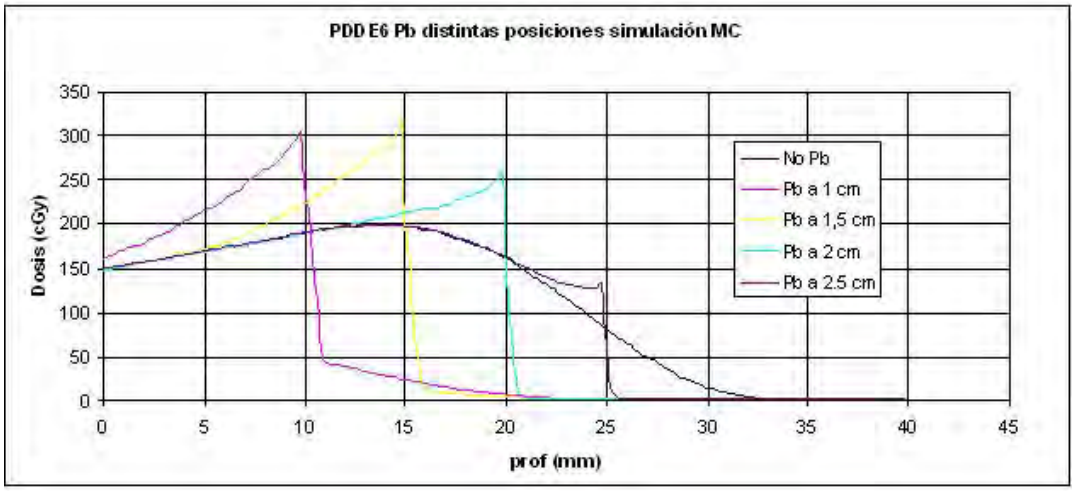
Sin embargo, la longitud del efecto, es decir la distancia desde el pico de backscatter hasta que la influencia en el PDD queda por debajo del 2% con respecto al PDD sin lámina de plomo, sí que cambia de manera importante con la profundidad de la lámina, lo cual se justifica por la diferente energía del haz de electrones a las distintas profundidades (figura).

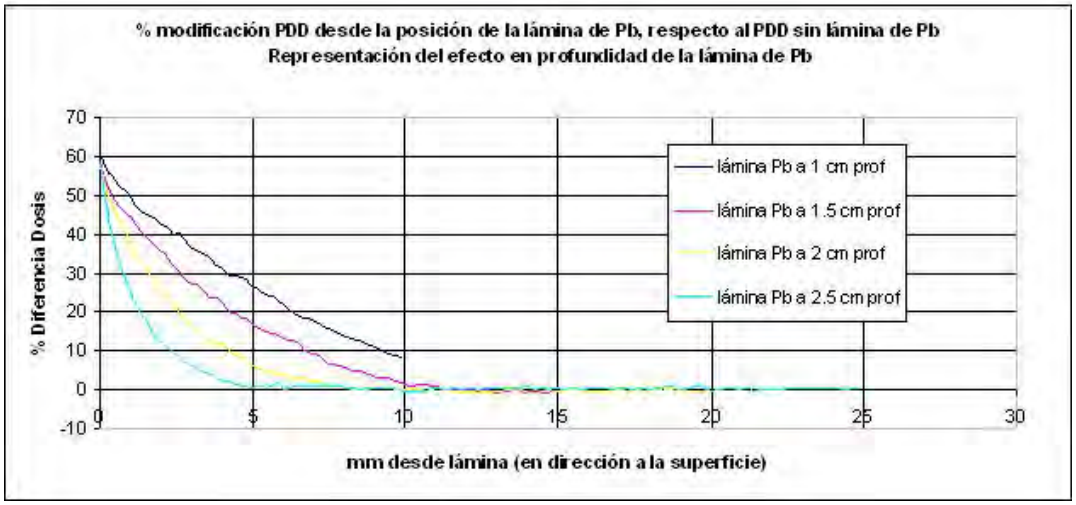
El efecto de la longitud en el caso de la lámina a 10 mm de la superficie se indica como 10+X mm puesto que como se observa en la figura, el efecto no es nulo en la misma superficie del paciente.

Conclusiones:

La presencia de la lámina de plomo altera la dosimetría habitual. Esto conlleva la obligatoriedad de modificar la prescripción de dosis puesto que la dosis absoluta cambia radicalmente (por ejemplo, para impartir 2 Gy en el máximo, se estarían impartiendo hasta 3,13 Gy o 3,17 Gy cuando la lámina está a 1 o 1,5 cm de profundidad respectivamente).







PROFUNDIDAD DE LA LÁMINA DE PLOMO (mm)	PICO MÁXIMO DE RETRODISPERSIÓN (cGy)	DOSIS EN ESE PUNTO SIN LÁMINA	EBF	LONGITUD DEL EFECTO (mm)
10	304,71	189,53	1,61	10,0 + X
15	316,02	198,42	1,59	9,8
20	257,21	162,90	1,58	7,2
25	133,40	84,21	1,58	4,4

Tabla 1

ID: 00944
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Control de calidad del MLC Agility para campos estáticos

Fernando Tato de las Cuevas[1]

1) Hospital Universitario de Canarias (Tenerife)

Introducción

El control de calidad de los MLC es uno de los puntos claves en los controles de calidad de los acelerador lineales (LINACs). El MLC Agility (Elekta) tiene unas propiedades diferentes a la mayoría de los MLC más comunes, como es la menor transmision entre láminas. El objetivo del trabajo es la verificación del posicionamiento de las láminas del MLC Agility para campos estáticos empleando el sistema de imagen portal (EPID) y realizar esta tarea de una manera rápida y precisa.

Material y métodos

El LINAC es un Elekta Synergy con un MLC Agility y fotones de energía 6 MV. Se ha desarrollado un software en MATLAB con varios puntos a resaltar:

- Se ha empleado el software iCOMCAT de Elekta para generar y enviar los test de bandas con múltiples segmentos como un tratamiento único, por ser más rápido que el crear e irradiar un haz por cada segmento. Debido a que con el software iView de Elekta es difícil la adquisición de una imagen completa para cada segmento por no ser suficientemente rápido, se emplean correcciones de fluencia de estos segmentos, para así poder evitar valores de píxel (VP) erroneos: a) En un campo abierto de 23x23 se adquiere un perfil horizontal y es medido el %VP (en el centro de cada futuro segmento), este % es relacionado con el VP de un segmento de referencia. b) Se mide el valor medio de píxel en el centro de cada segmento del test de bandas y se obtiene el % VP relacionado con el VP del segmento de referencia. c) Se reescala la imagen de cada segmento para obtener el % VP (respecto del segmento de referencia). Finalmente se realiza la suma de las imágenes.
- Con el fin de obtener una referencia después de realizar la calibración del MLC, se adquieren una serie de segmentos de 2x20 cm (cross-plane x in-plane) para formar la serie de imágenes de tests de bandas con gaps desde 1.2 a 3 mm.
- Para la corrección de la angulación del colimador se emplea el método de retroproyección filtrada, por ser complejo el empleo de la transmisión entre láminas, y debido a la menor transmisión interláminas que otros MLC, como puede ser el Millenium de Varian.
- Para la localización del centro de radiación (CR) del EPID se emplea una bandeja del LINAC con una marca radioopaca centrada. Se obtienen 4 campos de 20x20 cm con esta bandeja a 4 angulos de colimador. El CR se determina a gantry 0º detectando la posición de la marca en cada imagen y obteniendo el promedio. Se obtienen imagenes de la bandeja a diferentes ángulos de gantry y para 0º de colimador, de manera que solamente una imagen es empleada en la detección del CR. Este método es más rápido que el empleo de los límites de campo, donde al menos dos imágenes a diferentes ángulos de colimador son adquiridas para cada ángulo de gantry.

Para la validación del software se realizan medidas de la posición del campo luminoso y se obtienen test de bandas con películas radiográficas Kodak EDR para ser analizados mediante el software de análisis de películas RIT.

Resultados

Las diferencias en las posiciones de las láminas comparadas con la película y con el campo luminoso están por debajo de 0.1 y 1 mm, respectivamente. La adquisición y análisis de un test de bandas requiere menos de 4 min.

Conclusiones

La metodología empleada analiza el test de bandas del MLC Agility de una manera rápida y precisa.

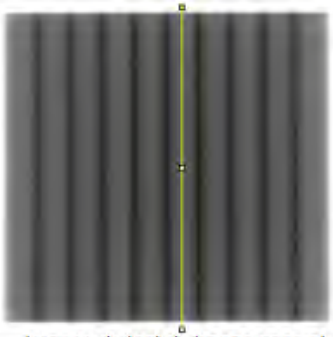


Imagen de test de banas para el MLC Agility (Elekta).

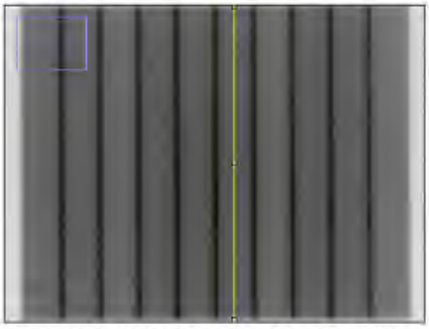
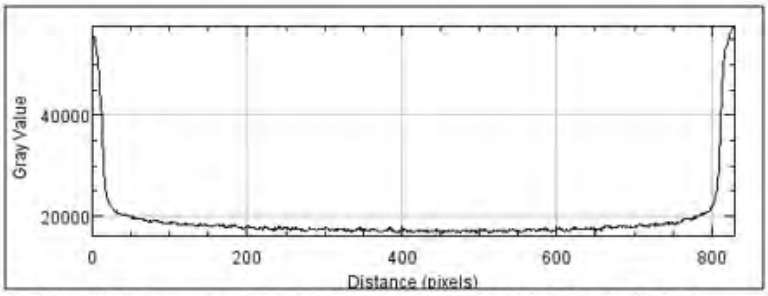
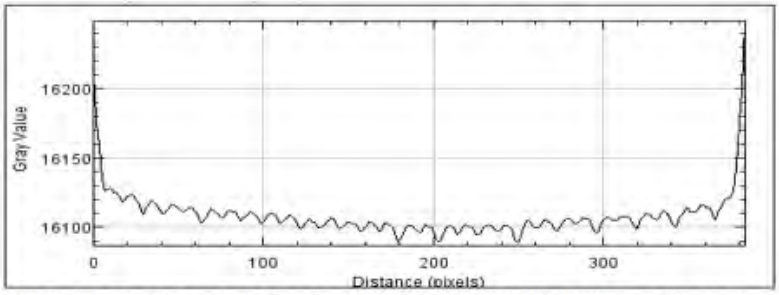


Imagen de test de bandas para Millenium MLC (Varian).



Perfil vertical para una imagen de test de bandas del MLC Agility (Elekta).



Perfil vertical para una imagen de test de bandas del MLC Millenium (Varian).

ID: 00871
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

CÁLCULO DE LA ATENUACIÓN DE LA MESA DE BRAINLAB PARA LA REALIZACIÓN RT ESTEREOTÁXICA FRACCIONADA

Roberto Berenguer Serrano[1] , Victoria de la Vara Olivas[1] , Ana Teresa Núñez Quintanilla[1] , Miguel Rivera Jiménez[1] , Maria Victoria Villas Sánchez[1] , Sebastià Sabater Martí[1]

1) Servicio de Radioterapia - Hospital General de Albacete

Introducción:

El objetivo de este trabajo es evaluar la atenuación que genera la mesa que proporciona Brainlab para la realización de los tratamientos de Radioterapia Estereotáxica Fraccionada (RTEF). Esta mesa está diseñada para servir como base para las máscaras de cabeza y cuello que se utilizan para esta técnica. Sin embargo, observamos en las imágenes CT que la mesa posee una zona de alta densidad que algún caso podría interferir en el camino del haz de radiación y modificar la dosimetría calculada por el planificador iPlan RT Dose v4.1.4. Además este software proporciona, en principio, herramientas para mitigar esa atenuación extra y que corregirían con algún factor de atenuación.

Material y Método:

Para realizar este trabajo se empleó por un lado el software de planificación de Brainlab iPlan RT Dose v4.1.4 para hacer el cálculo. En cuanto al procedimiento experimental, se empleó un maniquí de metacrilato que se adecuaba a nuestras necesidades que posee cavidades para cámara PTW 31013 de volumen 0,125 cm3 (figura). Al conjunto mesa maniquí se le realizó un CT y sus imágenes se transfirieron al planificador donde se simularon diferentes haces de tratamiento viables desde el punto de vista clínico. Esa misma disposición obviamente se reprodujo en el acelerador donde se impartieron los haces planificados.

La cámara de 0,125 cm3 previamente se calibró frente a nuestra cámara de referencia de 0,6 cm3 modelo PTW 30013 en un campo de 5x5 cm2. También se planificaron ciertos haces con incidencias que no atraviesan la mesa que sirven de medidas de control. Las tres imágenes siguientes muestran el dispositivo de medida.

Resultados:

Los resultados se muestran en la tabla 1. En primer lugar observamos que las correcciones de mesa que hace Iplan RT Dose no sirven para corregir la atenuación puesto que lo único que hace es introducir un factor genérico y como se observa la atenuación es dependiente de la orientación del haz de radiación. En segundo lugar observamos los elevados factores de atenuación entorno a la zona de refuerzo de la mesa que aparece como una zona de mayor densidad en el CT. Por último observamos unos niveles de atenuación de la mesa en los lugares que se evita el refuerzo que están entorno al 2% dependiendo de la cantidad de mesa que atraviesan.

Conclusiones:

La conclusión es que hay que evitar por todos los medios la zona de refuerzo de la mesa de RTEF de Brainlab que puede provocar atenuaciones de prácticamente el 11% en algunos casos. Estos valores coinciden con los obtenidos por el trabajo de Navarro y colaboradores [1]. Se podría utilizar la correción de mesa “ICT Frameless Extension” pero a su vez siempre vigilando evitar el refuerzo. No se aporta una región de ángulos concreta a evitar puesto que dicha región depende de la colocación del volumen a irradiar.





Gantry (°)	Mesa (°)	Dosis Iplan sin corrección mesa (Gy)	Dosis Iplan con corrección mesa “ICT Frameless Extension” (Gy)	Dosis Iplan con corrección mesa “Imaging Couch Top” (Gy)	Dosis medida (Gy)	Diferencia Dosis Iplan sin corrección frente a Dosis medida (%)
0	90	2,05	2,05	2,05	2,038	-0,6
180	90	2,02	1,99	1,95	1,816	-10,1
150	90	2,02	1,99	1,94	1,799	-10,9
140	90	2,02	1,99	1,95	1,983	-1,8
130	90	2,04	1,98	1,96	1,991	-2,4
180	0	2,02	1,99	1,95	1,814	-10,2
220	0	2,03	1,99	1,91	2,002	-1,4

ID: 00958
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

CREACIÓN DE UN PROGRAMA DE CÁLCULO INDEPENDIENTE DE DOSIS EN BRAQUITERAPIA HDR CON FUENTE DE Ir-192

Roberto Berenguer Serrano[1] , Victoria de la Vara Olivas[1] , Ana Teresa Núñez Quintanilla[1] , Miguel Rivera Jiménez[1] , Maria Victoria Villas Sánchez[1] , Sebastià Sabater Martí[1]

1) Servicio de Radioterapia - Hospital General de Albacete

Objetivo:

El objetivo de este trabajo es la elaboración de un programa para la verificación del cálculo de dosis realizado por el planificador Oncentra v4.5.2 para BQ HDR con fuente de Ir-192, en particular el modelo mSelectron v2r. Además, el objetivo del mismo es agilizar el proceso de verificación evitando la introducción manual de datos. Se realizaron 2 programas distintos: uno para tratamientos de BQ en general donde se importa prácticamente toda la información del fichero DICOM RT Plan y en el que se tiene en cuenta la orientación de la fuente. El 2º programa, exclusivo para BQ ginecológica simple (cilindro vaginal) en la que se aplica siempre el mismo template, se implementó sin necesidad de importar datos de coordenadas de las posiciones de parada, ni las posiciones de los puntos de prescripción y así intentando importar la menor información posible del planificador.

Material y Métodos:

Para realizar el programa se utilizó MATLAB vR2013b y la información a introducir en el programa se extrajo del fichero “DICOM RT Plan”. El formalismo utilizado fue el del TG43-U1. Existen dos modelos de programa, uno más general y otro adaptado exclusivamente a tratamientos de BQ ginecológica con cilindro vaginal. El 1º programa rastrea el fichero DICOM en el directorio indicado y solicita al usuario la introducción de TKRA de la calibración, fecha y hora de la calibración y fecha y hora del tratamiento. De esta forma se evita tomar el dato directamente del planificador. El resto de información es extraída del fichero DICOM como las coordenadas de la posición de la fuente, las coordenadas de los puntos de prescripción y el tiempo de parada de cada posición de la fuente. El 2º programa no importa ni las coordenadas de las posiciones de la fuente ni las coordenadas de los puntos de prescripción. En este caso de BQ ginecológico de cilindro vaginal se utiliza siempre el mismo template que sólo varía en función del diámetro del mismo y de la longitud de carga activa. Así, el programa solicita, además de lo comentado anteriormente, el diámetro de cilindro y longitud activa. Así, se cargan automáticamente unas coordenadas establecidas en el template.

En el primer programa sí se calculó el ángulo J entre la fuente y el punto de cálculo. Se tuvo en cuenta por tanto la orientación de la fuente para el cálculo de dicho ángulo. Para ello, se calculó el vector entre la posición de fuente concreta y la anterior (para el caso de la primera posición de parada el vector se calculó entre la primera y la segunda posición de parada).

Finalmente el programa genera un fichero de salida en formato txt que contiene los datos demográficos, TKRA, fechas, longitud de referencia y un listado con la dosis en cada punto de prescripción con la dosis calculada por el planificador Oncentra junto con la dosis calculada por este procedimiento independiente y la diferencia entre ambos datos.

Resultados:

A modo de resultado mostramos el cálculo independiente en 2 casos particulares, el 1º con un tratamiento de BQ ginecológica de cérvix (Figura 1) y el 2º de BQ con cilindro vaginal (Figura 2).

En todos los pacientes verificados hasta la fecha, encontramos diferencias inferiores al 2% que es la tolerancia indicada por el R.D. 1566/1998.

En el segundo programa, gracias a la carga de coordenadas independiente entre el planificador y el programa de calculo manual, se puede detectar algún error a este respecto, por ejemplo si se coloca el origen de coordenadas en una localización errónea.

Conclusión:

Se ha elaborado un programa para el cálculo independiente de la dosis de tratamientos de BQ HDR. El objetivo es que fuera ágil y que tuviera en cuenta la orientación de la fuente, cosa que no ocurría en los que habíamos utilizado hasta ahora.

Los resultados obtenidos se encuentran dentro de tolerancia cumpliendo así con lo establecido en el programa de garantía de calidad sobre los tratamientos de BQ.

RESUMEN CALCULO TIEMPO TRATAMIENTO BRAQUITERAPIA:

Nombre del paciente : XXXXX
Apellidos del paciente : XXXXX XXXXX
Número de historia : xxxxx
Nombre del plan : SESION5
Dosis Total : 6.50 Gy
Número de sesiones : 6
Número de aplicadores : 3
TKRA de calibracion : 4.4020 cGym2/h
fecha calibracion : 30 04 2015 10 00
TKRA de tratamiento manual : 1.9213 cGym2/h
fecha tratamiento manual : 27 07 2015 17 22
TKRA de tratamiento Oncentra: 1.9145 cGym2/h
fecha tratamiento Oncentra : 2015 07 27
hora tratamiento Oncentra : 17 22 30

longitud de los aplicadores :
1 1500.0
2 1500.0
3 1500.0

Punto Prescripcion #	DosisOncentra (cGy)	DosisCalculada (cGy)	Diferencia %
1	528.22	527.97	-0.05
2	502.42	502.06	-0.07
3	615.29	615.37	0.01
4	556.38	556.14	-0.04
5	567.94	567.63	-0.06
6	567.75	567.43	-0.06
7	537.17	536.82	-0.06
8	531.10	530.77	-0.06
9	572.92	572.93	0.00
10	524.20	523.77	-0.08
11	551.49	551.30	-0.04
12	568.19	568.13	-0.01
13	564.77	564.86	0.02
14	544.03	544.12	0.02
15	512.35	512.32	-0.01
16	521.45	521.08	-0.07
17	552.41	552.17	-0.04
18	571.16	570.93	-0.04
19	576.90	576.79	-0.02
20	569.64	569.66	0.00
21	549.96	549.17	0.04
22	515.26	515.31	0.05

Figura 1

RESUMEN CALCULO TIEMPO TRATAMIENTO BRAQUITERAPIA:

Nombre del paciente : xxxxxxxx
Apellidos del paciente : xxxxxx xxxxxx
Número de historia : 000000
Nombre del plan : SESION2
Dosis Total : 6.00 Gy
Número de sesiones : 6
Número de aplicadores : 1
Longitud activa cilindro : 2.5
Diámetro del cilindro : 3.5
TKRA de calibracion : 4.4110 cGym2/h
fecha calibracion : 18 08 2015 11 03
TKRA de tratamiento manual : 2.3687 cGym2/h
fecha tratamiento manual : 23 10 2015 16 30
TKRA de tratamiento Oncentra: 2.3687 cGym2/h
fecha tratamiento Oncentra : 2015 10 23
hora tratamiento Oncentra : 16 30 00

longitud de los aplicadores :
1 1500.0

Punto Prescripcion #	DosisOncentra (cGy)	DosisCalculada (cGy)	Diferencia %
1	467.64	463.60	-0.86
2	665.52	661.56	-0.60
3	652.90	650.89	-0.31
4	619.51	620.32	0.13
5	600.08	602.36	0.38
6	598.73	602.15	0.57
7	616.76	621.40	0.75
8	613.01	616.86	0.63
9	565.85	570.10	0.75

Figura 2

ID: 00981
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Evaluación de un algoritmo Collapsed Cone en un software comercial para dosimetría in vivo portal

Jose Gimeno Olmos[1] , Blanca Ibáñez Roselló[1] , Mar Adrià Mora[1] , Jorge Bonaque Alandí[1] , Vicente Carmona Meseguer[1] , Françoise Lliso Valverde[1] , José Pérez Calatayud[1] , José Pérez Calatayud[2]

1) Hospital Universitari i Politècnic La Fe 2) Hospital Clínica Benidorm

Objetivo

Dosimetry Check (DC) (Math Resolutions, Columbia, MD, USA) es un software comercial que realiza dosimetría portal volumétrica, tanto en pre-tratamiento como en tránsito. Constituye una herramienta de interés para la verificación de tratamientos, debido al beneficio que aporta la dosimetría *in vivo*, que garantiza la constancia en la administración del tratamiento y en la anatomía.

En este estudio se han evaluado las prestaciones de un algoritmo de tipo Collapsed Cone (CC) recientemente introducido en DC, comparándolo con el Pencil Beam (PB) disponible hasta ahora y con un sistema de planificación (SP) convencional así como con medidas con cámara de ionización.

Material / Métodos

La versión comercial de DC (v.4.11) ha pasado la autorización de la FDA y el marcado CE sólo para el algoritmo PB. El algoritmo CC se está usando en una versión de evaluación (v.5.1), no clínica.

Para comprobar si el algoritmo CC considera correctamente las heterogeneidades, las medidas se realizaron en el maniquí “IMRT Thorax Phantom” (CIRS, Norfolk, VA, USA), que simula un tórax humano con zonas de densidad hueso, tejido y pulmón. Este maniquí dispone de varias cavidades con sus correspondientes insertos para realizar medidas con cámara de ionización.

Se generaron seis planes, de manera similar al trabajo ya publicado para el comisionado del algoritmo PB (Phys Med 30: 954-9). Tres de ellos con el isocentro en el centro del maniquí (isocentro A, densidad equivalente a tejido): (1) cuatro campos estáticos y abiertos 10×10 cm, en configuración de “box”, (2) un campo rotacional 10×10 cm, (3) un plan típico de tratamiento de pulmón (paciente A); y los otros tres planes centrados en el pulmón izquierdo del maniquí (isocentro B, densidad equivalente a pulmón): (4) y (5) equivalentes a (1) y (2) respectivamente, y (6) un plan típico de tratamiento de pulmón (paciente B).

Los planes fueron administrados por un acelerador Clinac iX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA), equipado con un EPID aS1000, se adquirieron las imágenes de cine que fueron después convertidas a fluencia por DC para finalmente calcular la dosis con los algoritmos PB y CC. Los planes se calcularon también en el SP Eclipse v.13.0 (Varian) con algoritmos AAA y AcurosXB.

Se midió la dosis en el punto del isocentro para cada plan, con una cámara de ionización PinPoint modelo 31006 (PTW, Freiburg, Germany), y se comparó con las dosis calculadas. Además, las distribuciones 3D de dosis calculadas por DC se compararon con las del SP (para el algoritmo AcurosXB) usando un análisis gamma 3D con criterio 3% global / 3 mm, para la estructura definida por la isodosis del 95%.

Resultados

Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 1. Como se esperaba, el algoritmo CC mejora los resultados obtenidos con PB, sobre todo en los planes con isocentro B para los cuales las heterogeneidades tienen mayor repercusión. En el isocentro A, la diferencia media mejora de 0.6% para PB a -0.2% para CC, mientras que para el isocentro B mejora de 6.5% a -0.8%. También se observa una mejora significativa en el análisis gamma. La Figura 1 muestra un ejemplo de distribución de dosis.

Cabe destacar que el tiempo de cálculo para el algoritmo CC es prohibitivo en la versión actual, del orden de varias horas, lo cual hace que este algoritmo no sea adecuado para la verificación rutinaria de pacientes. Se espera que el fabricante mejore este aspecto introduciendo un cálculo en GPU.

Conclusión

La posibilidad de la evaluación *in vivo* y la potencialidad de este sistema tienen un impacto muy positivo en la mejora del QA de pacientes. El algoritmo CC proporciona resultados mucho mejores en casos donde las heterogeneidades son relevantes, pero lo hace al coste de un tiempo de cálculo mucho mayor. Además, desde el punto de vista del usuario del software, sería conveniente una mejora en la integración de DC con el sistema de registro y verificación.

Tabla 1. Dosis medida con cámara de ionización, diferencia de dosis (%) para el cálculo con DC y Eclipse, y porcentaje de puntos que pasan el análisis gamma 3D (3% global / 3 mm) para la estructura definida por la isodosis del 95%.

			Medida *D* (Gy)	Diferencia de dosis (%)				Índice Gamma (%)	
				Eclipse		Dosimetry Check		Dosimetry Check	
Iso	Plan	Tipo		AAA	AcurosXB	PB	CC	PB	CC
A	1	Box	6.335	-0.5	-2.7	1.1	-0.2	61.9	89.1
	2	Arco	1.596	-1.5	-2.8	0.2	-0.7	67.2	93.6
	3	Paciente A	2.547	-1.3	-0.8	0.4	0.2	65.5	78.2
B	4	Box	6.836	-3.2	-2.2	5.2	-0.8	15.9	99.8
	5	Arco	1.690	-4.4	-2.8	3.6	-2.2	18.5	98.7

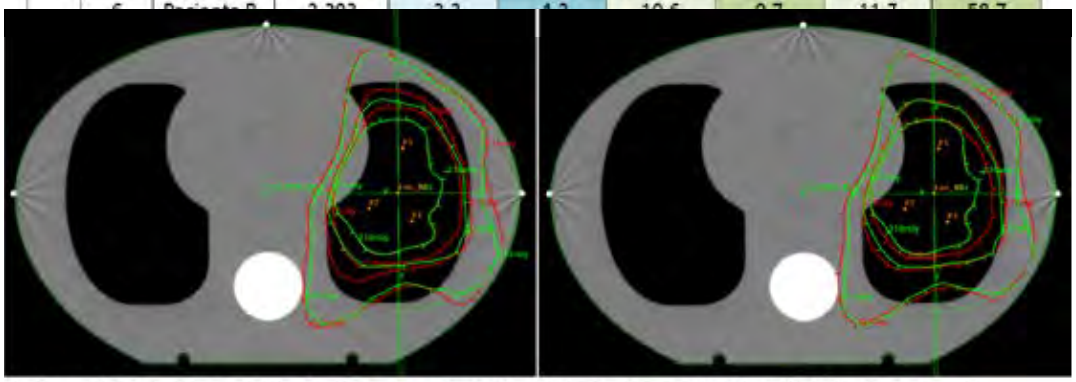


Figura 1. Distribución de dosis para el plan del paciente B (rojo = DC, verde = Eclipse AcurosXB). A la izquierda con algoritmo Pencil Beam, a la derecha con Collapsed Cone.

ID: 00984
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Coincidencia luz-radiación en LINACs con el sistema de imagen portal

Fernando Tato de las Cuevas[1] , Carlos Garrido Bretón[1] , Eduardo Jose Nuñez Cumplido[1]

1) Hospital Universitario de Canarias (Tenerife)

Objeto

La verificación de la coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación (**CLR**) en los LINACs (aceleradores lineales de electrones), es una parte importante en los programas de control de calidad. Sin embargo, su análisis a menudo no resulta tan rápido y eficiente como sería deseable. En este trabajo se presenta un método de realización y análisis de la prueba de coincidencia luz-radiación empleando el sistema de imagen portal (**EPID**) y un software propio (denotado en adelante como ***IHS***) para analizar los resultados de la prueba de forma rápida y precisa.

Material y métodos.

Se emplea un CLINAC 2100 con multiláminas Millenium con fotones de 6MV y un sistema de imagen portal (EPID) con una resolución de 512x384 píxeles.

La adquisición de la imagen se realiza en las siguientes condiciones:

- Distancia foco-superficie del EPID de 100cm.
- Se sitúa un papel con una cruceta dibujada y una marca radiopaca en el centro, sobre la superficie del EPID, haciéndose coincidir la cruceta dibujada con la proyección luminosa del crosshair del cabezal.
- Los tamaños de campo analizados son 10x10 y 20x20cm, colimados con las mordazas principales y empleando una fluencia de 5UM.
- Se sitúan monedas de 2 o 5 céntimos de euro con sus bordes coincidentes con los límites del campo de luz en el interior del mismo.
- La imagen obtenida con el EPID se exporta a través de la red ARIA para su posterior análisis.

Para realizar el análisis se desarrolla un software propio en MATLAB que permite:

- Corregir rotaciones de la imagen para ángulos mayores de 0.1º.
- Encontrar las posiciones los límites de campo de radiación (**LCR**), empleando el 50% del valor del pixel (VP) respecto del valor central.
- Para detectar el borde de la moneda se adquieren 3 perfiles paralelos a los límites de campo y a distintas distancias del LCR. Los perfiles se obtienen en la zona cercada a la moneda para reducir las inhomogeneidades. Se buscan los puntos en el borde de la moneda con el 50% del VP. Los 6 puntos pertenecientes al borde de la moneda se emplean para determinar el centro y el radio de la misma mediante transformaciones geométricas. De esta forma se obtiene el la posición del límite de campo de luz (**LCL**).

Para la validación del método y algoritmo de análisis desarrollado se realiza la prueba de CLR mediante dos métodos:

1. **1.** Con el sofware Image J se analizan las mismas imágenes que con el EPID. Se calculan los LCR a partir de 50% del VP. Los LCL se estiman a partir del centro y radio de cada una de las monedas.

2. Con película radiográfica y para los mismos tamaños de campo. Los LCL se marcan en la película con una aguja. Los análisis con películas radiográfica se realizan con el software comercial RIT113 y un escáner VXR-16.

Resultados.

El análisis completo con el *IHS* (software desarrollado) se realiza en menos de 2 segundos. La comparación de los resultados de la prueba de CLR empleando el *IHS* y el *Image J* proporciona diferencias de menos de 0.4 milímetros (plano del isocentro) en la posición del borde del campo luminoso. Las diferencias de posición del borde del campo de radiación son inferiores a 0,1 mm. Estas diferencias se consideran mínimas teniendo en cuenta las incertidumbres asociadas a la medida con el *Image J* al no emplearse herramientas automáticas de detección de bordes.

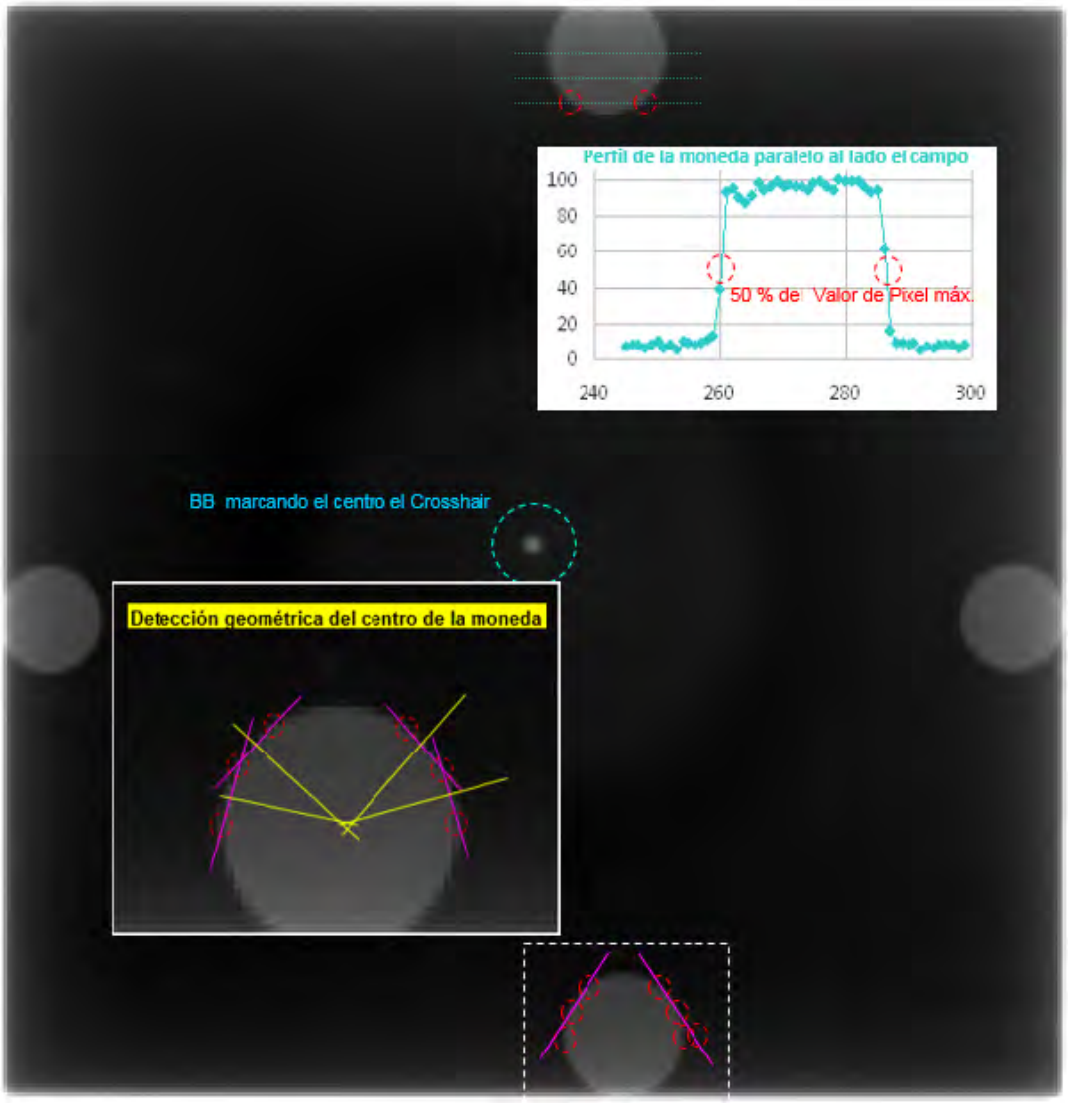
Las diferencias de CLR entre la película radiográfica y el *IHS* proporcionan valores máximos y medios de 1,3 mm y 0,5 mm. Estas diferencias se consideran pequeñas teniendo en cuenta las incertidumbres asociadas, principalmente en el marcado de la película con un puntero.

Conclusión.

El método empleando el software desarrollado para el análisis de la coincidencia luz-radiación se considera rápido y preciso.

	Coincidencia luminoso-radiación (mm)			
	10x10 cm		20x20 cm	
Lado	Soft. Propio	Película	Soft. Propio	Película
Gantry	0,5	0,0	0,8	0,3
Target	-1,8	-1,9	-1,7	-1,1
Izquierda	-0,1	0,0	0,8	0,1
Derecha	-1,5	-0,2	-0,4	-0,8

Tabla 1. Test de Coincidencia luminoso-radiación con el siftware desarrollado y la película.


Perfil de la moneda paralelo al lado el campo
100
80
60
40
20
0
240
260
280
300
50 % de Valor de Pixel máx.
BB marcando el centro el Crosshair
Detección geométrica del centro de la moneda

ID: 00985
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Estabilidad mecánica de los sistemas de imagen de los aceleradores Varian Clinac 2100

Fernando Tato de las Cuevas[1] , Iván Ribot Hernández[1] , Nast Acosta Garcia[2]

1) Hospital Universitario de Canarias (Tenerife) 2) Facultad de C.Físicas, Universidad de La Laguna - Tenerife

Objetivo

El correcto posicionamiento de los pacientes es uno de los puntos clave para impartir correctamente el tratamiento en radioterapia externa. Los isocentros definidos por los sistemas de imagen, tanto de kV como de MV, deben coincidir con el isocentro de radiación de la máquina a fin de contribuir al correcto posicionamiento del paciente. Se desea evaluar la estabilidad mecánica de los sistemas de imagen en dos aceleradores lineales (LINACs) gemelos, analizando los resultados de los controles de calidad realizados durante más de 5 años con periodicidad mensual.

Material y métodos

Dos aceleradores lineales gemelos Varian Clinac 2100 (denotados en adelante como LINAC 1 y 2), con energías 6 y 18 MV y sistemas integrados de imagen:

1. Dispositivo electrónico de imagen portal de MV, *Electronic Portal Imaging Device* (EPID) con software de adquisición IAS 3.0.
2. Sistema de imagen planar de kV *On-Board Imager* (OBI).

Para la realización de la prueba de coincidencia del isocentro de radiación del LINAC con el de los sistemas de imagen, se realizan varios pasos a destacar.

Se asegura que el isocentro marcado con los láseres es coincidente con el isocentro de radiación de los LINACs con un error inferior a 1 mm.

El maniquí empleado en las pruebas tiene forma cúbica y una esfera radiopaca en su centro geométrico (BB). Se posiciona el cubo en el isocentro marcado por los láseres, unas líneas en las caras del cubo ayudan a la colocación del mismo.

Para la adquisición de las imágenes se emplea la estación de trabajo *Varian 4D Treatment Console (4DTC)*. Se adquieren imágenes del maniquí para 4 ángulos de gantry: 0, 90, 270 y 180º, y para los dos sistemas de imagen.

Se analizan las imágenes con el software *OBI* de la estación *On Board Imager*. Se miden las distancias y dirección de la desviación de la retícula digital indicada por el software respecto del centro del marcador radiopaco (que aparece como un círculo en la imagen). Estas mediciones se realizan en las dos direcciones del plano de imagen, siguiendo los criterios de sentidos de un paciente posicionado en decúbito supino con cabeza hacia el gantry, obteniéndose desplazamientos en 3 direcciones del espacio: Antero-Posterior (A/P), Superior-Inferior (S/I) e Izquierda-derecha (L/R).

El intervalo de tiempo durante el cual se han realizado dichos controles ha sido de 61 meses, desde la puesta en marcha de los LINACs hasta diciembre de 2016. La tolerancia de las pruebas se ha establecido en 1.5 mm de desviación del isocentro de radiación al centro del plano de imagen en cualquiera de las direcciones.

Resultados: En 5 años de controles sólo se han dado 22 desviaciones fuera de este límite. En los casos de fuera de tolerancia se ha repetido la prueba. Se ha procedido al ajuste de los dos sistemas de imagen en ambos LINACs en sólo una ocasión (4 ajustes del total de 22 desviaciones entre ambos LINACs). Comparando ambos sistemas de imagen, se observa una mejor estabilidad del sistema OBI respecto al EPID, tanto en desviaciones fuera de tolerancia como en la media de las mismas. No se observan desviaciones apreciables comparando ambos aceleradores.

Conclusión: Con las desviaciones encontradas entre el isocentro de radiación y el de los sistemas de imagen, se puede indicar que ambos sistemas tienen una alta estabilidad mecánica y un software de análisis de imagen fiable a lo largo del tiempo.



Evolución temporal del isocentro de los sistemas de imagen *On-Board Imager (OBI)* (a) y *Electronic Portal Imaging Device (EPID)* (b) del Varian Clinac 2100 nº 1. Los signos positivos indican desplazamientos en los sentidos S (superior), A (anterior) y R (derecha) en cada una de las direcciones de angulación del gantry. Se marca con una línea naranja las tolerancias establecidas.

Angulaciones de Gantry		0º		90º		270º		180º	
Direcciones de las desviaciones		S/I	R/L	S/I	A/P	S/I	A/P	S/I	R/L
EPID LINAC 1	$\overline{x}$	0,3	-0,3	0,4	-0,6	0,4	0,3	0,7	0,4
	σ	0,6	0,5	0,6	0,5	0,6	0,5	0,6	0,6
	x_i^{max}	1,4	1,3	1,7	0,8	1,5	1,7	2,0	1,5
	$P-75$	0,9	0,0	1,0	-0,5	0,9	0,6	1,3	0,8
EPID LINAC 2	$\overline{x}$	0,2	-0,2	0,3	-0,3	0,4	-0,3	0,6	-0,1
	σ	0,4	0,5	0,5	0,6	0,5	0,5	0,6	0,7
	x_i^{max}	1,7	1,5	1,8	1,0	1,9	1,1	2,1	1,0
	$P-75$	0,3	0,0	0,5	0,2	0,5	0,0	0,7	0,6
OBI LINAC 1	$\overline{x}$	-0,1	0,0	0,0	-0,7	0,0	-0,4	0,3	0,2
	σ	0,3	0,5	0,4	0,5	0,3	0,5	0,3	0,4
	x_i^{max}	1,3	2,0	1,1	1,1	1,2	2,1	1,2	0,9
	$P-75$	0,0	0,0	0,1	-0,8	0,1	-0,3	0,5	0,5
OBI LINAC 2	$\overline{x}$	-0,1	-0,1	0,1	-0,6	0,1	-0,7	0,2	-0,2
	σ	0,5	0,5	0,4	0,5	0,4	0,6	0,4	0,5
	x_i^{max}	0,9	1,1	1,2	0,7	1,0	1,2	1,4	1,8
	$P-75$	0,3	0,3	0,3	-0,4	0,5	-0,6	0,5	0,1

Tabla 1: Desviaciones del isocentro de radiación en los LINACs respecto al de los dos sistemas de imagen. $\overline{x}$ es el valor medio de las desviaciones, σ la desviación típica asociada, x_i^{max} la desviación máxima de cada serie y $P-75$ es el percentil 75. Todos los valores están en mm.

ID: 00961
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Optimización de la dosis en Cistouretrografía Miccional Seriada Pediátrica.

Rafael Padilla Muelas[1] , Rafael Moreno Cano[1] , Maria Teresa Pérez García-Estañ[1] , Ibett Sime Loayza[2] , Manuel José Buades Forner[1] , Bonifacio Tobarra González[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, H.C.U. Virgen de la Arrixaca, Murcia 2) Servicio de Medicina Nuclear, H.C.U. Virgen de la Arrixaca, Murcia

1. Objetivo:

El estudio de Cistouretrografía micccional seriada (CUMS) se emplea en el diagnóstico del Reflujo Vesico-Ureteral en pacientes pediátricos. Alrededor del 30-50% de niños con infecciones de tracto urinario presentan esta patología [1]. La CUMS presenta aspectos muy positivos respecto a la técnica de Cistografía Isotópica Directa (CID) de medicina nuclear (MN) como, por ejemplo, la capacidad de resolver la morfología del paciente pero presenta las desventajas de un mayor nivel de dosis [2] y puede no detectar ciertos reflujos intermitentes [3], debido a que es una técnica no continua.

El objetivo de este trabajo es mostrar que el uso de equipos de fluoroscopia modernos provistos de detectores de panel plano (flat-panel) no garantiza, por si solo, una reducción óptima de los niveles de dosis en CUMS. La concienciación continua de los operadores produce reducciones mayores.

2. Material/Métodos:

Se obtuvo una muestra retrospectiva de 83 pacientes, previa a la optimización (6 meses), y prospectiva de 121 pacientes, después de la optimización (6 meses).

La técnica de CUMS se realiza en un equipo telemando Siemens Fusion HD con contraste radiológico. El PDA y la duración de la prueba quedan registrados en un programa de gestión de dosis (DoseWatch, GE). La dosis efectiva se estimó a partir del PDA utilizando los coeficientes de conversión de la literatura [4].

Se obtuvo también una muestra de pacientes de CID de 44 pacientes con edades comprendidas entre 1 y 15 años que acudieron al servicio de MN durante 6 meses.

La técnica de CID en nuestro hospital se lleva a cabo en una Gammacámara Sopha DST-XL. De acuerdo con las recomendaciones de la EANM [5], la actividad de Tc99m administrada es de 20 MBq y el volumen de disolución se evalúa según la fórmula:

V = [edad(años) + 2] x 30 ml [6]

La estimación de la dosis efectiva sigue el procedimiento descrito en [7].

El programa de optimización se puso en marcha tras los 6 primeros meses de observación y consistió en la concienciación por parte del operador o enfermero, de la repercusión en la dosis de imágenes innecesarias, desatención en la colimación y excesivos tiempos de adquisición. En la gráfica se marcan los periodos antes y después de la optimización.

[Aqui vendría la Gráfica]

3. Resultados y Discusión:

La Tabla muestra los resultados para las dos técnicas y los distintos grupos de edad. La evolución temporal de los estudios se representa gráficamente. Las líneas de tendencia representan la media móvil de cada 11 estudios.

El análisis de los datos pre-optimización mostró que el equipo tenía una técnica radiográfica óptima pero el tiempo de escopia era excesivo. Sin embargo, se detectó que los operadores tenían la creencia errónea de que la fluoroscopia en los equipos modernos, debido a que era pulsada y estaba muy filtrada, impartía “dosis despreciables” con lo que no se prestaba atención a la duración de los eventos de escopia.

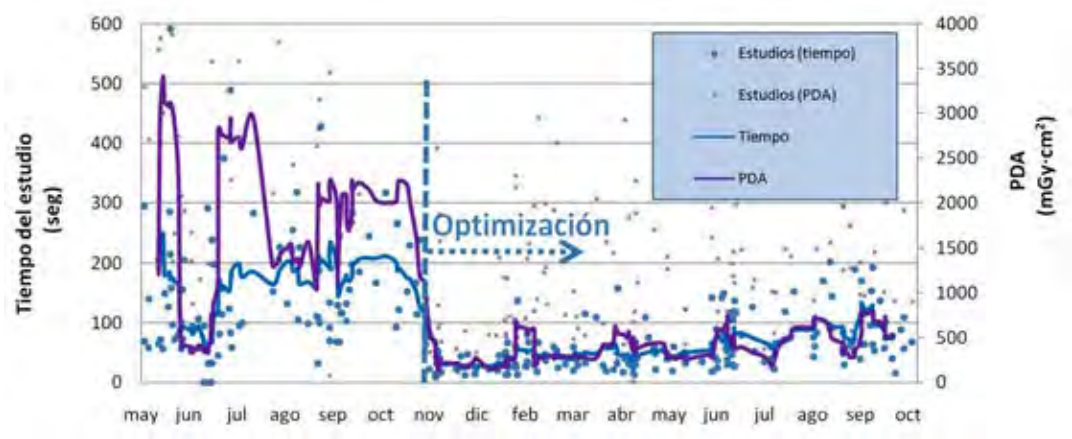
Tras una formación personalizada, haciendo hincapié en la brevedad de los “pisotones”, se consiguió una reducción de la dosis del 80%, en promedio, sin reducción del número de eventos (lo que podría haber mermado la detección de los reflujos tempranos) y con unos valores de dosis más cercanos a los de la CID.

[Aquí vendría la Tabla]

Estos valores tienden a aumentar conforme nos alejamos del momento de la optimización, lo que sugiere la necesidad de una retroalimentación continua de los operadores para mantener bajos los niveles de dosis, prestando atención al número de adquisiciones, tiempo de fluroscopia y estricta colimación.

4. Conclusiones:

La utilización de nueva tecnología no garantiza por sí sola niveles óptimos de dosis; es necesaria la concienciación continua de los operadores. Sin un feedback continuado la dosis tiende a aumentar.



CID **(mar-dic 2015)**

Edad	N_{pac}	Tiempo (min)	E (mSv)
De 0 a 2 años	8	20,23	0,09
De 3 a 7 años	20	23,45	0,06
De 8 a 12 años	10	21,54	0,04
>13	3	23,99	0,03
Total:	41	**Promedio:**	0,06

CUMS

	(may-nov 2015)				(dic 2015-jun 2016)				
Edad	N_{pac}	PDA (mGy cm²)	Tiempo (min)	E (mSv)	N_{pac}	PDA (mGy cm²)	Tiempo (min)	E (mSv)	Diferencia
0-2	42	563,1	2,5	0,44	59	114,1	0,8	0,13	-70%
3-7	25	1013,1	2,0	0,47	34	184,1	0,5	0,08	-83%
8-12	11	2203,9	1,9	0,71	22	396,7	0,7	0,13	-81%
>13	5	3607,7	4,1	0,72	6	1544,1	1,1	0,31	-57%
Total:	83			0,5	121			0,1	-80%

Tabla 1. Resultados de dosis de los estudios de CID y CUMS.

ID: 01001
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Desarrollo e implementación de una aplicación para la verificación de tratamientos de braquiterapia de alta tasa

Francisco Clemente Gutiérrez[1] , Consuelo Pérez Vara[1] , Juan de Dios Sáez Garrido[1] , Francisco Javier San Miguel Avedillo[1] , María de la Luz Couselo Paniagua[1] , Concepción López Carrizosa[1] , José Zapatero Ortuño[1] , Carmen Ibáñez Villoslada[1] , Marta Domínguez Morcillo[1] , Marcos Guijarro Verdú[1] , Joaquín Navarro Castellón[1]

1) Hospital Central de la Defensa

Objetivo del trabajo y cual es la aportación original:
Todas las recomendaciones, tanto nacionales como internacionales, así como nuestra propia legislación, han conducido a la necesidad de establecer un procedimiento de verificación independiente de los tiempos de tratamiento y dosis absorbidas obtenidas por los sistemas de planificación (TPS) en braquiterapia. El presente estudio recoge la descripción e implementación práctica de una aplicación desarrollada en nuestro centro para la verificación independiente de tratamientos de braquiterapia de alta tasa.

Material/Métodos:
Nuestro centro dispone de una unidad de braquiterapia de alta tasa microSelectron HDR V3 (Elekta). Se emplean como sistemas de planificación Plato (Nucletron) y Oncentra Brachy 4.1 SP2 (Elekta). Desde el primero los datos del plan de tratamiento son exportados mediante un fichero de texto plano que incluye todos los datos del mismo. Desde el segundo, el plan es exportado en formato DICOM. La aplicación fue diseñada empleando Visual Basic para Aplicaciones (VBA) en entorno Excel (Microsoft). Dispone de dos módulos de importación para cada uno de los sistemas de planificación. En el caso de Plato, la información es extraída a partir del fichero de texto plano, mientras que en el caso de Oncentra se emplea la librería compilada dcm2xml.exe, perteneciente a la colección DCMTK-DICOM Toolkit© (OFFIs e.V.), desarrollada en C y C++. Entre los datos a importar se incluyeron la identificación del paciente, del plan de tratamiento, de la unidad de tratamiento empleada y de la fuente, así como la dosis prescrita, el número de fracciones, la normalización empleada para el tratamiento, longitudes activas, posiciones y tiempos de parada de cada catéter e identificación de los puntos de cálculo de dosis. Asimismo, se recogieron los datos de la fuente en el momento del tratamiento para su contraste con los datos de calibración disponibles, mediante el cálculo del decay. El contraste de los datos arroja respuestas positivas/negativas. Para el cálculo independiente de la dosis en los puntos de cálculo seleccionados se empleó el formalismo del TG-43 de la AAPM, aplicando el modelo de fuente lineal con función de anisotropía. Los valores para las funciones de anisotropía y radial fueron extraídos de la literatura. Las verificaciones fueron aplicadas a tratamientos ginecológicos de cérvix y endometrio (verificación en puntos extraídos respecto de los catéteres y en puntos representativos de recto y vejiga), pulmón (verificación en los puntos de prescripción de dosis, extraídos respecto de los catéteres) y mama (verificación en puntos de base).

Resultados:
Las desviaciones promedio obtenidas para tratamientos de cérvix extraídas para los puntos de dosis obtenidos a partir de los catéteres fueron de -0.3% ± 0.1%, mientras que para puntos representativos de recto y vejiga fueron, respectivamente de -0.4% ± 0.4% y -0.4% ± 0.2%. Las diferencias en el caso de tratamientos de endometrio para puntos obtenidos a partir de los cilindros vaginales fueron de -0.3% ± 0.1%, mientras que para puntos representativos de recto y vejiga fueron, respectivamente de -1.1% ± 0.6% y -0.9% ± 0.4%. En los puntos de prescripción de dosis en el caso de pacientes de pulmón, obtenidos a partir de los catéteres, se obtuvieron desviaciones de -0.5% ± 0.2%. Las discrepancias obtenidas en los puntos de base para tratamientos de mama fueron de -0.4% ± 0.3%.

Conclusión:
Se ha implementado una herramienta sencilla para la verificación redundante de tratamientos de braquiterapia de alta tasa que permite la importación de datos procedentes de los dos sistemas de planificación empleados en nuestra institución. Los resultados obtenidos han sido satisfactorios respecto de la verificación independiente en braquiterapia.

ID: 01069
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

EVALUACION DE UN SOFTWARE PARA EL CÁLCULO INDEPENDIENTE DE UNIDADES DE MONITOR Y ALGORITMO CC14

Carlos Pino Leon[1] , Fernando Gómez Enríquez[1] , Unai Iriondo Igerabide[1] , Jose Ramón Puértolas Hernández[1] , Francisco Jose Lozano Flores[1]

1) Hospital Universitario Donostia

Objetivo

Evaluar la bondad de un nuevo software desarrollado en java para el cálculo independiente de unidades de monitor de forma semiautomática. Comparación con los sistemas de planificación Eclipse (algoritmos AAA y PB) y Oncentra (CC y PB) y con la hoja Excel anterior basada en tablas y corrección por profundidad efectiva. Comparación de los resultados del software para tratamientos convencionales y para configuraciones simples (PDDs en agua y con heterogeneidades)

Material/Métodos.

Se desarrolla software para el cálculo independiente y automático de unidades de monitor (M.U.A.K) en java. El software importa automáticamente los archivos DICOM exportados por los sistemas de planificación y recalcula las unidades de monitor utilizando su propio algoritmo basado en tablas y corrección por profundidad equivalente calculada a partir de las densidades electrónicas del TC del paciente. Se añade también la opción de calcular utilizando un algoritmo Collpased Cone simplificado de 14 conos (CC14) para la verificación de tratamientos en donde la presencia de heterogeneidades y la pérdida de equilibrio electrónico lateral sean importantes.
Las aproximaciones en el cálculo, además de las habituales de los métodos empleados, que pueden introducir errores notables en el cálculo de MUAK son las siguientes:

-Aproximación de cuadrado equivalente (obtenido de las tablas del BJR supplement 17)

-Sobre simplificación del Collapsed Cone a 14 conos (los ejes siguen las diagonales de un triaquisoctaedro). Dado que la discretización del entorno del punto de cálculo puede no ser suficiente, se pueden llegar a obviar la presencia de heterogeneidades importantes de pequeño tamaño (relativo al tamaño del cono, 2?/7 sr.). Este error se intenta paliar asignando como valor de la densidad electrónica del eje de propagación de la energía radiante el promedio de una región creciente perpendicular a ese punto del eje.

-Se aproxima el área de terma no nulo en la que se calcula el Collapsed Cone a un cuadrado de lado igual al cuadrado equivalente.

-Los núcleos de deposición de energía son constantes, no personalizados para cada máquina, y se usan los valores correspondientes al kernel polienergético dados en el artículo de Ahnesjo (1989).

-Aproximación de la pendiente del Terma como la pendiente del PDD a la profundidad de 10 cm para la energía del cálculo.

Para la evaluación del software se comparan los cálculos con dos sistemas de planificación, Eclipse y Oncentra con sus diferentes algoritmos de cálculo y con la hoja Excel de cálculos manuales basados en PDDs y OF utilizada hasta ahora en el centro. Los cálculos se realizan sobre un conjunto de 200 pacientes de diversas localizaciones de 3DCRT. Para la realización de dichos pacientes se utilizan un conjunto de soluciones de clase. Para la evaluación se analizan la media y la desviación estándar de cada tipo de campo de cada solución de clase empleada. La comparación se realiza tanto usando el software MUAK por tablas como usando CC14.

Resultados.

Se presenta como resultado parcial, dado que el estudio no esta acabado, una comparación por campos típicos de las soluciones de clase relativas a un conjunto de localizaciones.

tabla 1

En la tabla se muestran las unidades de monitor calculadas de forma manual y con el programa de cálculo independiente automático MUAK.

El porcentaje de diferencia es relativo a las unidades de monitor calculadas por el sistema de planificación Oncentra con Pencil Beam. Cuando la diferencia es inferior en valor absoluto a 1 UM se indica directamente sin calcular el porcentaje de diferencia.

Conclusión.

El método de cálculo es comparable y superior en exactitud al método manual empleado anteriormente. Además su forma de trabajo automática utilizando los archivos DICOM exportados por el paciente los convierte en una herramienta muy eficaz en la rutina de verificación dosimétrica. Así mismo soluciona el problema que existía para la verificación del cálculo en tratamientos de SBRT.

	Manual (CMU)		Automático (MUAK)				Dif (UM) Aut-Man
Campo	UM	%D	UM	%D	Modo de cálculo	Localización	
AP	76.4	< 1 UM	76.9	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge, Bol		0.5
OPI	90.5	< 1 UM	91.5	1.2	2D, Het, Iso, No Wdge, Bol		1
OAI	86.9	< 1 UM	88.2	2.5	2D, Het, Iso, No Wdge, Bol	AXILA	1.3
OAD	86.6	-1.5	87.5	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		-1.5
OAI	58.6	< 1 UM	59.4	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		0.8
OPD	63.1	-1.3	63.6	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		0.5
OPI	85.8	< 1 UM	85.7	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge	BOOST	-0.1
AP	117.2	1.9	116.2	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		-1
PA	99.2	< 1 UM	100.5	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		1.3
OPI	119.3	-2.2	118.7	-2.6	2D, Het, Iso, No Wdge	COMPRESION	-0.6
AP	226.6	0.7	227.5	1.1	2D, Het, Iso, No Wdge		0.9
PA	192	0.7	193.2	1.3	2D, Het, Iso, No Wdge	FEMUR	1.2
OAD	110.6	< 1 UM	110.3	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		-0.3
OAI	91.3	< 1 UM	92.1	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		0.8
PA	134	0.8	132.7	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge	FSCV	-1.3
LD	150.5	< 1 UM	151.9	1.2	2D, Het, Iso, No Wdge		1.4
LI	150.5	< 1 UM	151.2	0.9	2D, Het, Iso, No Wdge		0.7
LD - RED	12.3	< 1 UM	12.4	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		0.1
LI - RED	12.3	< 1 UM	12.3	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge	HOLOCRANEO	0
AP.ING	240.2	3.5	239.3	3.3	2D, Het, Iso, No Wdge, FFS		-0.9
PA.ING	237.8	2.5	241.2	4.1	2D, Het, Iso, No Wdge, FFS	INGLE	3.4
DIRECTO	7.7	< 1 UM	8.1	< 1 UM	2D, Het, Pnorm, No Wdge		0.4
TI	100.4	< 1 UM	100	-1.4	2D, Het, Iso, No Wdge		-0.4
TE	102	-1.9	102.2	-1.6	2D, Het, Iso, No Wdge		0.2
TI RED	11.2	< 1 UM	11.5	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		0.3
TE RED	10.2	< 1 UM	10.3	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		0.1
AP	135.5	< 1 UM	135.4	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge, Bol		-0.1
PA	44.5	< 1 UM	45.8	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge, Bol	MUSLO	1.3
OAD	121.4	-4.4	126.3	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		4.9
OPD	104.1	-1.7	105.8	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		1.7
OPI	93.9	-1.2	94.4	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge	PULMON	0.5
PA	82.65	< 1 UM	82.8	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		0.15
LD	59.8	< 1 UM	59.9	< 1 UM	2D, Het, Iso, No Wdge		0.1
LI	58.5	-2.5	58.2	-2.4	2D, Het, Iso, No Wdge	RECTO	-0.3
AP	118.06	-2.4	119	-0.9	2D, Het, Iso, No Wdge		-1.5
PA	48.3	-3.3	49.2	-1.4	2D, Het, Iso, No Wdge		0.9
PA.RED	19.1	< 1 UM	19.4	-2.4	2D, Het, Iso, No Wdge	SUPRA	0.3

ID: 01076
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

EVALUACIÓN DE UN PROGRAMA DE CÁLCULO PARA LA VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA DE TRATAMIENTOS DE SBRT

Fernando Gómez Enríquez[1] , Carlos Pino León[1] , José Ramón Puértolas Hernández[1] , Unai Iriondo Igerabide[1] , Francisco Lozano Flores[1]

1) Hospital Universitario Donostia

1. Introducción y objetivo:

En los procedimientos de tratamientos del servicio se incluye la comprobación de cálculo de dosis, ya sea por medida directa del tratamiento, en el caso de IMRT, como por un cálculo redundante de unidades monitor (UM).

En los tratamientos de radioterapia 3D convencional se utiliza un programa basado en métodos de cálculo semiempíricos, pero en los tratamientos de SBRT no es válido al trabajar con campos pequeños y en zonas de alta heterogeneidad de tejido. Por ello hemos desarrollado un programa que incluye un modelo de cálculo de *collapsed-cone* [1] simplificado.

Queremos valorar si el programa tiene la suficiente exactitud como para poderlo utilizar en el cálculo redundante de UM de tratamiento de SBRT.

2. Material y método:

- Planificador: Oncentra MasterPlan 4.1, con cálculo CC.
- programa de elavoración propia para el cálculo independiente y automático de unidades de monitor (M.U.A.K.) en java.

Las aproximaciones más significativas que realiza el programa, además de las habituales del método de cálculo *collapsed-cone (CC)*, son:

-Se usa un cuadrado equivalente (obtenido de las tablas del BJR supplement 17)

- El CC se discretiza en 14 conos (los ejes siguen las diagonales de un triaquisoctaedro). Se asigna como valor de la densidad electrónica del eje de propagación de la energía radiante el promedio de una región creciente perpendicular a ese punto del eje.

-Se toma el área de Terma no nulo en la que se calcula el CC *como un cuadrado de lado igual al cuadrado equivalente.*

-Los núcleos de deposición de energía son constantes, no personalizados para cada máquina, y se usan los valores correspondientes al kernel polienergético dados en [1].

-La pendiente del Terma se aproxima como la pendiente del PDD a la profundidad de 10 cm para la energía del cálculo.

Se realiza el cálculo redundante de UM de forma retrospectiva a 39 planificaciones de 38 pacientes tratados con SBRT de la siguiente forma:

1.- El cálculo de la dosis de tratamiento con el programa Oncentra, utilizando el algoritmo CC. El planificador da la

contribución de cada campo a la dosis en el punto de prescripción y que se utiliza para la comparación. Para el estudio se escoge este punto de forma sistemática en el isocentro.

2.- El M.U.A.K. importa automáticamente los archivos DICOM exportados por los sistemas de planificación y recalcula las unidades de monitor utilizando su propio algoritmo basado en tablas y corrección por profundidad equivalente calculada a partir de las densidades electrónicas del TC del paciente.

3.-Para cada haz (entre 8 y 13 por planificación) el M.U.A.K. recalcula las UM y crea un informe por cada planificación analizada.

Consideramos que el cálculo de cada campo es aceptable si la diferencia entre las UM planificadas y las UM recalculadas con el M.U.A.K. es menor a un 5%.

3. Resultados:

- Se analizaron 362 campos de tratamiento de los cuales 315 (87%) tenían una diferencia menor a un 5%.
- De las 39 panificaciones analizadas, en 23 de ellas (59%) todos sus campos pasaron el criterio del 5%.

La distribución en frecuencia de las diferencias de los campos está representada en la **figura 1**

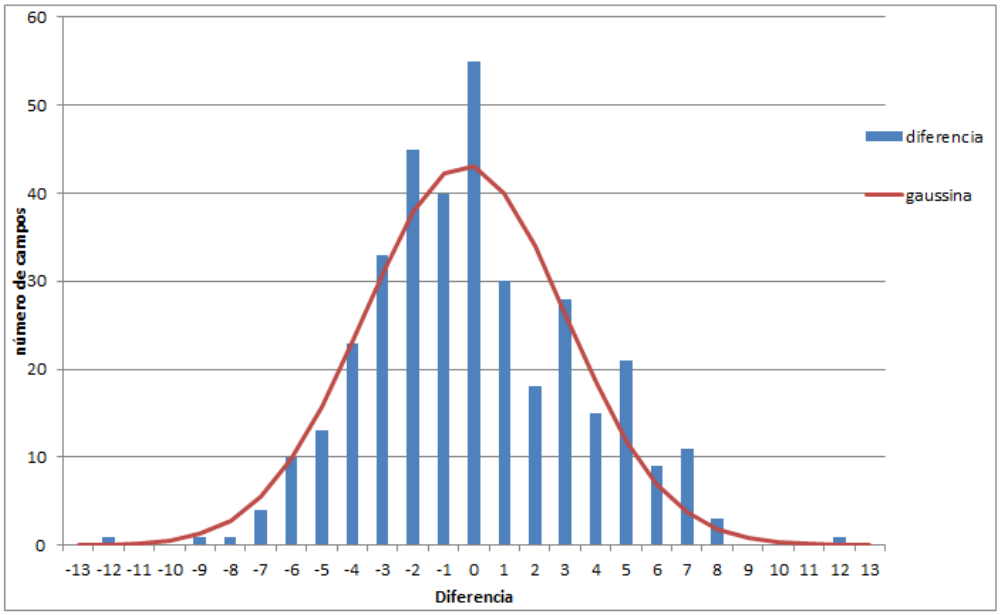
- La desviación estándar de las diferencias es 3’46.

4. Conclusiones:

M.U.A.K. tiene una exactitud aceptable, ya que en un alto porcentaje los campos pasan el criterio del 5% y en casi el 60% de los pacientes no sería necesaria ninguna comprobación extra. Además, en los casos que no entran en tolerancias, con un segundo análisis en un punto de especificación de dosis más adecuado, diferente al isocentro, las planificaciones que pasan el criterio del 5% aumenta.

Está siendo una herramienta muy útil ya que con un proceso sencillo y automatizado se evita la medida directa sobre maniquí en un 85% de los pacientes tratados.

[1] A. Ahnesjö. ”Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media”, Med. Phys. 16,577 (1989)


60
50
40
30
20
10
0
número de campos
-13 -12 -11 -10 -9 -8 -7 -6 -5 -4 -3 -2 -1 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13
Diferencia
diferencia
gaussina

ID: 01091
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

PUESTA EN MARCHA DE UN SISTEMA DE EVALUACIÓN DE DOSIS EN PIEL MEDIANTE EL USO DE PELICULAS RADIOCRÓMICAS

DOMINGO PABLO CORDOBA GOMEZ[1] , ROBERTO SÁNCHEZ CASANUEVA[1]

1) Servicio de Física Médica. Hospital Clinico San Carlos

OBJETIVO

Los procedimientos intervencionistas guiados por fluoroscopia requieren largos tiempos de exposición que pueden dar lugar a la aparición de efectos deterministas en la piel como eritemas o alopecia.

El objetivo del presente trabajo es describir el proceso de implantación de un sistema para estimar la dosis en piel de pacientes sometidos a diversos procedimientos intervencionistas mediante el uso de las películas radiocrómicas del tipo XR-RV3.

INTRODUCCIÓN

Se han descrito múltiples métodos para estimar la “dosis pico” en piel (PSD). La dosimetría mediante película radiocrómica presenta frente a ellos las siguientes cualidades: buena respuesta para evaluar la dosis en el rango habitual de los procedimientos intervencionistas, capacidad para obtener la distribución espacial de la dosis permitiendo ver el solapamiento de campos, el uso de colimación, filtros, etc...

MATERIALES/METODOS

Las películas radicrómicas utilizadas han sido las “Gafchromic XR-RV3”.

Se realizaron sendas calibraciones con retrodispersión (incluyendo un maniquí de PMMA de 20 cm de espesor) y en aire.

Para realizar la calibración, las placas se cortaron en trozos de 7x7 cm y se procedió a su irradiación en un equipo Philips Xper FD 10/20 (Philips Medical Systems ®), colocándolas a la salida del tubo para aprovechar el efecto de la distancia y así disminuir los tiempos de irradaición. Se usó el modo de alta dosis en fluoroscopia interponiendo 4 mm de cobre a la entrada del detector plano para conseguir un haz con 82 kVp y una capa hemirreductora de 4.0 mm de Al.

Para monitorizar la tasa de dosis se utilizó una cámara de ionización Radcal® modelo 10×6-60E de 60 cc. La tasa de dosis en la película se estimó usando la ley del inverso del cuadrado de la distancia, obteniéndose 259 mGy/min para la calibración en aire. Para evitar largos tiempos de irradaiación se pusieron las placas apiladas y a medida que se alcanzaba un determinado nivel de dosis se retiraba una de las piezas y se etiquetaba.

Las placas fueron digitalizadas al menos 48 horas después de la irradiación en modo de reflexión, usando un escáner Epson Expresión 10000XL con una profundidad de 48 bits para modo RGB.

Para manipular las imágenes se utilizó una macro desarrollada para el “software” ImageJ v.1.43u (National Institute of Health U. S. A.) que permite extraer el canal rojo y la aplicación de un filtro mediana 5x5 para eliminar el ruido en cada imagen.

Para estimar el valor de píxel (PV) se evaluó una región de interés homogénea de área suficientemente grande para conseguir reducir la incertidumbre de la medida usando la expresión:

PV=[valor de pixel a 0Gy]-[valor de pixel]

La dosis se ajustó usando la función:

Dosis=[b x PV]/[a – PV]

Siendo a y b parámetros que deben ser ajustados a traves de las medidas.

RESULTADOS

En la tabla correspondiente se muestran los parámetros a y b junto a la suma residual de cuadrados y los coeficientes de correlación obtenidos para las curvas de ajuste correspondiente a las calibraciones en aire y con elemento dispersor.Además, se ha incluido un ajuste usando la tira de calibración facilitada por el vendedor para valorar si es factible su uso.

Se adjunta una imagen obtenida tras ejecutar la macro. Las curvas de isodosis son generadas automaticamene y permiten efectuar una evaluación rápida detectando posibles zonas expuestas a unos niveles elevados de radiación.

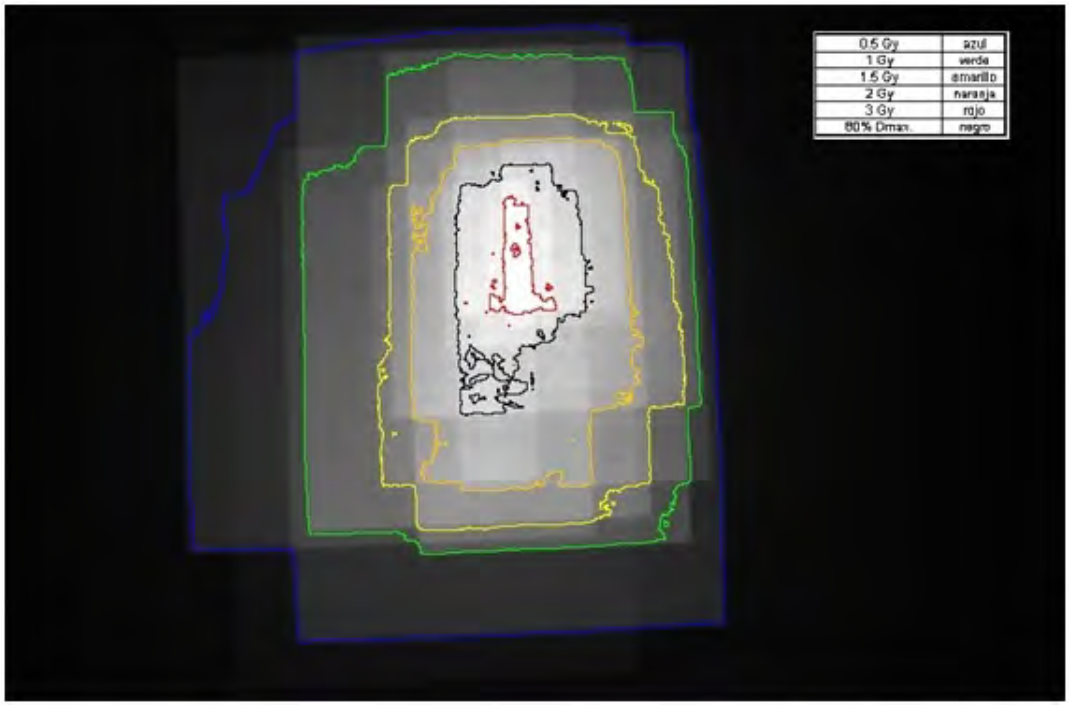
CONCLUSIONES

La estimación de la PSD mediante pelicula radiocrómica es una herramienta útil que además permite valorar aspectos geométricos del haz como puede ser el uso de filtros, cuñas y colimación.

Si bien su uso puede verse limitado por su coste y por la carga de trabajo que requieren, se puede plantear su utilización para evaluar algunos procedimientos (especialmente los complejos) como parte del programa de garantía de calidad y para valorar si podría ser conveniente realizar un seguimiento fiable si se realiza una optimización de protocolos.

	Tira suministrada	Aire (canal rojo)	Backscatter (canal rojo)
a	44000 ± 600	44000±600	43300 ± 800
b	0.7 ± 1	0.74 ± 0.07	0.87 ± 0.07
Σres^2	1,00E+07	5,00E+05	9,00E+05
r^2	0.95	0.997	0.988

Tabla Parámetros de ajuste de las calibraciones realizadas


0.5 Gy azul
1 Gy verde
1.5 Gy amarillo
2 Gy naranja
3 Gy rojo
80% Dmax. negro

ID: 01095
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

ESTIMACIÓN DE DOSIS EFECTIVA RECIBIDA PARA ESTUDIO DE TRÁNSITO GASTROINTESTINAL CON In-111

Juan Miguel Delgado Aparicio[1] , José Rafael Infante de la Torre[2] , Federico de Peralta Alonso[3] , Pedro Mancha Mateos[1] , Miguel Alfonso Pérez González[1]

1) Servicio de Protección Radiológica. Hospital Infanta Cristina, Badajoz. 2) Servicio de Medicina Interna. Hospital Infanta Cristina, Badajoz. 3) Facultad de Física. Universidad de Badajoz.

ESTIMACIÓN DE DOSIS EFECTIVA RECIBIDA PARA ESTUDIO DE TRÁNSITO GASTROINTESTINAL CON In-111

OBJETIVO DEL TRABAJO

La evaluación del tránsito gastrointestinal se puede realizar mediante técnica radiográfica, administrando contraste al paciente, y evaluando el avance del contraste mediante radiografías periódicas; o suministrando al paciente cierta actividad de Indio- 111 por vía oral y valorar el avance mediante gammagrafías periódicas.

Puesto que la mayoría de los pacientes que requieren este estudio son pediátricos, y dada la escasa bibliografía referente a la estimación de la dosis efectiva para el estudio con radioisótopo, resulta interesante así como necesario realizar esta estimación.

Se propone como objetivo, por tanto, realizar una estimación dosimétrica en seis casos prácticos.

MATERIAL/MÉTODOS

Se realiza una estimación de la dosis efectiva recibida para seis pacientes pediátricos, con unas actividades suministradas de 0.6 a 1.3 milicurios de Indio-111. Cada estudio consta de un total de once gammagrafías de la zona abdominal, anterior y posterior, habiendo transcurrido 20 minutos desde la medida de la actividad hasta adquisición de la primera imagen, y 72 horas para la última imagen.

Se registran las cuentas totales en las regiones de interés correspondientes a los órganos fuente (estómago, intestino delgado, intestino grueso superior e intestino grueso inferior), y mediante los factores correspondientes para el Indio-111, se calcula la dosis recibida por milicurio para cada uno de los órganos.

Puesto que se desconocen las curvas de vaciamiento y llenado de los órganos, se divide el cálculo en dos versiones: favorable y desfavorable. Para la primera se asume que la actividad permanece el menor tiempo posible en los órganos que supongan más dosis por milicurio, y para la segunda se supone lo contrario, siempre siendo compatible con las medidas experimentales. Puesto que se desconoce el tiempo transcurrido hasta la evacuación total del radioisótopo, se incluye una tabla mostrando la dosis efectiva recibida por cada día extra a partir de la última gammagrafía.

Con todos estos datos, se calcula para cada paciente un valor máximo y un valor mínimo de dosis efectiva recibida.

RESULTADOS

Se obtienen una dosis efectivas desde 0.15 mSv hasta 0.50 mSv para los tres primeros días.

CONCLUSIÓN

Se han estimado las dosis efectivas recibidas para los tres primeros días en cada uno de los pacientes, y en caso de no presentar patología que retrase la eliminación del radioisótopo, se puede concluir que el estudio gammagráfico supone una dosis ostensiblemente menor que el mismo estudio radiográfico.

ID: 01107
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Evaluación del PDA y Kerma en aire acumulado como estimadores de dosis en piel mediante pelicula radiocrómica

DOMINGO PABLO CÓRDOBA GÓMEZ[1] , ROBERTO SÁNCHEZ CASANUEVA[1]

1) Servicio de Física Médica. Hospital Clínico San Carlos

RESUMEN/OBJETIVOS

Se ha investigado la correlación del producto dosis área (PDA) y Kerma en aire acumulado en el punto de referencia a la entrada del paciente con respecto a la dosis medida con placa con objeto de valorar si estos parámetros son viables como método indirecto para identificar aquellos casos en que la “dosis pico” en piel (PSD) puede ser elevada. Esto se ha realizado mediante el uso de una \"macro\" desarollada para el software Image J que permite el tratamiento de la imagen de películas radiocrómicas y la aplicación de una curva de calibración para convertir los valores de los pixeles en dosis

En concreto se ha estudiado esta correspondencia para procedimientos vasculares, principalmente quimioembolizaciones hepáticas, y neurorradiológicos.

MATERIAL/MÉTODO

Las películas radicrómicas utilizadas han sido las “Gafchromic XR-RV3”. Este tipo de películas han sido desarrolladas para su uso en el rango de energías utilizadas en radiodiagnóstico y sus principales caracteristicas son:

- Presentan un rango dinámico entre 0.1 y 15 Gy.
- No presentan efectos por fraccionamiento o tasa de dosis.
- Son resistentes al agua e insensibles a la luz.
- No necesitan proceso de revelado.

Con objeto de facilitar todo el tratamiento y posterior análisis de las imágenes escaneadas se incluyó en la macro creada para el software Image J V.1.43. la posibilidad de obtener:

- Los valores numéricos correspondientes a la dosis máxima y 80% de dicha dosis junto a las áreas que han recibido dichos valores.

- Una imagen en formato JPEG donde se delimitan las isodosis correspondientes al 80% de la dosis máxima, 0.5, 1, 1.5, 2 y 3 Gy.

Las placas se colocaron en la mesa debajo del paciente y de la colchoneta, siempre con la misma orientación con respecto al tubo con que se realizó la calibración.

Radiología vascular

En la tabla correspondiente se muestran los resultados obtenidos de 17 estudios, principalmente quimioembolizaciones hepaticas y TIPS (derivación transyugular intrahepática portosistémica).

Al disponer de suficientes datos correspondientes a quimioembolizaciones hepáticas es posible estudiar mediante ajuste la correlación que existe entre los valores de dosis en piel obtenidos mediante película y los de Kerma acumulado y PDA.

En ambos casos se aprecia una correlación aceptable de la dosis máxima tanto con el kerma acumulado como con el PDA (r^2=0.8894 y r^2=0.8352 respectivamente)

Neurorradiología

En la tabla correspondiente se muestran los resultados correspondientes a 19 procedimientos en neurorradiología, principalmente embolizaciones cerebrales tal y como se hizo anteriormente para los procedimientos vasculares.

De nuevo es posible estudiar la correlación entre la dosis pico en piel y los valores de Kerma acumulado y PDA en el caso de embolizaciones cerebrales.

En este caso se ve que que no existe un buen ajuste tanto en el caso de PSD como de PDA. Esto se puede atribuir a la superposición de campos. En este caso también hay otro factor importante para esta variabilidad en los resultados que es la presencia de proyecciones laterales que no pueden ser registradas en su totalidad en la película, debido a la posición en la que se encuentran colocadas durante el procedimiento.

CONCLUSIONES

La posibilidad de establecer una relación entre aquellos parámetros que nos proporciona el propio equipo (PDA y kerma acumulado) y la PSD ofrece la oportunidad de considerar si estos son buenos estimadores en elgunos tipos de procedimientos para detectar posibles exposiciones elevadas en piel como puede ser el caso de las quimioembolizaciones.

Mediante el uso de la macro creada se ofrece la opción de realizar una valoración cuantitativa de forma rápida y con la opción de proporcionar gráficamente la distribución de dosis en formato electrónico facilitando su posterior registro.

Radiología vascular

En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos de 17 estudios, principalmente quimioembolizaciones hepáticas y TIPS (derivación transyugular intrahepática portosistémica).

Paciente	Estudio	D. max (Gy)	80% D. max. (Gy)	Area D > 80%Dmax (cm^2)	Area D > 3Gy (cm^2)	PDA ($mGy \cdot cm^2$)	kerma (mGy)
1	Quimio	2,7	2,2	4,3	-	427683	2609
2	Quimio	1,6	1,2	48,1	-	231023	1007
3	Quimio	1,4	1,1	88,3	-	197903	1089
4	Quimio	0,9	0,7	177,2	-	223374	538
5	Quimio	1,1	0,8	18,5	-	89831	530
6	Quimio	1,3	1,0	64,4	-	227893	1027
7	Quimio	2,5	2,0	24,2	-	455964	2790
8	Quimio	1,8	1,4	26,1	-	193902	1482
9	Quimio	3,2	2,6	26,5	3,88	463052	2424
10	Quimio	1,2	1,0	56,1	-	193130	978
11	TIPS	1,5	1,2	129,7	-	235631	1086
12	TIPS	0,2	0,2	38,7	-	94332	703
13	TIPS	1,4	1,1	90,5	-	568194	2620
14	TIPS	1,3	1,0	44,5	-	384892	1862
15	Embolización pélvica	1,2	0,9	36,1	-	158838	708
16	Arteriografía bronquial	0,8	0,7	82,1	-	133755	428
17	infiltración ósea	0,8	0,6	26,9	-	17427	271

Neurorradiología

A continuación se muestran los resultados correspondientes a 19 procedimientos en neurorradiología, principalmente embolizaciones cerebrales tal y como se hizo anteriormente para los procedimientos vasculares.

Paciente	Estudio	D. max (Gy)	80% D. max. (Gy)	Area (cm^2) D>80%Dmax	Área (cm^2) D>3Gy	Kerma acumulado (Gy)	PDA ($mGy \cdot cm^2$)
1	Embolización cerebral	3,6	2,9	74,2	66,1	2249	364039
2	Embolización cerebral	2,5	2,0	37,8	-	1568	209347
3	Embolización cerebral	2,8	2,3	5,7	-	1214	197357
4	Embolización cerebral	3,2	2,6	13,7	1	7006	576754
5	Embolización cerebral	4,3	3,4	25,7	49,3	1878	374550
6	Embolización cerebral	0,6	0,4	78,88	-	1113	98977
7	Embolización cerebral	3,3	2,6	48,11	13,93	2161	383567
8	Embolización cerebral	2,9	2,3	14,98	-	1360	229091
9	Embolización cerebral	1,4	1,1	58,26	-	944,2	157342
10	Embolización cerebral	0,9	0,7	37,08	-	3039	455817
11	Embolización cerebral	1,6	1,3	18,94	-	2841	434828
12	Embolización cerebral	2,6	2,1	28,5	-	4316	645281
13	Embolización cerebral	1,4	1,1	67,59	-	2774	546370
14	Embolización cerebral	1,1	0,9	41,31	-	1146	236993
15	Embolización cerebral	2,4	1,9	21,46	-	2589	409297
16	Embolización cerebral	0,3	0,2	36,64	-	1082	328593
17	Embolización cerebral	0,2	0,2	29,29	-	1014	143254
18	Arteriografía cerebral	1,5	1,2	21,88	-	657,4	100979
19	ATP	0,4	0,3	93,81	-	944,5	237589

ID: 01109
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Comparación de ArcCHECK y Delta4+ como herramienta de verificación de VMAT

Néstor Chinillach Ferrando[1] , Ricardo Abdon Tortosa Oliver[1] , Carmen Ruiz Morales[1]

1) Hospital IMED Elche

Objetivo:

Se pretende realizar una comparación entre el ArcCHECK y el Delta 4+ como herramienta de verificación de tratamientos de arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT). Para ello se seleccionaran veinte pacientes correspondientes a las patologías más comunes. Se calcularán sus correspondientes planes de verificación y se comparara dichos planes de verificación con las distribuciones de dosis medidas experimentalmente.

Material y método:

Se dispone de un acelerador lineal Clinac DHX (Varian, Palo Alto, CA) dual (energías de 6 y 15 MV) con un colimador multiláminas (MLC) del modelo Millenium 120, con 60 pares de láminas, con un ancho en el isocentro de 5mm, en los 40 pares centrales y de 10 mm los veinte pares externos.

Para llevar a cabo el estudio se seleccionan veinte pacientes de VMAT correspondientes a cuatro localizaciones repartidos de la siguiente manera:

- Tórax (5 pacientes)
- Cabeza y cuello (5 pacientes)
- Recto (5 pacientes)
- Próstata (5 pacientes)

Para estos veinte pacientes se crea su correspondiente plan de verificación para cada uno de los dos detectores. Tanto las distribuciones de dosis de los planes de tratamiento, como se sus correspondientes planes de verificación han sido calculadas usando el algoritmo AAA del planificador ECLIPSE v.11 (Varian, Palo Alto, CA), con un tamaño de voxel de 3 mm x 3mm x 3 mm.

Ambos detectores se posicionan sobre la mesa de tratamiento alineándolos con sus marcas de centrado, y se adquieren las correspondientes distribuciones de dosis experimentales. En el caso del ArcCHECK, se adquiere empleando el programa “SNC Patient” (Sun Nuclear, Melboume, FL). Para el Delta 4+ el programa utilizado es el “ScandiDos Delta 4” (ScandiDos AB, Uppsala, Sweden). Ambos programas permiten realizar una comparación de la distribución teórica y experimental utilizando para su cuantificación la función gamma.

Los criterios de comparación empleados para ambos casos son 3%, 3mm. Y un umbral de detección del 10%.

Resultado:

Una vez adquiridas las distribuciones experimentales de dosis con cada sistema de verificación, el resultado de la comparación con la correspondiente distribución teórica se puede observar en la tabla 1.

Conclusión

Una vez analizados los resultados se puede destacar que ambos detectores son válidos para la verificación de

pacientes de VMAT, no presentando ninguno de ellos mejores resultados.

Si se analiza por patología tampoco se puede afirmar que un detector sea mejor que otro, pues en ambos casos hay pacientes que salen mejor con un detector y otros que salen mejor con el otro.

Localización	Paciente	ArcCHECK	Delta 4+
Próstata	1	99,9	99,5
	2	100,0	98,9
	3	97,1	100,0
	4	99,9	99,6
	5	100,0	99,0
Pulmón	6	97,8	99,7
	7	99,9	99,5
	8	99,8	99,6
	9	99,4	99,8
	10	97,0	100,0
Cabeza y cuello	11	99,5	97,6
	12	99,7	100,0
	13	99,1	97,1
	14	99,7	96,4
	15	99,2	96,2
Recto	16	99,6	97,4
	17	100,0	99,2
	18	99,6	97,2
	19	99,7	100,0
	20	100,0	100,0

Tabla 1. Resultados de la comparación entre las distribuciones teóricas y experimentales empleando el ArcCHECK y el Delta 4+

ID: 01113
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Estudio para la selección de la distancia fuente detector idónea para verificaciones de IMRT

Néstor Chinillach Ferrando[1] , Ricardo Abdon Tortosa Oliver[1] , Carmen Ruiz Morales[1]

1) Hospital IMED Elche

Objetivo:

Evaluar de los posibles posicionamientos del dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) con cual se obtienen mejores resultados para verificaciones de tratamientos de IMRT.

Material y métodos:

Se dispone de un acelerador lineal Clinac DHX (Varian, Palo Alto, CA) dual (energías de 6 y 15 MV) con un colimador multiláminas (MLC) del modelo Millenium 120, con 60 pares de láminas, con un ancho en el isocentro de 5mm, en los 40 pares centrales y de 10 mm los veinte pares externos.

El acelerador dispone de un sistema de imagen portal debidamente calibrado en dosis, capaz de capturar un disparo de verificación de un plan de IMRT y compararlo posteriormente con el creado en el sistema de planificación.

Para llevar a cabo el estudio se seleccionan cinco pacientes de IMRT que cubran diferentes localizaciones. Los planes de tratamiento de los diferentes pacientes han sido calculadas usando el algoritmo AAA del planificador ECLIPSE v.11 (Varian, Palo Alto, CA), con un tamaño de voxel de 3 mm x 3mm x 3 mm y los planes de verificación han sido calculados usando el algoritmo PDIP del planificador Eclipse.

Con el fin de buscar la distancia fuente detector (DFD) idónea se seleccionan cinco distancias espaciadas equitativamente desde 100 cm a 140 cm.

Se calcula el plan de verificación para cada una de estas distancias y se dispara dicho plan en el acelerador.

Una vez recogidas las distribuciones teóricas y experimentales se comparan empleando la aplicación “Portal Dosimetry” (Varian, Palo Alto, CA) la cual permite aplicar la función gamma (3 %, 3mm) con un umbral de detección del 10%.

Resultado

Una vez analizados todos los pacientes se ve como el mejor resultado se obtiene para la DFD de 140 cm y el peor resultado para 100 cm. Para resto de distancias (110 cm, 120 cm y 130 cm) se obtienen resultados similares entre ellos. Un ejemplo de esto puede verse en la Figura 1 donde se representa el valor obtenido para cada campo de tratamiento y cada una de las distancias estudiadas, para el resto de pacientes se pueden ver los valores de la función gamma (3%, 3mm) para cada campo y cada distancia en la Tabla 1.

Conclusión

A la vista de los resultados concluimos que el mejor resultado se obtiene para la distancia de 140 cm, con lo cual el resto de planes de verificación de tratamientos de IMRT que se realicen en el centro usando el EPID se realizaran a una distancia fuente detector de 140 cm.

Queda pendiente extender este estudio a pacientes de arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT).

	Nombre del campo	Distancia fuente detector (DFD)				
		100 cm	110 cm	120 cm	130 cm	140 cm
Paciente 1	G180	94,6	95,7	95,8	97,0	97,3
	G105	96,2	97,2	97,3	97,0	98,2
	G45	97,5	97,5	97,4	98,1	99,0
	G315	97,1	97,1	96,8	97,5	98,5
	G255	96,5	96,7	97,3	97,4	98,2
Paciente 2	G180	96,5	97,6	97,7	98,9	99,2
	G105	98,1	99,1	99,2	98,9	100,0
	G45	99,5	99,5	99,3	99,3	100,0
	G315	99,0	99,0	98,7	99,5	100,0
	G255	98,4	98,6	99,2	99,3	100,0
Paciente 3	G180	96,1	96,1	96,1	96,5	98,1
	G105	96,1	95,7	96,3	96,4	98,2
	G45	95,1	95,2	96,1	96,3	97,5
	G315	95,2	96,2	96,3	96,0	97,2
	G255	96,5	96,5	96,4	97,1	99,1
Paciente 4	G180	95,5	96,6	96,7	98,0	98,3
	G105	97,1	98,2	98,3	98,0	99,0
	G45	98,5	98,5	98,4	98,3	99,0
	G315	98,1	98,1	97,7	98,5	99,0
	G255	97,4	97,6	98,3	98,4	99,0
Paciente 5	G180	95,2	96,1	96,3	96,7	97,8
	G105	96,3	97,2	97,8	98,3	99,2
	G45	96,9	97,5	97,6	98,1	99,5
	G315	96,1	97,2	98,1	98,3	99,3
	G255	96,6	96,9	97,9	98,4	99,2

Tabla 1. Resultado de aplicar el criterio gamma a las distribuciones obtenidas con el EPID para diferentes DFD y los diferentes pacientes estudiados

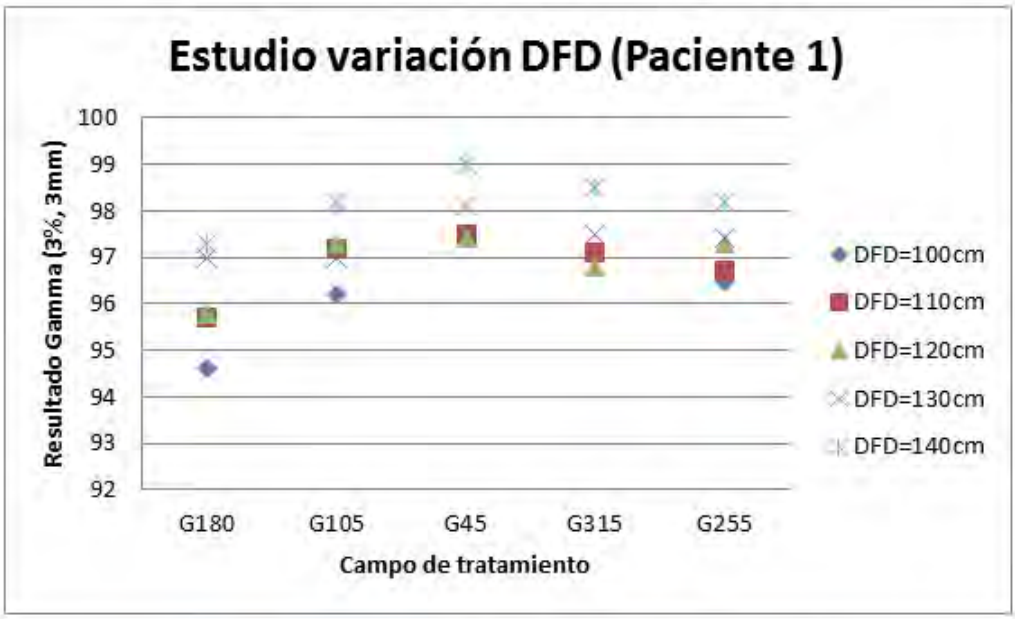


Figura 1. Representación gráfica de los resultados del Paciente 1

ID: 01143
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

COMISIONADO DEL MODELADO EN PINNACLE DE UN ACELERADOR DHX DEDICADO A VMAT, IMRT Y SBRT

María Perucha Ortega[1] , María Carrasco Herrera[1] , Carlos Baeza Monedero[1] , Gema Muñiz Romero[1] , Santiago Velázquez Miranda[1] , Javier Luis Simón[1]

1) Hospital Virgen del Rocío

Objetivo del trabajo: Existen muchas publicaciones referentes al comisionado de planificadores, sin embargo estas suelen ser muy tediosas y no incluyen técnicas como la SBRT. En este trabajo se sigue una guía que agiliza el comisionado de planificadores ya que detalla los requerimientos mínimos para el comisionado de un acelerador y además incluye pruebas específicas para las técnicas IMRT, VMAT y SBRT

Material y método: Para el desarrollo de este trabajo se ha seguido el informe 5.a de la *AAPM Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations-Megavoltage Photon and Electron Beams*. Se comienza comparando las distribuciones de dosis calculadas y medidas en el módulo de modelado. Luego, se comparan los cálculos en el módulo de modelado y el módulo clínico mediante las siguientes pruebas: 1. Comparación de las distribuciones de dosis calculadas en el módulo de física y el módulo clínico. 2. Comparación de las dosis en las condiciones clínicas de calibración entre el módulo de física y el módulo clínico. 3. Comparación de distribuciones de dosis calculadas en el módulo clínico con medidas que se utilizaron para modelar. A continuación se valida el algoritmo de cálculo básico con las siguientes pruebas: 1. Verificación de campos cuadrados clínicos. 2. Verificación de campo con zona extensa bloqueada. 3. Verificación de campos fuera de eje. 4. Verificación de campos a distintas fuente superficie. 5. Verificación de incidencia oblicua. Estas pruebas se realizaron con el maniquí cúbico MultiCube y el detector MatriXX. Para la validación de la corrección de heterogeneidades se realiza primero una verificación básica para un campo 5x5 cm^2 donde se utiliza el detector MatriXX y el maniquí ExaPhantom en el que se ha simulado la anatomía del Tórax mediante módulos de densidad aire, agua y hueso. Luego una validación para técnicas de IMRT y VMAT que incluyen campos pequeños de las dimensiones a utilizar en SBRT. Estas pruebas son: 1. Verificación de OF para campos pequeños, donde se comparan las realizadas con la cámara CC04 con los cálculos del planificador. 2. Verificación de planes de VMAT e IMRT para casos prueba del TG-119. 3. Test clínicos simples. 4. Test clínicos SBRT para 3D y para VMAT. Para las pruebas 2 y 3 de este bloque se usa el maniquí MultiCube y el detector MatriXX. Para la prueba 4 se usa el maniquí Exaphantom con cámara Farmer.

Resultados: La diferencia en el módulo de modelado entre las distribuciones de dosis calculadas y las medidas están dentro de las tolerancias establecidas por Venselaer et al. Las diferencias en las distribuciones de dosis en el módulo de física y el módulo clínico son menores del 0.5%, igualmente para las dosis en condiciones clínicas de calibración. La diferencia entre las distribuciones de dosis calculadas en el módulo clínico y las medidas es menor del 2%. Los valores de la gamma 3%/3mm para los distintos apartados son mayores del 95% (ver tabla1) salvo para el plan en forma de C utilizando la técnica IMRT cuya gamma es menor del 85%. Para este plan, además, el planificador no fue capaz de dar una buena optimización, lo cual coincide con resultados publicados previamente. Las diferencias en los OF entre el cálculo del planificador y las medidas van desde 0.7% para el campo de 6x6 cm^2 a 6.5% para el campo de 1x1cm^2. Para el test clínico SBRT las medidas con cámara Farmer muestran una desviación de -0.2% para el plan 3D y -1.7% para el plan VMAT.

Conclusiones: El modelo comisionado es válido para su uso con la técnica 3D conformada, para las técnicas IMRT y VMAT es necesaria una verificación de cada planificación dado que algunos de los valores de la gamma 3%/3mm para las pruebas realizadas se encuentran muy cerca del 95%. Hay que tener en cuenta la falta de una buena optimización del planificador para casos muy complejos. Para la técnica SBRT se deben hacer verificaciones individuales con un maniquí de heterogeneidad tanto para el caso de que se use técnica 3D o técnica VMAT.

Tabla 1. Valores o rango de valores de gamma 3%/3mm para las distintas pruebas.

PRUEBA	VALOR DE GAMMA
Bloque de medidas referidas al algoritmo de cálculo	95.21%-99.98%
Campo básico con heterogeneidades	97.5%
Planes de VMAT e IMRT	96.32%-98.03%
Plan C IMRT	73.23%
Test clínicos simples	99.14%-99.86%

ID: 01175
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Factores de Campo para campos pequeños usando la aplicación PRIMO y los algoritmos AAA y AXB

FERNANDO PIZARRO TRIGO[1] , MARÍA LUISA MARTÍN-ALBINA[1] , JUAN MORILLAS RUIZ[1] , LMR NÚÑEZ MARTÍNEZ[1] , JAVIER SÁNCHEZ JIMÉNEZ[1]

1) HOSPITAL UNIVERSITARIO DE BURGOS

Objetivos y aportación original.

Los campos pequeños se usan con profusión en los planes de Radioterapia, ya sea en Radiocirugía o en planes de intensidad modulada (IMRT o VMAT) a través de sus segmentos. La medida experimental de los mismos supone un reto por muchas razones, entre ellas está la exactitud limitada que se puede alcanzar con los detectores usados. La resolución de estos detectores es del mismo orden o mayor que los campos que se pretenden medir. Las simulaciones Monte Carlo (MC) pueden aportar soluciones a este problema. El propósito de este trabajo es realizar una comprobación de los cálculos de los factores de campo que los algoritmos de los Sistemas de Planificación de Tratamientos (SPT) extrapolan para campos pequeños comparándolos con una simulación MC. La aportación original de este trabajo consiste en realizar dicha comparación con la aplicación PRIMO como simulador MC y los algoritmos Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) y Acuros XB Advanced Dose Calculation (AXB).

Material/Método.

Como simulador Monte Carlo se utilizó la aplicación PRIMO versión 0.1.5.1202 que está basado en los códigos de PENELOPE 2011. PRIMO dispone de un listado de aceleradores simulados, entre ellos está el Clinac 2300 C/D (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, en adelante VMS) con el que realizamos el cálculo, del así denominado por la aplicación, segmento s1. Se utilizaron campos abiertos con mordazas colimadas a 0.5x0.5, 1x1, 1.5x1.5, 2x2, 3x3 y 10x10 cm^2. Los factores de campo se midieron a una profundidad de 10 cm y una distancia fuente superficie de 90 cm. El modelo de geometría para el cálculo de la dosis fue un maniquí homogéneo de agua con dimensiones X=20 cm, Y=20 cm, Z=15 cm y un tamaño de bin de 0.1x0.1x0.1 cm^3. En cuanto a los algoritmos utilizados, son algoritmos implantados en el SPT de Eclipse (VMS) cuya versión de software es la 11.0.31 en ambos casos. Los dos algoritmos se configuraron con los mismos datos experimentales que incluyen factores de campo hasta un tamaño de 3x3 cm^2 como el más pequeño de los medidos. Los tamaños de fuente utilizados son los recomendados por defecto por Varian, es decir 0 mm para AAA y 1 mm para AXB en ambas direcciones, x e y. La resolución de cálculo utilizada en ambos algoritmos fue de 0.1 cm.

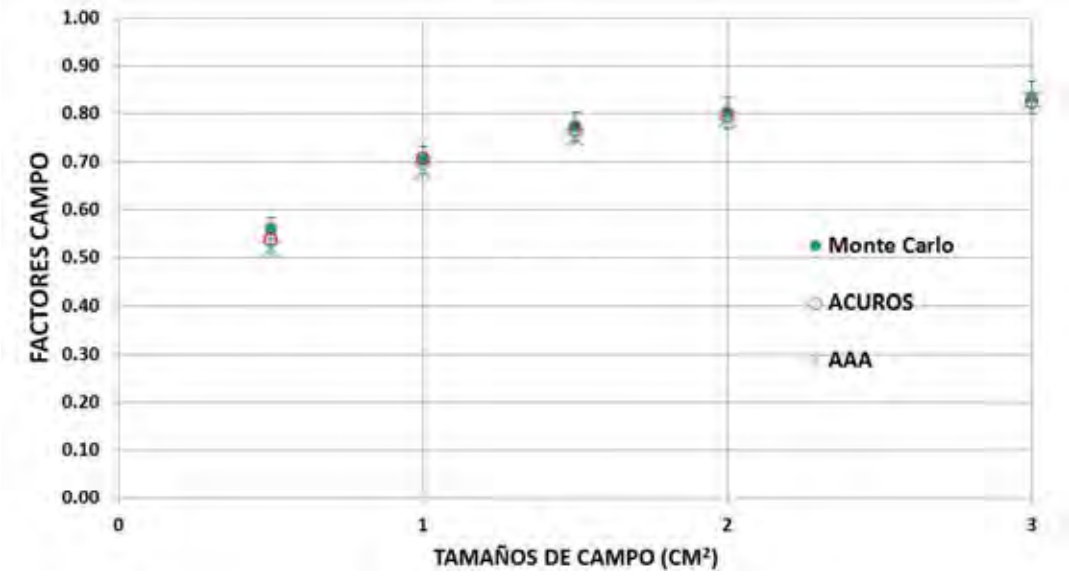
Resultados.

Los resultados de PRIMO se comprobaron con detectores de una resolución de hasta 1 cm (resultados que forman parte de una futura publicación). En la Fig.1 se muestran los factores de campo calculados por los tres medios que se analizan y en la tabla 1 se muestran las diferencias relativas entre los cálculos de PRIMO y los algoritmos estudiados. Las incertidumbres estadísticas se expresan con un factor de cobertura k=2. Se optó por parar la simulación cuando la incertidumbre en la dosis fuera del orden del 2% por dos razones: una, no se quería

dilatar excesivamente el tiempo de cálculo y, la segunda, esta incertidumbre es del orden de la asignada a los factores derivados de los algoritmos. Los resultados muestran que los factores prácticamente no difieren entre sí hasta campos 1x1 cm^2.

Conclusión.

Los factores de campo extrapolados por los algoritmos para campos inferiores a 3x3 cm^2 muestran un buen acuerdo con aquellos calculados con PRIMO. Para los campos más pequeños y los tamaños de fuentes elegidas en la configuración de los algoritmos, el AXB muestra mayor coincidencia con los cálculos Monte Carlo que el AAA.



		FACTORES CAMPO			DIFERENCIAS RELATIVAS (%)	
		PRIMO(MC)	ACUROS	AAA	Δ(AXB-MC)	Δ(AAA-MC)
TAMAÑOS DE CAMPO (CM^2)	0.5x0.5	0.5605 ± 0.03	0.538 ± 0.018	0.5168 ± 0.018	-4 ± 5.9	-7.8 ± 5.8
	1x1	0.7036 ± 0.035	0.7061 ± 0.021	0.6792 ± 0.02	0.4 ± 4.1	-3.5 ± 4.1
	1.5x1.5	0.7742 ± 0.037	0.7646 ± 0.021	0.7503 ± 0.021	-1.2 ± 3.6	-3.1 ± 3.5
	2x2	0.8024 ± 0.038	0.7945 ± 0.022	0.7877 ± 0.022	-1 ± 3.4	-1.8 ± 3.4
	3x3	0.8347 ± 0.039	0.8244 ± 0.022	0.8289 ± 0.022	-1.2 ± 3.2	-0.7 ± 3.2
	10x10	1	1	1	—	—

ID: 01052
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Estudio de niveles de dosis en diversos procedimientos de cardiología pediátrica

Maria Teresa Pérez García-Estañ[1] , Rafael Padilla Muelas[1] , Rafael Moreno Cano[1] , Manuel José Buades Forner[1] , Bonifacio Tobarra González[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

Objetivo:

Los riesgos de la radiación en cardiología pediátrica son de especial relevancia ya que los procedimientos intervencionistas involucran dosis altas.

Debido a que el volumen de estudios pediátricos es menor comparado al de adultos, la información sobre su dosis en la literatura es escasa y a menudo procede de estudios realizados con muestras limitadas de pacientes. Es, pues, interesante aportar nuestros datos a los de otros centros para establecer unos niveles de referencia de dosis (DRLs) en intervencionismo pediátrico.

El objetivo de este trabajo es evaluar los niveles de dosis de los distintos procedimientos de cardiología pediátrica en nuestro hospital.

Material/Métodos

Se ha evaluado una muestra de 82 exploraciones de cardiología pediátrica realizadas entre enero de 2015 y diciembre de 2016 en las salas de hemodinámica y electrofisiología del hospital dotadas con equipos Philips Allura Xper FD10 con detector digital plano. El Sistema Corporativo de Gestión de Dosis en el Diagnóstico por Imagen (DoseWatch, GE) registra los datos técnicos y dosimétricos del estudio.

Los valores del producto dosis área (DAP) registrados se han analizado en función del tipo de exploración y grupo de edad. Las exploraciones se han categorizado de acuerdo a los procedimientos establecidos en el proyecto PiDRL de la Comisión Europea [1].

Resultados

En la Tabla 1 se resumen los resultados obtenidos por tipo de procedimiento. Las dosis más elevadas se han recibido en valvuloplastia pulmonar y las más bajas en ablación simple, respectivamente.

Estos resultados son del orden de los reportados por otros estudios y presentan grandes variaciones entre procedimientos debido a sus diferentes niveles de complejidad, así como dentro de cada tipo de exploración en función de la edad de los pacientes.

(aqui vendria la Tabla1)

Los estudios diagnósticos constituyen el grupo más numeroso, con un 40% de los casos. Se observa una correlación entre el DAP y la edad (coeficiente de correlación de Pearson r = 0,68) y el peso de los pacientes (r = 0,67) (Fig. 1). No obstante, la variable DAP/kg presenta un comportamiento muy similar para todos los grupos de edad (r = -0,21), salvo en el caso de bebés de muy poco peso, para los cuales incrementa significativamente. En los procedimientos intervencionistas se observa un comportamiento similar, aunque las muestras individuales no

son suficientemente representativas.

Estos resultados sugieren la posibilidad de usar el DAP/kg normalizado para establecer niveles de referencia pediátricos cuando la limitación estadística impide hacer estudios detallados por grupo de edad de los pacientes.

(aqui vendria la Grafica1)

Conclusiones

La diversidad de valores obtenidos para los DAP en pacientes pediátricos exige disgregar por edad del paciente y complejidad de los procedimientos a la hora de establecer DRLs locales. La muestra actual de pacientes en cardiología pediátrica de nuestro hospital no es suficiente por sí sola para este propósito, si bien permite sumar esfuerzos con otros hospitales.

Los valores del DAP/kg presentan una alternativa para establecer DRLs para los distintos tipos de exploraciones sin distinción de edad.

Bibliografía:

[1] http://www.eurosafeimaging.org/pidrl

[2] Keiller D.A. and Martin C.J., *Radiation dose to the heart in paediatric interventional cardiology*, Radiol. Prot. 35(2015) 257–264

[3] Al-Haj A.N. et. al., *Variation in radiation doses in paediatric cardiac catheterisation procedures*, Radiation Protection Dosimetry (2008), Vol. 129, No. 1–3, pp. 173–178

[4] Borik S. et. al., *Achievable Radiation Reduction during Pediatric Cardiac Catheterization: How Low Can We Go?*, Catheterization and Cardiovascular Interventions 86:841–848 (2015)

Estudio	N	Edad Media	Media (std)	Mediana	P25	P75	Keiller[2] (2015)	Al-Haj[3] (2008)	Borik(2015)[4] (mediana)
Diagnóstico	32	4	9255 (8534)	8101	2956	10976		7770	4750
Cierre DAP	17	3	6208 (5312)	4995	3522	6331	3190	23210	2540
Cierre CIA	13	6	9163 (12082)	7258	2003	7378	4950	1390	5040
Valvuloplastia pulmonar	6	1	11002 (15655)	4039	3477	8653		9960	1630
Ablación simple	14	15	2465 (2376)	1432	918	2654	4300	6210	
Todos	82	6	7566 (8852)	5054	2427	9631			

Tabla 1 – Comparación de valores de DAP (mGy cm^2) obtenidos por tipo de procedimiento

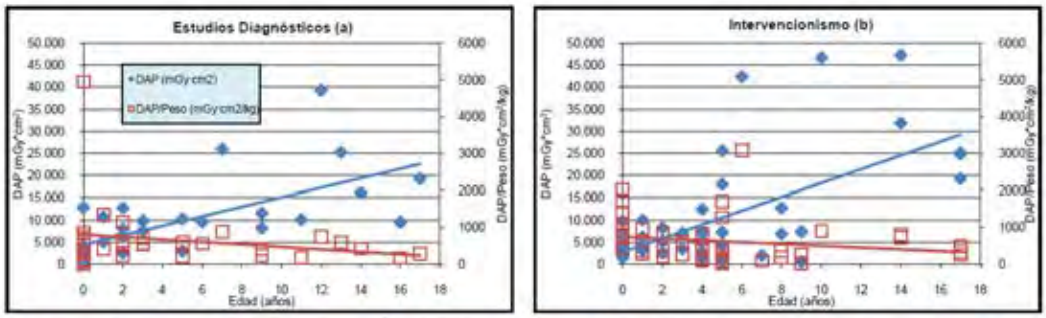


Figura 1 – Valores de DAP (mGy · cm^2) y DAP/Peso (mGy · cm^2/kg) obtenidos en estudios diagnósticos (a) e intervencionistas (b) por grupo de edad

ID: 01188
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Verificación de la dosimetría en braquiterapia oftálmica mediante un algoritmo independiente

Jorge Martín Rodríguez[1] , Meritxell Visus Llobet[1] , María Gil Conde[1] , Alejandro Bertolet Reina[1] , Jose Antonio Terrón Leon[1]

1) Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla

Objetivo del trabajo

La verificación de tratamientos de manera que se asegure la coincidencia de lo tratado con lo planificado, es un aspecto fundamental del control de calidad en procedimientos de terapia. En el caso particular de la Braquiterapia oftálmica se inserta sobre la esclera una placa de ^{106}Ru o una placa cargada con semillas de ^{125}I y se hace necesario disponer de algún programa de cálculo independiente que aporte una verificación de la planificación antes del tratamiento, tratando de detectar posibles errores previos. En el caso del ^{106}Ru se dispuso inicialmente de una verificación de la tasa de dosis en el eje central que ha permitido detectar errores, incluso en el sistema de planificación. Para el ^{125}I se hacía necesario desarrollar un sistema alternativo que pudiera dar esa información. El objetivo del trabajo ha sido el desarrollo de una herramienta independiente de verificación de la dosimetría basada en trabajos previos aplicados a otros tipos de Braquiterapia (1).

Material / método.

El programa ha sido desarrollado en Visual Basic 6.0 siguiendo el formalismo de cálculo del TG43 (2). Para la implementación se procedió a realizar, en primer lugar, un cálculo en una hoja Excel y luego se automatizó en un programa. Cuando se utilizan semillas de ^{125}I, la distribución de dosis se consigue con el posicionamiento de la placa de oro sobre la base tumoral. Las semillas se colocan en los alojamientos disponibles en el inserto de silicona, rellenándolos o no para lograr la distribución de dosis y el tiempo de tratamiento adecuados (Figura 1).

El programa diseñado permite la selección de la placa y del número de semillas colocadas en cada inserto. Esto genera una matriz de dosis que se compara con la del planificador. Alternativamente se puede realizar una verificación única del punto de prescripción.

Resultados

Los resultados obtenidos para el ^{106}Ru mediante un cálculo empleando una hoja Excel nos muestra que tenemos una verificación de la tasa de dosis en el punto de calibración de la placa (2 mm de profundidad) con una desviación promedio inferior al 3%. En un caso se detectó un error en el planificador que se comunicó y se corrigió en posteriores versiones y en otro caso se detectó una selección errónea de la placa para tratamiento. En ambos casos la utilización de este sistema de verificación previno la aparición de errores en el tratamiento. En el caso del ^{125}I, las diferencias encontradas se encuentran por debajo del 3%, sin aparecer ningún caso, hasta el momento, donde haya habido que hacer alguna modificación previa al tratamiento.

Conclusión

La automatización de la verificación del tratamiento mediante un software supone una garantía de calidad de cara al paciente evitando fallos en el tratamiento. El tiempo de cálculo de la verificación es despreciable y el error entra dentro de tolerancia para un software verificador. Puesto que el objetivo de estas verificación es localizar errores serios principalmente en la planificación (tasa de Kerma, dosis, posiciones de las fuentes, tiempo de implantación y extracción incorrectos etc..), resulta suficiente dicha precisión y su empleo ha demostrado la utilidad de este tipo de herramientas en casos concretos, por lo que su uso es deseable en los servicios de radiofísica que empleen la técnica de braquiterapia oftálmica en la que se utilicen este tipo de fuentes.

Referencias

1. Martín Rodríguez J. Cálculo de dosis en braquiterapia de próstata con alta tasa de dosis mediante un algoritmo independiente al planificador. Trabajo fin de master. Universidad Complutense de Madrid, 2014.

2. Rivard M.J., Coursey B.M., DeWerd L.A., Hanson W.F., Huq M.S., Ibbott G.S., Mitch M.G., Nath R. y Williamson J.F. Update of AAPM Task Group No.43 Report: “A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations”. Med. Phys. 31(3): 633-674, 2004.



ID: 01126
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Estandarización de los protocolos de TC para cohesionar los datos dosimétricos del SMS

Rafael Moreno Cano[1] , Teresa Pérez García-Estañ[1] , Rafael Padilla Muelas[1] , Manuel Buades Forner[1] , Bonifacio Tobarra González[1]

1) Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca, Murcia

Objetivos
Un problema subyacente en cualquier evaluación/comparación de dosis a pacientes en tomografía computarizada (TC) es la consistencia de los estudios registrados, es decir, si los estudios que se analizan son similares o corresponden a distintas indicaciones clínicas, áreas anatómicas y/o número de fases.

El objetivo de este trabajo es presentar la solución adoptada a nivel regional por el Servicio Murciano de Salud (SMS).

Material y métodos
El Sistema Corporativo de Gestión de Dosis del SMS (DoseWatch, GE) tiene conectados actualmente 13 equipos TC de 8 hospitales. Durante 2016 recopiló información de 23761 estudios.

En la estandarización de los estudios de los diferentes centros, se plantearon dos opciones: estandarizar los estudios o los protocolos.

Resultados
1. Estandarizar los estudios.
Es posible utilizar la descripción del estudio solicitado por el clínico tal como se recoge por el equipo. Sin embargo, el gestor de peticiones del SMS es una adaptación del catálogo de la SERAM, ed. 2009, contiene un número excesivo de pruebas y su manejo por el clínico solicitante no es cómodo. Con frecuencia el radiólogo modifica el estudio solicitado a la vista de los datos clínicos.

Para que este cambio quede registrado en DoseWatch es necesario que se haga en RIS antes de la captura del paciente por el equipo o posteriormente, una vez cerrado el estudio, en la propia aplicación de DoseWatch.

Esta alternativa se probó sin éxito en nuestro centro debido a:

1. Dificultad para cambiar la petición en el RIS.
2. Costumbre de realizar las modificaciones de forma oral o por anotaciones.
3. Falta de responsable encargado de realizar los cambios.
4. Dificultad de realizar los cambios en el momento de la prueba por la alta actividad en la sala.
5. Necesidad de un registro de cambios pendientes para realizar las modificaciones a posteriori.

Como ejemplo, Fig. 1a muestra la distribución de protocolos en un TC de nuestro hospital durante 2016 para el estudio *TC de abdomen con contraste*. En concreto, se usaron 14 protocolos diferentes, lo que indica que se agrupan indicaciones clínicas diferentes bajo el mismo nombre. Fig. 1b revela que el número de series es también variable. Esta inhomogeneidad supone una mayor dispersión en el DLP del examen (Fig. 1c) que en el protocolo más utilizado (*6.1 Abdomen Pelvis Rutina*. Fig. 1d).

2. Estandarización de protocolos
Esta es la opción que el SMS decidió implementar. Los protocolos técnicos definidos en el TC están más directamente relacionados con los requisitos clínicos de la exploración y resulta más fácil formar al personal del TC en su uso que a los clínicos peticionarios.

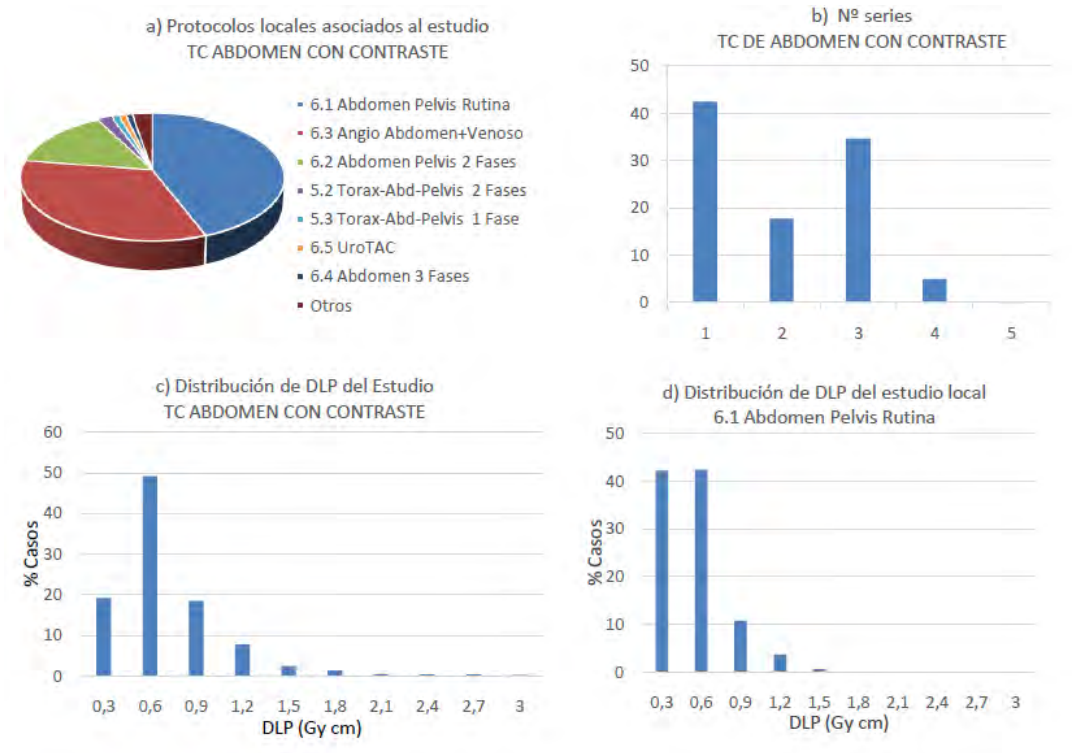
No obstante, un protocolo puede modificarse para cumplir con diferentes indicaciones clínicas; añadir nuevas series, alterar la longitud o la técnica. Para solventar estos problemas, se acordó con los radiólogos de los diferentes hospitales un catálogo estándar con 81 procedimientos del SMS. Una muestra de esta lista se presenta en la Tabla 1.

Posteriormente, cada centro mapeó sus protocolos locales a la lista estándar teniendo en cuenta que varios protocolos locales pueden corresponderse con un mismo procedimiento estándar; según el tamaño del paciente, opciones de reconstrucción o calidad de imagen. Pero importante, un protocolo local no puede usarse para varios procedimientos estándar, en ese caso, el protocolo se renombra las veces necesarias para que haya una correspondencia unívoca con la lista estándar.

El grado de estandarización se monitoriza periódicamente comparando las series usadas con las definidas en el estándar. Un Comité Local de Dosis analiza en cada hospital la necesidad de disgregar ciertos protocolos y los posibles malos usos de los ya existentes.

4. Conclusión

La consistencia de los datos es un problema para cualquier análisis o comparación dosimétrica. En el SMS se ha resuelto estandarizando los protocolos de cada modalidad mediante una lista acordada por todos los radiólogos. Han sido muchos los agentes implicados en esta iniciativa y será fundamental la participación de todos para continuarla y alcanzar resultados satisfactorios. En este sentido, destacar el trabajo del Comité de Dosis para vigilar el correcto funcionamiento de la estandarización y la optimización.



Protocolo local	Estándar SMS	Indicación clínica	Secuencias
6.1 Abdomen Pelvis Rutina	Abdomen Pelvis 1 fase	Primer estudio, oncología seguimiento de primario que no produce metástasis hipervasculares, estudio seleccionados de litiasis, control pancreatitis, Lesiones óseas, Traumatismos de alto impacto, masas abdominales URGENCIAS sospecha de sangrado activo	Abdomen y Pelvis (simple, o fase venosa o fase arterial)
6.2 Abdomen Pelvis 2 Fases	Abdomen 2 fases y Pelvis	Oncología seguimiento de primario que produce metas hipervascular; CA páncreas sospecha de tumor de islotes; Ca gástrico; Control de quimioembolización hepática	Abdomen arterial + Abdomen Pelvis venoso (restringir ambas fases a abdomen superior en quimioembolización)
6.3 Angio Abdomen+Venoso			
6.4 Abdomen 3 Fases	Abdomen 3 fases y Pelvis	Estudio masa renal o vesical	Abdomen simple + Abdomen (fase arterial o venosa) + Abdomen pelvis (fase venosa o retarrdada)
6.5 Abdomen Vascular	Angio-TC (arterial o venoso)	Malformaciones vasculares	Angio-TC arterial Angio-TC venoso

ID: 00995
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

La complejidad en los estudios de cardiología intervencionista para establecer DRLs locales

Rafael Moreno Cano[1] , María Teresa Pérez García-Estañ[1] , Rafael Padilla Muelas[1] , Manuel José Buades Forner[1] , Bonifacio Tobarra González[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca, Murcia.

Objetivos

La dosis en estudios de Cardiología Intervencionista (CI) puede ser muy variable y existen dificultades para establecer niveles de referencia de dosis (DRL) por la diversidad y combinación de procedimientos utilizados en los estudios (4). Existen datos de niveles nacionales para estudios diagnósticos, terapeuticos y de electrofisiología (1,2). No obstante, y como recomienda la ICRP, es necesario una clasificación más detallada que tenga en cuenta la complejidad para generar DRLs robustos representativos de la dosis asociada al estudio.

En este trabajo se describe la categorización realizada en nuestro hospital y los niveles de dosis de los procedimientos más frecuentes entre los años 2015 y 2016, así como una propuesta de DRLs locales.

Material y métodos

En nuestro hospital se dispone de un sistema de gestión y control de la dosis al paciente (DoseWatch, GE) que permite monitorizar y gestionar la dosis de cada intervención radiológica. Las pruebas de CI se realizan en 5 salas diferentes: 3 de hemodinámica y 2 de electrofisiología. Los equipos de estas salas (Allura Xper FD10 de Philips) envian a DoseWatch los valores técnicos y dosimétricos de cada estudio.

En colaboración con los cardiólogos se categorizaron los estudios según la Tabla 1. La clasificación de la complejidad se realizó en función del número de ramas coronarias (simple < 2, complejo ? 2) y de Stent (simple < 3, complejo ?3). A partir de la información registrada por DoseWatch hemos caracterizado la dosis asociada a cada procedimiento con los estadísticos rango, media, mediana y $P75^{th}$ de los descriptivos dosimétricos Kair, PDA, T y N. Los DRLs locales de cada procedimiento lo hemos escogido como el $P75^{th}$.

Resultados

En la Fig.1 se muestran las distribuciones de dosis para los estudios de diagnóstico, terapeuticos y de Electrofisioogía. En la Tabla 1 se detallan los descritivos de PDA de los diferentes procedimientos pertenecientes a estas categorías. En total se han analizado 5676 estudios.

Las medianas del conjunto de estudios diagnósticos (CA) y terapeuticos (ACTP) son inferiores a los niveles de referencia nacionales (1), 51.5 y 78 Gy cm^2 y europeos (3), 60 y 100 Gy cm^2. No obstante, un análisis utilizando la clasificación propuesta, revela que los procedimientos ACTP compleja tienen un valor de mediana superior tanto al DRL nacional como al local, lo que supone que más de la mitad de estas intervenciones (el 63 %) superan el DRL. En el caso contrarío, los estudios con baja dosis, como los de electrofisiología, tienen dosis muy inferiores a los estudios diagnósticos y terapeuticos, y es importante definir DRLs específicos para cada tipo de estudio para caracterizar de forma realista la dosis asociada teniendo en cuenta su complejidad. En nuestro centro hemos establecido DRLs locales a cada tipo de estudio según la clasificación de la tabla 1.

Conclusiones

Los niveles de dosis de CI de nuestro centro son inferiores a los niveles de referencia nacionales (1) y europeos (3). No obstante, la dosis de cada tipo de estudio es diferente según su complejidad. En esta situación es necesario clasificar los estudios y establecer DRLs en cada procedimiento para conocer de forma realista los niveles de dosis asociada. El apoyo del cardiólogo para definir los estudios así como realizar una correcta clasificación una vez concluido el examen es fundamental.

Bibliografía

[1] Sánchez, R., Vano, E., Fernández, J. M., Sotil, J., Carrera, F., Armas, J., ... & Diaz, J. F. (2011). A national programme for patient and staff dose monitoring in interventional cardiology. Radiation protection dosimetry, 147(1-2), 57-61.
[2] Carruana, E. V., Soto, J. F., Casanueva, R. S., & Ten Morón, J. I. (2013). Niveles de referencia de dosis en radiología intervencionista. Radiología, 55, 17-24.
[3] ICRP Publication 180. Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries. 2014
[4]. Padovani R, Vano E, Trianni A, Bokou C, Bosmans H, Bor D, et al. Reference levels at European level for cardiac interventional procedures. Radiation Protection Dosimetry. 2008.

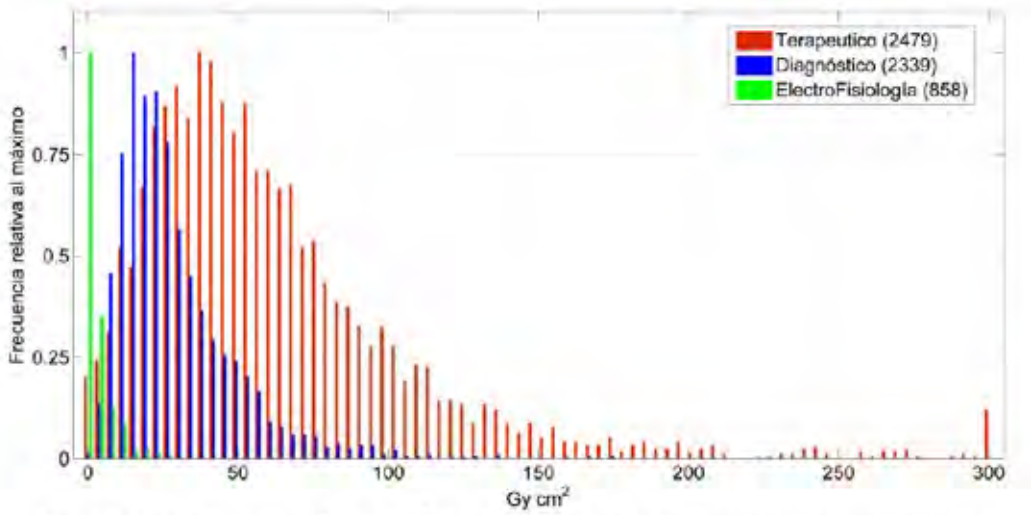


Figura 1. Distribuciones de PDA (Gy cm^2) por grupos de estudios en cardiología intervencionista en

Valores de PDA (Gy cm2)					
Estudios	**N**	**Rango**	**Media**	**Mediana**	**P75th**
Diagnóstico	**2339**	**0,1 - 175,4**	**29,5**	**24,1**	**37,1**
CA Simple	2121	0,1 - 175,2	28,0	23,2	35,2
CA Complejo	218	5,4 - 175,4	43,0	35,2	52,6
Terapeuticos	**2479**	**0,6 - 562,2**	**69,8**	**58,1**	**85,7**
ACTP o CA + ACTP Simple	1554	0,6 - 362,8	56,0	50,0	70,4
ACTP o CA + ACTP Compleja	798	3,3 - 562,2	98,5	84,9	118,8
Estructural complejo	89	2,1 - 556,9	63,7	47,0	72,1
Estructural simple	38	4,7 - 242,3	49,9	44,4	61,0
Electrofisiología	**858**	**0,0 - 60,7**	**3,2**	**1,1**	**3,7**
Dispositivo Simple	315	0,0 - 60,7	1,0	0,4	0,9
Ablacion Simple	182	0,2 - 31,4	4,6	2,6	6,0
EF cardiaca ECO	121	0,0 - 23,6	2,7	1,1	3,9
EF diagnostico	97	0,0 - 18,7	1,8	0,8	2,0
Resincronizar	54	0,3 - 24,4	6,1	4,0	8,0
FA	35	2,8 - 37,7	11,9	10,5	12,5
Ablación Compleja Carto	29	0,6 - 19,2	4,8	3,2	4,0
Ablacion Simple Carto	25	0,0 - 18,6	4,7	2,8	5,8

Tabla 1. Categorización de los estudios de cardiología intervencionista en HCUVA y descriptivos de la distribución de PDA de cada procedimiento.

ID: 01182
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

USO DEL CANAL ROJO EN DOSIMETRÍA CON PELICULA PARA VERIFICACIONES DE TRATAMIENTOS CON VMAT

Juan Fernando Mata Colodro[1] , Alfredo Serna Berná[1] , Vicente Puchades Puchades[1] , David Ramos Amores[1] , Alejandro Jiménez Martínez[1] , Noelia Martínez Cózar[1] , Miguel Alcaraz Baños[2]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Murcia. España 2) Departamento de Radiología y Medicina Física, Facultad de Medicina y Odontología, Universidad de Murcia. Murcia. España

OBJETIVO

En la dosimetría con película radiocrómica, el método multicanal (MMC) usa los tres canales de color, rojo, verde y azul (RGB), para la obtención del mapa de dosis. Esto se realiza combinando, mediante algoritmos, los mapas de dosis obtenidos a partir de cada canal individual. En general, el uso de los tres canales de color combinados convenientemente presenta ventajas frente al uso de un único canal para la determinación de dosis. En particular, usando el MMC no es necesario realizar corrección por la pérdida de respuesta lateral del escáner. Sin embargo implementar el MMC puede resultar más complejo que usar un único canal de color para dosimetría. En este trabajo proponemos el uso del canal rojo para verificaciones dosimétricas de planes de tratamiento como alternativa al MMC.

MATERIAL Y MÉTODOS

El planificador utilizado fue Eclipse versión 10.0 (Varian, Palo Alto, CA, USA). Los tratamientos consistieron en dos o cuatro arcos VMAT parciales, coplanares y con isocentro situado en el centro geométrico del PTV. La optimización se realizó utilizando el “Progressive Resolution Optimizer” (PRO) activando la opción “Air cavity correction”. Para el cálculo final de dosis se usó el “Analitical Anisotropic Algorithm” (AAA). La película usada fue Gafchromic® EBT3 (Ashland ISP Advanced Materials). Para irradiación de la película se utilizó el maniquí OCTAVIUS (PTV) El escáner usado fue un Epson 10000XL. Las imágenes de transmisión se obtuvieron en modo RGB positivo, con una profundidad de 16 bits por canal. Con objeto de reducir el ruido, cada película se escaneó en tres ocasiones y se obtuvo su promedio aplicándose posteriormente un filtro de Wiener de 3x3 píxeles. Para el escaneo siempre se uso un posicionador que deja libre únicamente una franja central asegurándose así que todas las películas escaneadas están en la misma zona central del escáner (figura).

Se realizaron QA de 32 planes de SBRT pulmonar, los valores de dosis por sesión son 7.5, 11 y 18 Gy. El volumen de los PTVs se encuentra comprendido entre 6.8 y 79.4 cm^3 y su diámetro equivalente entre 1.9 y 5.3 cm, por tanto centrando la película como se ha explicado sólo se usa una estrecha franja central del escaner. La obtención del mapa de dosis con película se realizó usando el MMC y usando los tres canales de color por separado, mediante una rutina adaptada en Matlab (Mathworks, Natick, MA, USA) Versión 8.2. Como resultado, se generan 4 ficheros TIFF (multicanal, rojo, verde y azul) para comparación con el plano de dosis procedente del TPS. Los resultados obtenidos se compararon mediante el análisis gamma. Se utilizaron los criterios 2%/2mm y 3%,1.5mm normalizando con respecto a dosis local. Se obtuvieron valores promedio del GI (índice gamma) y se compararon los valores obtenidos.

RESULTADOS

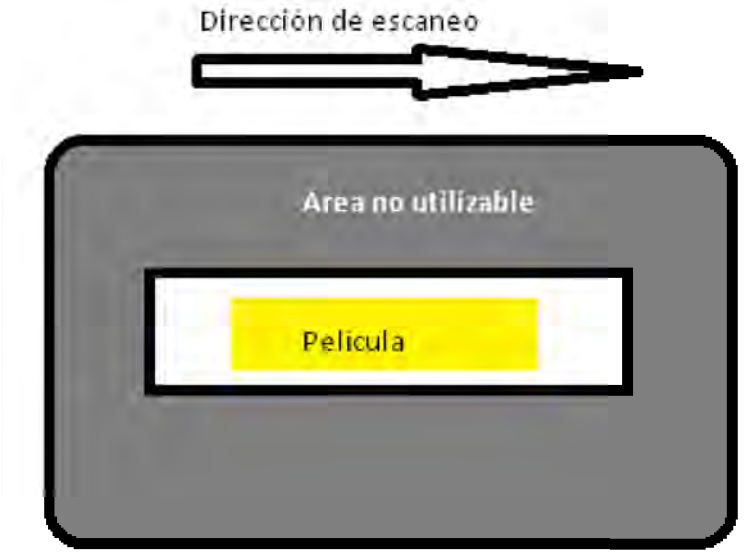
En los tres canales, el ajuste presenta coeficientes de correlación superiores a 0.999. Los valores de GI promedio para MMC usando los criterios 2%/2mm y 3%/1.5mm fueron 93.2 ± 3% y 94.1 ± 2.5% respectivamente. Para el

canal rojo se obtuvo 95.4 ± 2.7% y 96 ± 2.3%. Para los canales verde y azul se obtuvieron resultados de GI inferiores. Tanto los valores promedio de GI como su desviación estándar son algo mejores para el canal rojo. En 23 de los 32 casos el canal rojo dio un GI superior al MMC.

El hecho de que se hayan obtenido estos resultados puede ser debido a varios factores. En primer lugar, al usar una anchura de muy pocos centímetros del escáner minimizamos el problema de la falta de homogeneidad lateral en la respuesta del escáner, que es especialmente importante para el canal rojo. Por otra parte, los canales verde y sobre todo el azul presentan mas ruido que el rojo por lo que al no usarlos minimizamos la incertidumbre que esto pudiera añadir al MMC.

CONCLUSIÓN

El uso del canal rojo para dosimetría con películas Gafchromic® EBT3, puede ser una alternativa a la dosimetría multicanal, para la verificación de tratamientos con PTVs pequeños con VMAT.



ID: 01208
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

ESTIMACIÓN DE DOSIS MÁXIMA EN PIEL EN CARDIOLOGÍA INTERVENCIONISTA CON PROGRAMA DE GESTIÓN DE DOSIS

David Ramos Amores[1] , Alfredo Serna Berná[1] , J. Fernando Mata Colodro[1] , Vicente Puchades Puchades[1]

1) Hospital General Universitario Santa Lucía, Cartagena (Murcia)

1.- OBJETIVO.

El conocimiento exacto de la Dosis Máxima en Piel (DMP) en los procedimientos de cardiología intervencionista es una tarea complicada. En este trabajo se pretende obtener dicha dosis a través de relaciones empíricas usando para ello un programa de gestión de dosis, y de este modo conocer que pacientes podrían desarrollar lesiones deterministas en piel.

2.- MATERIALES Y MÉTODOS.

En los procedimientos de cardiología intervencionista, tanto de diagnóstico como de cateterismo, las distribuciones de DMP pueden ser muy amplias incluso para un mismo procedimiento, debido a la distintas circuntancias clínicas del paciente, a la metodología usada por el facultivo, aparte de otros motivos como podrían ser la calibración de los equipos etc… El valor del Kerma de Referencia en Aire en el Punto Intervencionista (KRAPI), es el parámetro que suministran todos los equipos modernos y puede ser usado en primera aproximación para el conocimiento de la DMP. A medida que el procedimiento se van complicando con movimientos de mesa y distintas proyecciones, la DMP puede ser diferir sustancialmente del KRAPI. Esto provoca que haya que buscar nuevos métodos si se quiere realmente tener una estimación mejor para la DMP.

El método que proponemos en nuestro centro, es usar las distintas herramientas del sistema de gestión de dosis Dosewatch versión 2.0.4 de la compañía General Electric (2015), para lograr una estimación de la DMP a través de la obtención de relaciones empíricas entre el Producto Dosis Área (PDA), KRAPI y la DMP. Para ello usaremos la herramienta denominada Mapa de Incidencia (MI) (Figura1) que es una representación gráfica de la dosis aproximada en la superficie de entrada del paciente dividida en parcelas, que intentan reflejar las distintas entradas al paciente según varía la geometría del equipo de radiología intervencionista, es decir para distintos ángulos de proyección. Hay que comentar que no se tiene en cuenta los movimientos horizontales de la mesa, por lo tanto este método tiene limitaciones.

En la unidad de Hemodinámica tenemos un equipo Artis Zee Floor de la marca Siemens Medical System. Durante el año 2016, se realizaron en él 1129 estudios de cardiología intervencionista. Para cada uno de esos estudios se recogió el PDA, el KRAPI y la DMP. Antes de la recogida de estos datos se verificó la exactitud de los indicadores del equipo. El valor de DMP se tomó como el valor de la suma de los cuatro cuadrantes adyacentes, que tiene el mayor valor del MI, esto intenta reflejar la solapación que pudiera haber entre los distintos campos en la entrada del paciente. El punto de máxima dosis se tomará entonces en el vertice común de esos cuatro cuadrantes (Figura1).

Figura 1

3.- RESULTADOS.

En la Figura 2 se representa tanto la DMP como el KRAPI frente al PDA de cada estudio.

Figura 2

De la gráfica se deducen estas relaciones aproximadas:

DMP(Gy)=0.013(cm^{-2})?PDA(Gy?cm^2)

DMP(Gy)=0.68?KRAPI(Gy)

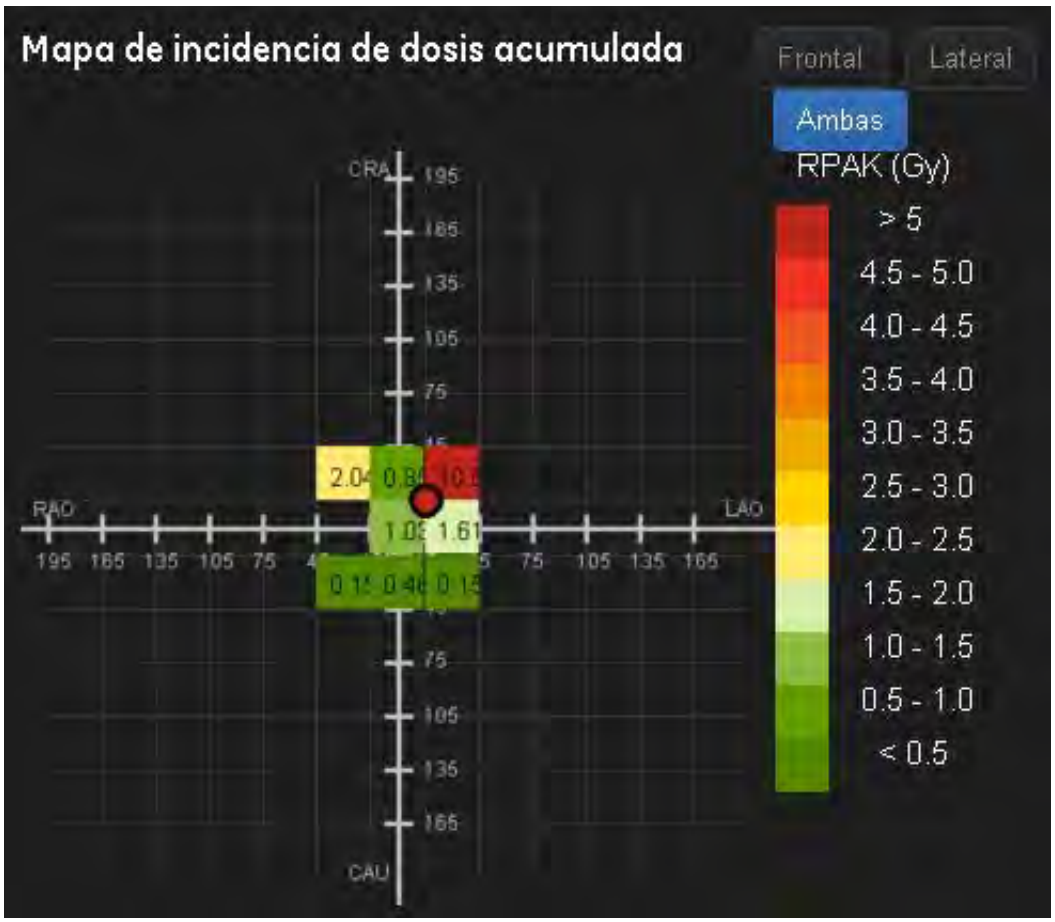
Encontramos que la DMP es inferior al KRAPI en torno a un 20%-50%. También se observa que a mayor dosis la incertidumbre es mayor, y por lo tanto sería adecuado hacer cálculos más personalizados para dichos pacientes.

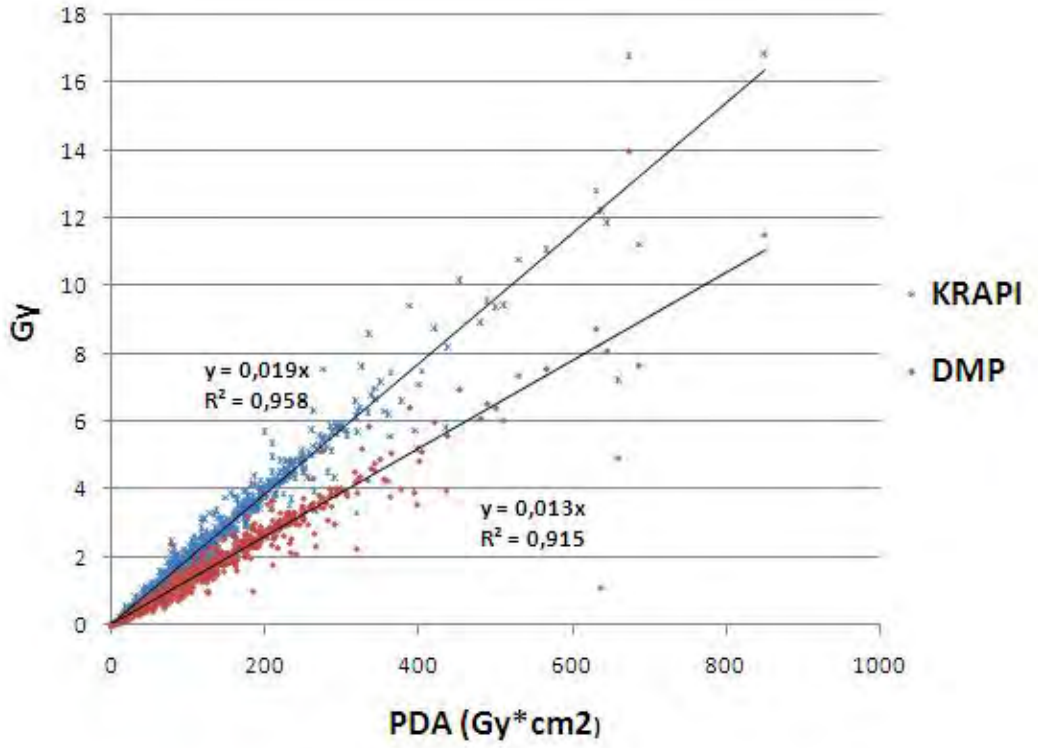
4.- CONCLUSIONES:

Consideramos que el método del uso de los MI debe ser tomado como una estimación que mejora el conocimiento de la DMP con mayor exactitud de aquellos que toman como valor para la DMP el KRAPI.

A partir del PDA o del KRAPI (datos que proporcionan los equipos modernos) se puede estimar de la DMP usando relaciones empíricas entre estas magnitudes.

El método es aproximado, porque aunque tiene en cuenta los distintos ángulos de proyección y los movimientos verticales de la mesa, no tiene en cuenta los movimientos horizontales de la misma.




18
16
14
12
10
8
6
4
2
0
Gy
0
200
400
600
800
1000
PDA (Gy*cm2)
y = 0,019x
R² = 0,958
y = 0,013x
R² = 0,915
KRAPI
DMP

ID: 01025
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

CALCULO DE LA FLUENCIA DE ENERGIA DE UN HAZ DE RADIODIAGNOSTICO A PARTIR DE SU CURVA DE ATENUACION

JAVIER DE AREBA IGLESIAS[1] , VICTOR DELGADO MARTINEZ[1]

1) UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

OBJETIVO:

El objetivo del trabajo es presentar la teoría y los procedimientos necesarios para la determinación de la fluencia de energía de haces de rayos x de radiodiagnóstico (energía entre 8 y 150 keV) a partir de su curva de atenuación $K(x_m)$ en condiciones de haz delgado, e identificar el absorbente óptimo para este propósito. Se analizan los elementos con número atómico entre Z=13 y Z=26, ya que la energía de sus bordes K es menor que la energía de los rayos x característicos del tungsteno y sus coeficientes de atenuación son, por lo tanto, funciones monótonas de la energía entre 8 y 150 keV.

MATERIAL Y MÉTODOS:

El formalismo publicado por Silberstein (1932) relaciona la fluencia de energía de un haz con su curva de atenuación en condiciones de haz delgado. En este formalismo se necesita representar el recíproco del coeficiente másico de transferencia de energía en aire, $1/?_{m,tr^{air}}$, como una función del coeficiente másico de atenuación del material absorbente, $?_m$, cuya transformada inversa de Laplace sea conocida. Se proponen dos tipos de funciones de ajuste con seis parámetros libres para este propósito: una de tipo potencial y otra de tipo serie de Laurent.

La magnitud a minimizar para el ajuste es la suma cuadrática de los decrementos logarítmicos entre los valores ajustados y tabulados de la magnitud $1/?_{m,tr^{air}}(?_m)$ para cada energía (valores discretos entre 8 y 150 keV), esto es, de los logaritmos al cuadrado del cociente de ambas magnitudes. Como la magnitud a minimizar es una suma cuadrática, se utiliza el algoritmo de Levenberg-Marquardt.

La estrategia de minimización es la siguiente: se parte del titanio (Z=22), comenzando en energías intermedias con un ajuste de dos puntos y dos parámetros, e incrementando el número de puntos -hacia energías altas y bajas- y parámetros (hasta seis), tomando como valores iniciales para cada ajuste los valores finales obtenidos para el anterior, hasta conseguir todos los ajustes con ambas funciones (potencial y Laurent). Para el vanadio (Z=23) se toman como valores iniciales los del titanio, y así hasta llegar al hierro (Z=26). De manera análoga y tomando números atómicos decrecientes a partir del titanio, se llega al aluminio (Z=13) por el mismo procedimiento.

El cálculo de la fluencia de energía se realiza mediante integración de la curva de atenuación $K(x_m)$ multiplicada por una función de ponderación, cuya forma analítica se halla y depende del tipo de función de ajuste elegida: Laurent o potencial. Manipulando la expresión para el error relativo en la fluencia de energía, se encuentra una cota superior para dicha magnitud que depende solamente del error en el ajuste $1/?_{m,tr^{air}}(?_m)$.

RESULTADOS:

De entre los elementos que proporcionan mejor precisión en la determinación de la fluencia de energía se han elegido: el titanio (por su inalterabilidad, baja densidad y suficiente maleabilidad) y el hierro (por su buena maleabilidad y por ser el que proporciona una determinación más precisa
de la fluencia de energía).

La cota superior para el error relativo en el cálculo de la fluencia de energía, a partir de los ajustes, es del orden del 1% (Tabla 1), y se obtienen de facto discrepancias inferiores a dicho valor en el cálculo de la fluencia de energía (usando diversos modelos de espectro de diagnóstico) para los ajustes del tipo Laurent con Al y potencial

con Ti y Fe (Tabla 2).

CONCLUSIÓN:

La principal conclusión es que se encuentra que el ajuste $1/?_{m,tr^{air}}(?_m)$, calculado en el espacio de Laplace de coeficientes de atenuación másicos $?_m$, proporciona una cota superior para el error relativo en el cálculo de la fluencia de energía, realizado en el espacio de Laplace de espesores másicos x_m. El método propuesto permite, por tanto, utilizar resultados calculados en ambos espacios ($?_m$, x_m), conjugados vía transformada de Laplace.

En comparación con los métodos calorimétricos, el método propuesto ofrece más rapidez en el cálculo de la fluencia de energía y mayor sencillez experimental.

Energía (keV)		8	10	15	20	30	40	50	60	80	100	150
Error rel. (%)	Aluminio "Laurent"	0.55	-1.22	-0.05	1.05	0.14	-0.93	-0.21	0.89	0.61	-1.05	0.25
	Titanio "potencial"	-0.39	0.78	0.29	-0.65	-0.96	0.12	0.86	0.75	-0.45	-0.72	0.39
	Hierro "potencial"	-0.27	0.53	0.26	-0.48	-0.76	0.10	0.71	0.53	-0.45	-0.45	0.28

Tabla 1. Errores relativos en el ajuste tipo "Laurent" para el aluminio y el de tipo "potencial" para el

	Discrepancia en cálculo de fluencia de energía (%)		
	Aluminio Ajuste tipo "Laurent"	Titanio Ajuste tipo "potencial"	Hierro Ajuste tipo "potencial"
Ánodo Mo	-0.60	0.36	0.25
Ánodo W 60 kVp	0.290	0.192	0.144
Ánodo W 81 kVp	0.002	-0.163	-0.120
Ánodo W 102 kVp	-0.224	-0.129	-0.092
Ánodo W 120 kVp	-0.274	-0.200	-0.180

Tabla 2. Discrepancias, en tanto por ciento, entre valores calculados (a partir de la curva de atenuación) y de referencia (mediante integración directa) de fluencia de energía para diversos espectros. Ajustes tipo "Laurent" (aluminio) y "potencial" (titanio y hierro). Energías entre 8 y 150 keV.

ID: 01270
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Verificación del funcionamiento del sistema de recuperación de cuñas Siemens Virtual Wedge™.

Antonio Ortiz Lora[1] , Alejandro Bertolet Reina[1] , José Macías Jaén[1]

1) Hospital Universitario Virgen Macarena

Introducción y objetivo: Debido a incidencias durante la administración de tratamientos con LINAC's es posible que algún campo se interrumpa sin ser administrado completamente. Para concluir completamente la sesión es necesaria la recuperación del campo. Esto no presenta mayor problema en el caso de campos estáticos (únicamente es necesario conformar el mismo campo y administrar las unidades monitor (UM) no impartidas) pero en el caso de campos dinámicos, como puede ser el uso de Virtual Wedge™ (VW) la programación se realiza a través de la opción de recuperación de cuñas de la consola del acelerador a partir de los valores de posición de mordazas y UM en el momento de la interrupción. El objetivo del trabajo es comprobar el correcto funcionamiento del sistema de recuperación.

Materiales y métodos: El acelerador sobre el que se han realizado las comprobaciones es un Siemens ONCOR. Se realizan medidas de perfiles con un array PTW de 729 cámaras de ionización cuadradas de 0.5 cm de lado y un tamaño máximo de 27 cm x 27 cm. El plano efectivo del array se situó a una DFD=100 cm, y se colocaron láminas de material equivalente a agua PTW RW1 hasta alcanzar una profundidad de 10 cm (DFS = 90 cm). Se comprobaron cuñas con campos de 15 cm x 15 cm, energía de 6 MV y 100 UM con un ángulo de cuña de 60° (1VW60). Como referencia se tomó la cuña realizada de forma continua (sin interrupciones) y frente a ella se comparó la misma cuña pero provocando interrupciones durante su administración y recuperándola de las distintas formas posibles (tabla 1). La interrupción se produce pulsando el botón de interrumpir. Las formas de reiniciar la irradiación serán:

- Automática: Sin resetear el campo, reiniciar la administración.
- Manual: Se resetea el campo y hay que volver a introducir los parámetros utilizando la opción de reanudación de cuñas de la consola (CV-REAN).

Se analizaron los perfiles incluidos en la zona central del campo (10 cm) en la dirección de la cuña. El ángulo de cuña se estima a partir de un ajuste del perfil medido y normalizado respecto a la dosis en el centro a la función $e^{-\mu\tan(?)x}$, donde μ se denomina coeficiente de atenuación lineal media y es característico de cada haz.

Resultados: En la tabla 1 se presentan, además de las distintas medidas realizadas, el número de interrupciones, las posiciones de la mordaza Y1 en las interrupciones, el ángulo promedio de las cuñas para cada tipo de interrupción y la diferencia entre la dosis medida en la posición central de la cuña de referencia y cada una de las cuñas con interrupciones.

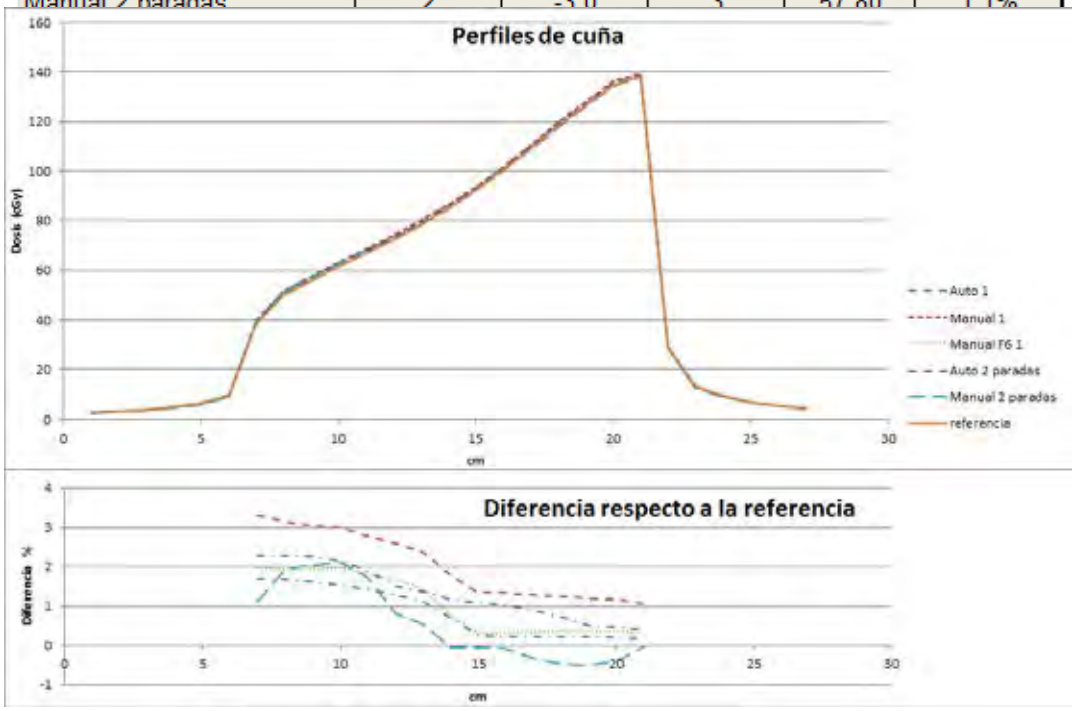
En la figura se representan los perfiles de cuña obtenidos con el array y la diferencia entre cada una de las medidas respecto a la de referencia.

Conclusiones: De los resultados obtenidos se observa que:

1. El ángulo de cuña recuperada se encuentra dentro de la tolerancia admitida por Siemens para su sistema ±2°
2. Se observa una variación máxima promedio de 2.1 % en la dosis en el centro de la cuña en todos los casos. Esta variación en dosis aunque importante para un único campo no debe tener excesiva influencia en tratamientos completos.
3. En la región de la cuña donde la tasa es baja, el instante en que se produzca la interrupción es importante ya que se pueden tener paradas con las mismas UM y que la posición de la mandíbula sea bastante

diferente y afectará tanto al ángulo como a la dosis en el centro de la cuña.

Medida	Nº Paradas	Posición paradas (y1)		Ángulo efectivo	Diferencia de dosis
Referencia (sin interrupción)	0			58.22	0.0%
Automática	1	0.0		57.32	1.3%
Manual	1	0.0		57.71	1.1%
Manual F6	1	1.0		57.50	1.1%
Automática 2 paradas	2	-3.0	3	57.80	2.1%
Manual 2 paradas	2	-3.0	3	57.80	1.1%



ID: 01266
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Evaluación dosimétrica de los algoritmos AAA y Acuros XB en maniquíes con heterogeneidades

María Luisa Martín Albina[1] , Lara María del Rosario Nuñez Martínez[1] , Fernando Pizarro Trigo[1] , Javier Sánchez Jiménez[1] , Juan Morillas Ruiz[1]

1) Hospital Universitario de Burgos

Objetivo: Comparación de las dosis calculadas en diferentes materiales y para energías de fotones de 6MV y 18MV con los algoritmos Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) y Acuros XB (AXB) del planificador Eclipse de Varian para verificar la adecuación su uso en tratamientos de radioterapia 3D, IMRT y VMAT.

Material y método: Se comparan los algoritmos AAA y AXB (versión 11.0.31) del planificador Eclipse (Varian Medical Systems). Se crean en el planificador dos maniquíes de agua (1 g/cm^3) de dimensiones 30x30x30 cm^3 con láminas de diferentes materiales. En el primero (maniquí1), se coloca una lámina de hueso (1.853 g/cm^3) de 1 cm de espesor a 5 cm de la superficie, a continuación una lámina de aire (0.0012 g/cm^3) de 1.6 cm, una lámina de tejido adiposo (0.92 g/cm^3) de 2 cm y por último una lámina de cartílago (1.42 g/cm^3) de 1 cm. El segundo maniquí (maniquí2) es igual al anterior pero se quita la lámina de aire. Se introducen haces a distancia fuente-superficie de 90 cm, ángulo de gantry y colimador a 0º. Los campos empleados tienen tamaños 2x2, 5x5, 10x10 y 15x15 cm^2 y las energías de fotones de 6MV y 18MV. Se realizan cálculos para las distintas combinaciones de tamaño de campo y energía con los algoritmos AAA y AXB. Los cálculos se realizan con 200 UM. La malla de cálculo es de 0.25 cm para los campos de 5x5, 10x10 y 15x15 cm^2 y de 0.1 cm para el campo de 2x2 cm^2. La opción de cálculo con AXB es *Dose to medium.*

En cada caso se obtienen los rendimientos de dosis en profundidad en el eje del haz y la dosis absorbida en el eje del haz en el punto central de cada uno de los materiales. También se obtiene la dosis en agua 2 cm antes de la primera heterogeneidad y 2 cm después de la última. En la bibliografía se ha validado el algoritmo AXB con Montecarlo, obteniendo resultados muy similares. Por lo tanto tomamos como referencia el algoritmo AXB y se obtiene la diferencia entre las dosis calculadas con ambos algoritmos como: $(D_{AAA}-D_{AXB})/D_{AXB}$ (%).

Una futura continuación de este trabajo es la comparación de los resultados obtenidos con AAA y AXB con los calculados mediante simulación Montecarlo utilizando la aplicación PRIMO, basada en el código PENELOPE 2011.

Resultados: Los resultados obtenidos se muestran en las Tablas 1 y 2:

Se aprecian diferencias en los resultados en función de la energía y el tamaño de campo. Como tendencia general, las diferencias obtenidas son mayores para la energía de 6MV que para 18MV y aumentan según disminuye el tamaño de campo.

En agua la diferencia de los resultados en ambos maniquíes es en todos los casos menor o del orden del 1%.

Las diferencias más acusadas se producen en el inserto de aire del maniquí1, siendo en todos los casos mayores del 10% y llegan a ser tan altas como el 115.05% para energía de 6MV y campo 2x2 cm^2.

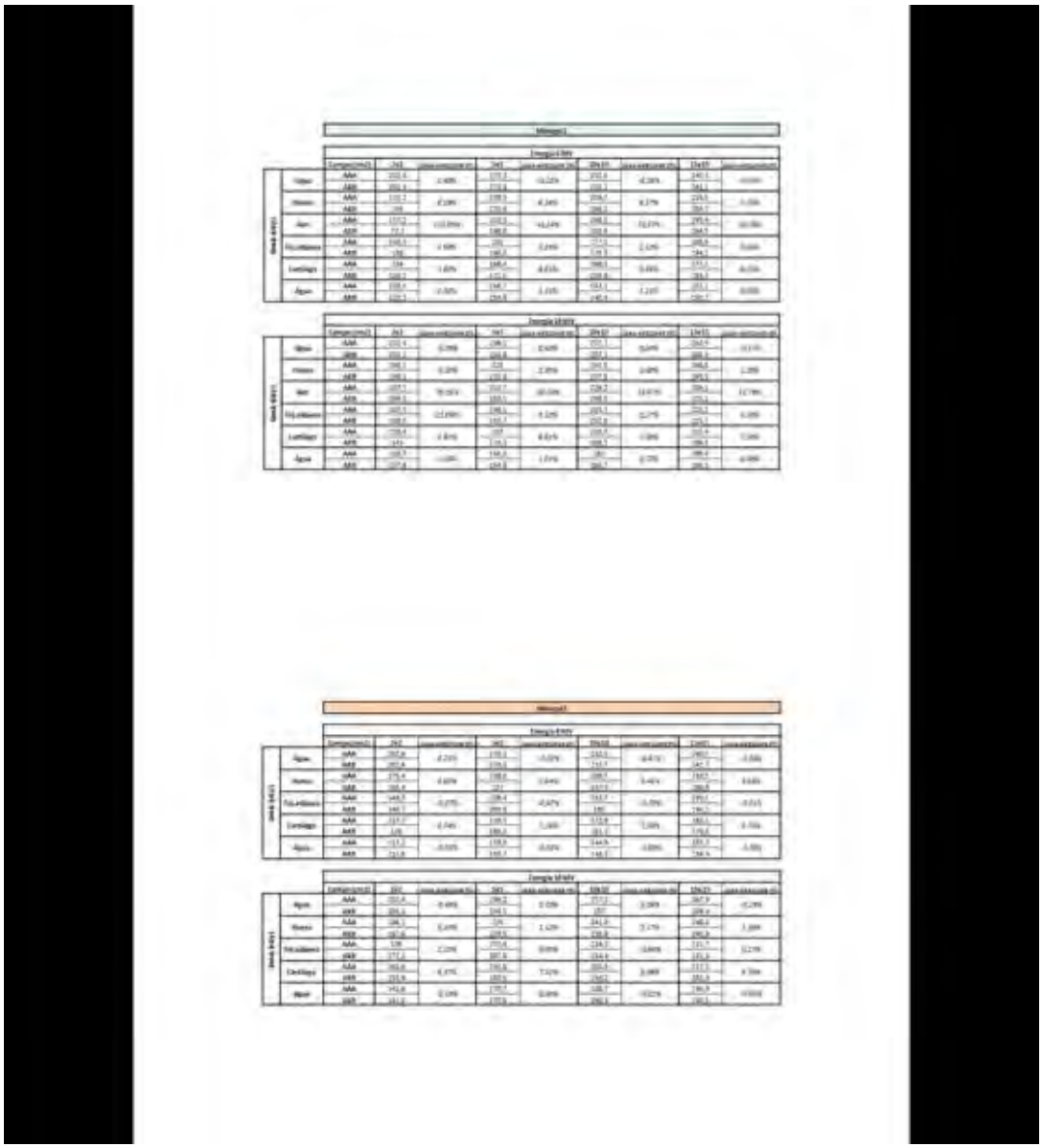
En tejido adiposo, en el maniquí2, las diferencias son menores del 1 % en todos los casos salvo en el campo de energía de 18MV y 2x2 cm^2 (2.15%). La presencia del inserto de aire en el maniquí1, hace que las diferencias en este caso se incrementen, sobre todo para el menor tamaño de campo.

En cartílago, en ambos maniquíes las diferencias están entre el 6 y el 10% en todos los casos.

En hueso, para energía de 6MV las diferencias son del orden del 6% y en cambio son mucho menores (entorno al 1%) cuando la energía es de 18MV.

Conclusiones: En tratamientos de radioterapia 3D, donde los campos empleados son generalmente grandes (tamaño de campo ?10x10 cm^2), ambos algoritmos darán una precisión de cálculo suficiente, salvo en el caso de presencia de heterogeneidades con densidad muy diferente a la del agua, donde es recomendable el uso de AXB.

En tratamientos con campos pequeños y energía de 6MV, como en las técnicas de IMRT y VMAT, es necesario el uso del algoritmo AXB, sobre todo en localizaciones con presencia de cavidades de aire, como pulmones o cabeza y cuello, donde la imprecisión del cálculo va a afectar no sólo a la cavidad de aire sino también al tejido circundante.



ID: 01362
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

ESTIMACIÓN DE LA DOSIS DE TRÁNSITO PARA UNA FUENTE DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE Ir-192.

Jonathan Suárez Arteaga[1] , Ana Dolcet Llerena[1] , Eduard Massana Melchor[1] , Julio Almansa López[1] , Javier Lupiani Castellanos[2] , Juan Luis Osorio Ceballos[1]

1) Complejo Hospitalario Universitario de Granada 2) Hospital de Jerez. Jerez de la Frontera.

Objetivo

El objetivo de este trabajo es el de estimar la dosis de tránsito en los tratamientos vaginales con una fuente de braquiterapia de alta tasa de Ir-192 con el equipo MicroSelectron HDR. Además de implantar un sistema de verificación de la corrección en los tiempos que aplica la consola de tratamiento para compensar la dosis de tránsito recibida debida sólo a la velocidad finita de la fuente entre paradas.

Material y métodos

La dosis que recibe el paciente debida a la trayectoria que recorre la fuente hasta llegar a (y recogerse desde) la posición de parada se desprecia por su bajo valor en relación a la dosis prescrita (AAPM-TG43).

En nuestro sistema la consola de tratamiento aplica una corrección a los tiempos calculados para cada parada, teniendo en cuenta la dosis recibida en el volumen a tratar por el desplazamiento la fuente entre las diferentes posiciones.

Tiempo de tránsito.

Para estimar el tiempo de tránsito de la fuente de Ir-192 utilizamos el conjunto de cámara pozo y electrómetro UNIDOS de PTW según el método descrito en [1]. Según este método primero se obtiene la posición de mayor sensibilidad de la cámara pozo llevando la fuente a diferentes posiciones dentro de la misma, y comprobando cuál de ellas es la que detecta una mayor intensidad (la 41 en nuestro caso). Más adelante se recoge carga en esa misma posición durante diferentes tiempos y se ajusta lo obtenido mediante regresión lineal, obteniendo una carga $Q(t)= I \cdot t + ?Q$ donde I es la intensidad resultante, y ?Q la carga para t=0s. Representando el tiempo efectivo medido $t_{efectivo}= Q_{medida}/I$ frente al tiempo programado, hallando así el de tránsito.

Igualmente obtenemos los tiempos de tránsito para posiciones 36 (a +1,25 cm) y 47 (a -1,5cm), necesarios para obtener el de tránsito entre paradas.

Tiempo de tránsito entre paradas.

Una vez hecho esto se procede de igual forma (Figura1), pero recogiendo esta vez la carga depositada en el volumen sensible para una salida de la fuente con paradas de tiempos iguales en todas las posiciones desde la 36 a la 47 (paso de 2,5mm) con el objetivo de hallar el tiempo de tránsito total (de llegada y recogida de la fuente más el tiempo entre paradas: $T_{llegada\text{-}recogida+paradas}$).

Con ello expresamos el tiempo entre paradas como:

$$T_{paradas}= T_{llegada\text{-}recogida+paradas}-T_{47} -(T_{36}-T_{47})/2$$

En la figura 2 mostramos la representación esquemática de los tiempos medidos:

Con estos tiempos y la distancia recorrida entre las posiciones 47 y 36 se calcula también la velocidad media de tránsito.

$V_{med}=(T_{36}-T_{47})/2d_{36-47}$

Resultados.

Se han obtenido los tiempos de tránsito de las posiciones 41, 36 y 47 de T_{41}=0.379s, T_{36}=0.434s y T_{47}=0.321s. Además de un tiempo de tránsito total con paradas programadas en todos los puntos de $T_{llegada-recogida+paradas}$=0.376s y con ello un tiempo entre paradas de $T_{paradas}$=-0.001s.

También se ha hallado una velocidad media de tránsito como:

V_{med}=489mm/s.

La dosis de tránsito se estima asumiendo que la carga recolectada es proporcional a ésta, además de ser también proporcional a la actividad de la fuente.

Para una Actividad de la fuente de 7,49 Ci (AKS=30568cGycm^2/h), obtenemos una dosis de tránsito Dt=0,54 cGy. Para una actividad estándar de 10 Ci (AKS=40812 cGycm^2/h) en el cambio de fuente sería Dt=0,72 cGy.

Conclusiones.

Obtenemos para un tratamiento vaginal estándar (3 cm de longitud y 5Gy) una dosis de tránsito despreciable (<0,2%).

Verificamos que la corrección llevada a cabo por la consola debido al movimiento de la fuente entre paradas es adecuada.

Comprobamos que la velocidad media hallada se aproxima en gran medida a la obtenida en otros artículos a través de métodos parecidos (489mm/s vs 467mm/s [2]).

Bibliografía.

[1] J. Pérez Calatayud et al. Calibración, Matrices de Dosis y Control de calidad en Braquiterapia. Físca Médica 0 vol. 1 (2000): 1-49.

[2] Tony P Y Wong et al. Transit dose of an Ir-192 high dose rate brachytherapy stepping source. Physics in Medicine and Biology 46 (2001): 323-331.

t programado	tiempo por parada	Q	Q-δQ	t efect
300	25	9004,5	8993,2	300,33
180	15	5409,5	5398,2	180,43
120	10	3610,3	3599,1	120,42
60	5	1810,3	1799,1	60,38
36	3	1090,3	1079,1	36,37
24	2	729,9	718,6	24,34
12	1	370,9	359,6	12,37
6	0,5	191,0	179,7	6,37

Figura1: Tabla de cargas recogidas para diferentes tiempos por parada.

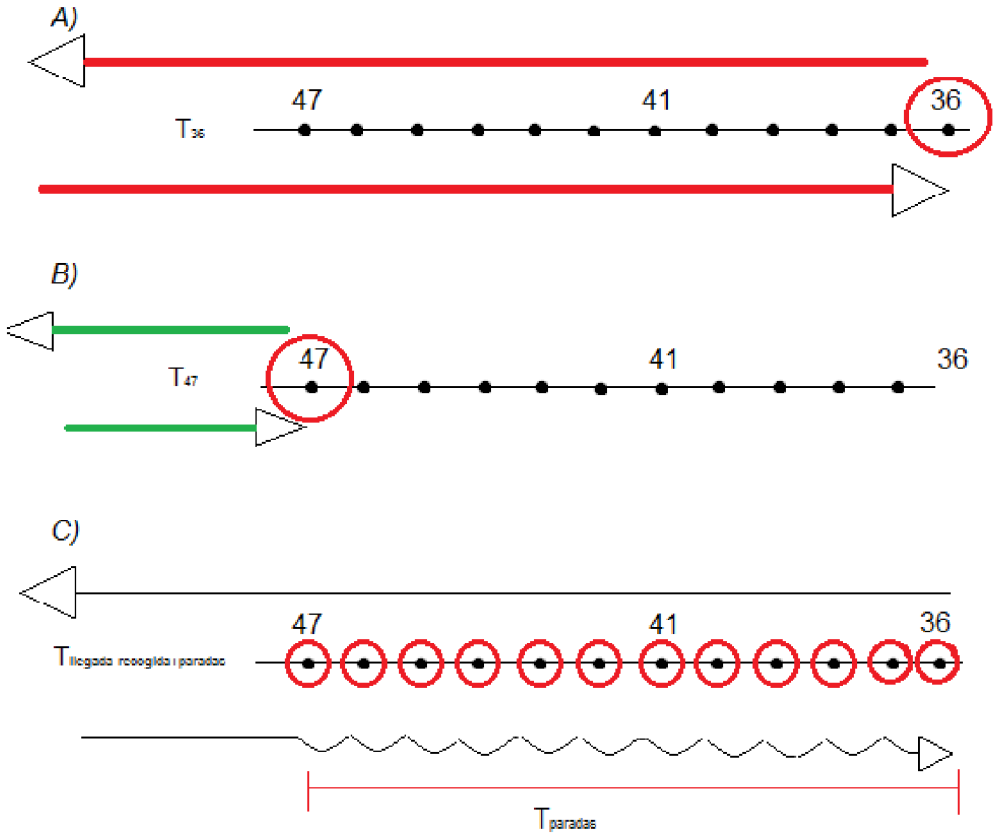


Figura 2. A) Tiempo de tránsito hasta la posición 36. B) Tiempo de tránsito hasta la posición 47. C) Tiempo de tránsito hasta la posición 36 con paradas en todas las posiciones desde la 47.

ID: 01401
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Comparación de los Factores de Campo y Penumbras de los Cabezales Agility y Apex

Concepcion Angeles Huertas Martinez[1] , Carlos Luis Ferrer Gracia[1] , Rodrigo Plaza Aparicio[1] , Zulima Aza Villarrubia[1] , Carlos Huerga Cabrerizo[1] , Eva Corredoira Silva[1] , Francisco Sanchez Muñoz[1] , Antonio Serrada Hierro[1]

1) Hospital universitario La Paz

OBJETIVO

El Apex es un nuevo cabezal micromultilámina de Elekta que se fija al cabezal del acelerador. En nuestro caso al cabezal Agility del Synergy. Está diseñado para tratamientos con campos muy pequeños, especialmente para el ámbito de la radiocirugía, ya que posee un innovador diseño de láminas y doble focalización.

El objetivo de este estudio es la comparación de los factores de salida de campo (S_{cp}) y penumbras entre los cabezales Agility y Apex, para verificar las ventajas físicas de la utilización del cabezal micromultilámina en los tratamientos que requieran campos de dimensiones reducidas.

MATERIAL Y MÉTODO

Partimos de un acelerador lineal de electrones de Elekta, modelo Synergy de una única energía de 6MV, con un cabezal Agility. El cabezal multilámina consta de 160 láminas con bordes redondeados y cuyo grosor en el isocentro es de 5mm.

El Apex está constituido por 112 laminas de borde plano que en el isocentro tienen un grosor de 2.5 mm. Una característica que identifica al colimador micromultilámina es la doble focalización que favorece la reducción de las penumbras.

Para la obtención de las medidas de las penumbras y de los S_{cp} se realizaron medidas en agua, con la cuba Blue Phantom y software OmniPro. Los Scp se midieron con una cámara cilíndrica CC13 y las penumbras con diodo de electrones EFD de IBA.

Los $S_{cp,}$ para diferentes tamaños de campo, se midieron irradiando 100 UM, a distancia fuente superficie de 90cm y a una profundidad de 10 cm. Las penumbras de los perfiles se midieron a distancia fuente superficie 100cm y profundidad de 10cm. Las penumbras se definieron como la distancia entre los puntos del 80% y 20% de la dosis en el eje central.

RESULTADOS

En la gráfica 1 se muestran los factores de campo de ambos cabezales. Los rangos de los tamaños de campos medidos van del 2cmx2cm a 10cmx10cm. Las diferencias entre los factores de campo de ambos cabezales son insignificantes, menores del 1%, para campos mayores de 4cmx4cm.

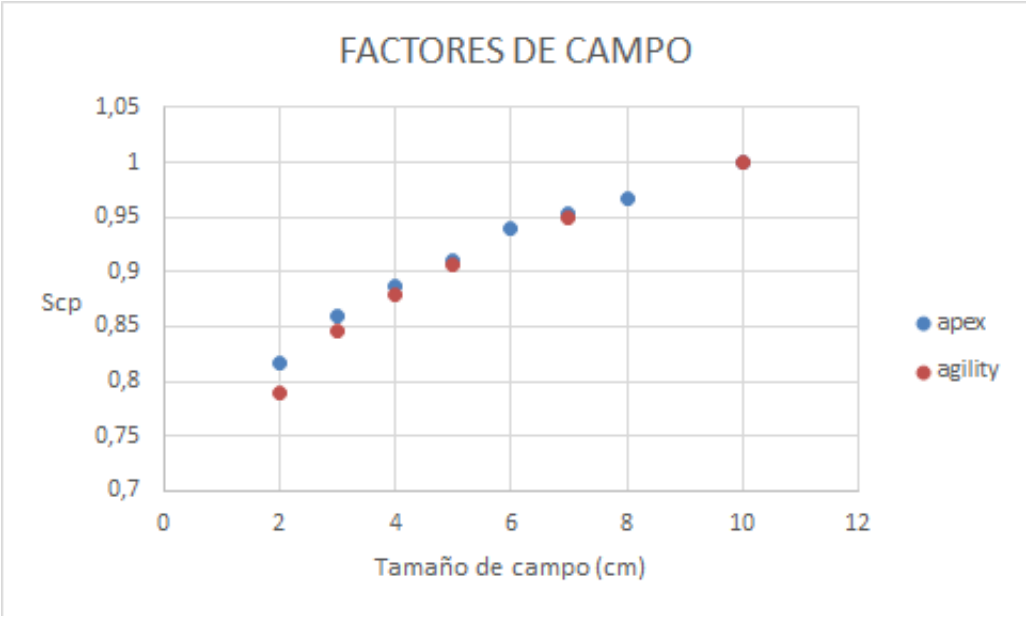
En la gráfica 2 se muestran las penumbras en las direcciones inline y crossline para ambos cabezales. De nuevo se miden las penumbras para tamaños de campos de 2cmx2cm a 10cmx10cm. En ambas direcciones las penumbras son menores para el cabezal Apex, aunque no se mantiene constantes al variar el tamaño de campo.

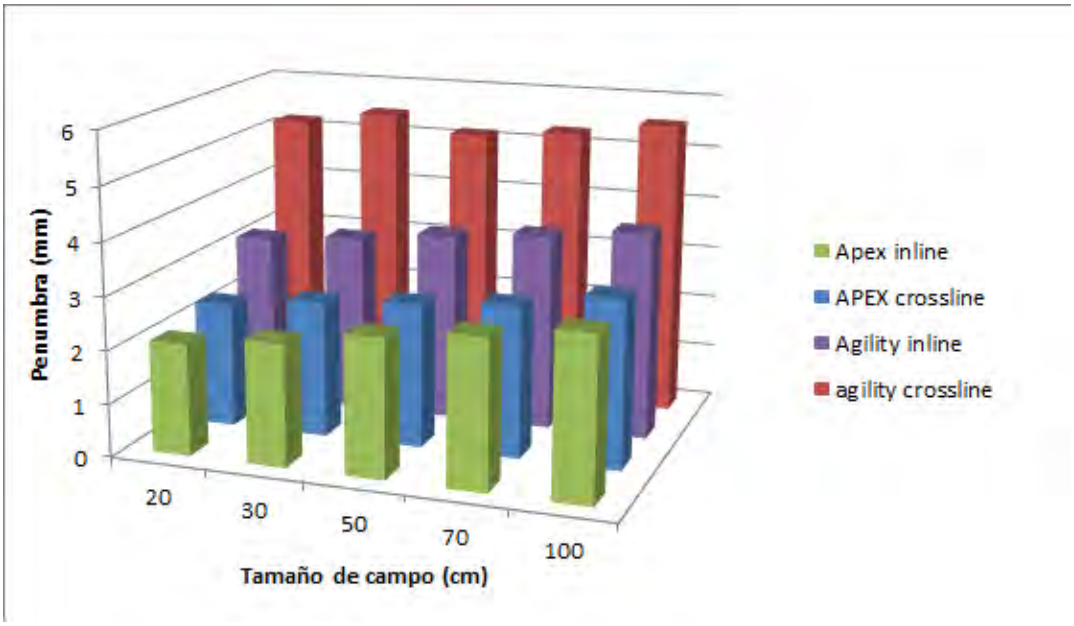
CONCLUSIONES

Los resultados muestran que el cabezal Apex afecta menos a los factores de campo. Aunque las diferencias del

factor de salida entre ambos cabezales son muy pequeñas.

Por otro lado las penumbras más pequeñas permiten conseguir mayores gradientes de dosis en los tratamientos.





ID: 00990
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Limitaciones en la verificación de IMRT Step&Shoot de campos grandes.

Rafael Padilla Muelas[1] , Rafael Moreno Cano[1] , Maria Teresa Pérz García-Estañ[1] , Manuel José Buades Forner[1] , Bonifacio Tobarra González[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica , H.C.U. Virgen de la Arrixaca

1.Objetivo:

Si se planifica un tratamiento de IMRT Step&Shoot y se ejecuta en un acelerador que no cuenta con mordazas variables, es posible encontrar pequeñas franjas de radiación de fuga en aquellos segmentos en los que el tamaño útil de campo es pequeño en comparación con la apertura de las mordazas.

Este trabajo pretende demostrar tal efecto, así como advertir de la verificación de este tipo de tratamientos con un detector de diodos bidimensional puede dar porcentajes de aceptación más bajos de lo esperado debido a la superposición de todos los campos en un solo plano y a la resolución finita del array de diodos.

2. Material/Métodos:

Como IMRT de campos grandes elegimos una pelvis (útero con paraórticos) donde el médico ha prescrito 50Gy para la región uterina y la zona paraórtica inferior y 45Gy para la zona paraórtica superior.

Se ha planificado con Pinnacle3V9.10 Phillips, un tratamiento Step&Shoot de 7 campos, distribuidos uniformemente (ángulos: 0° - 307°, cada 52°) para un acelerador Varian Clinac DHX que no tiene habilitada la licencia de mordazas variables para tratamientos IMRT. El número de segmentos oscila entre 6 y 8 dependiendo del campo.

El tratamiento se ha verificado con un detector de diodos PTW MapCheck2 usando 2 cm de PMMA adicionales sobre dicho detector y se ha aplicado en todos los campos un criterio gamma de 3mm 3%, tal como recomienda el TG119[1].

3. Resultados/Discusión:

Nos fijamos en el campo con angulación 210°, con 7 segmentos que varían entre 7 y 21 UMs. Para este campo, la tasa de paso es de 89,2 %,como se muestra en Figura 1.

[Aqui vendría la Figura 1]

En la Figura 2 se puede observar como los puntos de discrepancia están alineados en franjas que coinciden con la unión de ambos bancos de láminas de dos de los segmentos.

[Aquí vendría la Figura 2]

En un tratamiento de estas característicassiempre aparecen líneas de dosis causadas por la transmisión entre láminas [2], efecto que tambien se puede apreciar con película radiocrómicaGafchromic EBT3. El planificador Pinnacle predice estas franjas de dosis, sin embargo el detector MapCheck2, debido a su resolución finita, no es capaz de medirlas en su totalidad. La separación espacial de sus diodos hace que sólo se detecten ciertos puntos discretos.

Posibles alternativas son usar detectores 3D, como el ArcCheck SNC, o maniquíes volumétricos, como el Fantoma de Verificación Quasar, que evitan que las franjas de dosis se apilen en un solo plano al no irradiar todos los campos con gantry a cero.

Otras posibilidades son: replanificar el mismo tratamiento buscando campos y segmentos menos conflictivos o utilizar un acelerador con mordazas variables. Por ejemplo en el caso de un Elekta Infinity con cabezal Agility el porcentaje de paso para este campo sube a 95,7 %.

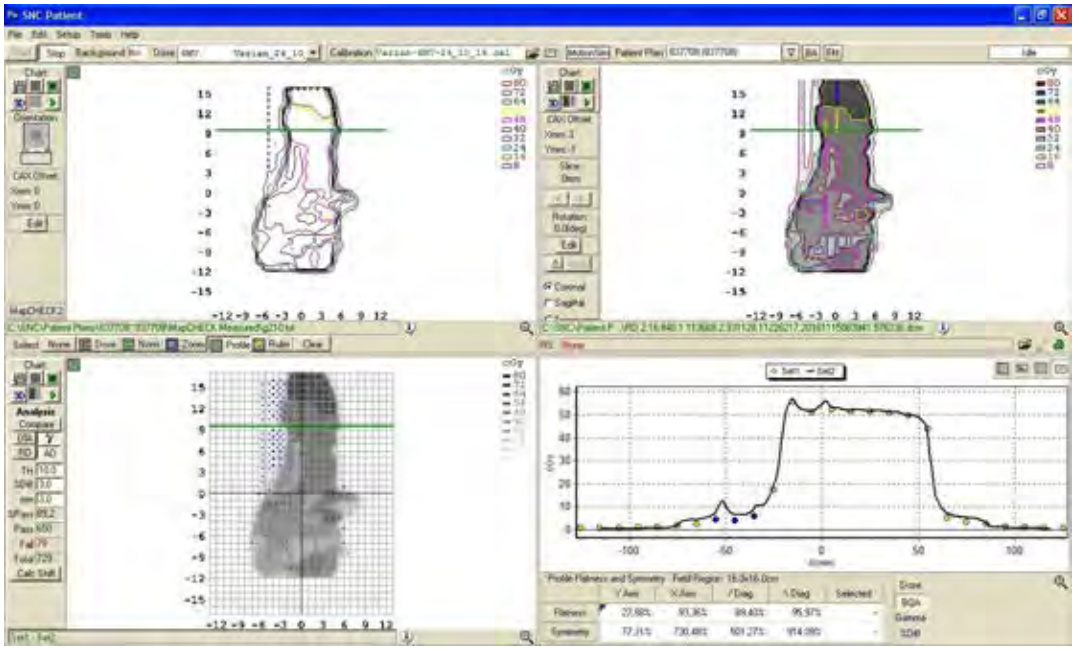
4. Conclusión:

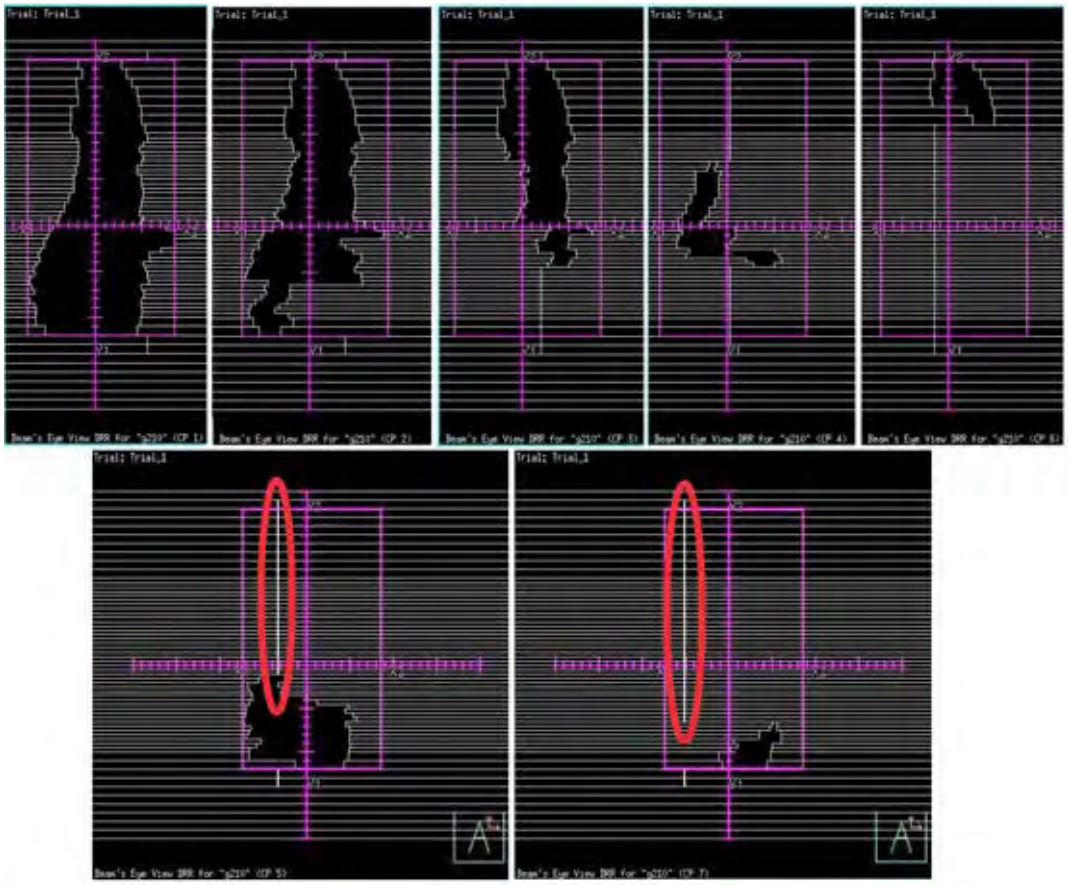
En la planificación de IMRT de campos grandes tenemos que tener en cuenta las limitaciones de nuestro acelerador, planificador y sistema de verificación.

Bibliografía:

[1] Ezzell G.A et al. \"IMRT commisioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a Report from AAPM TG 119.\" Medical Physics, 2009; 36(11): 5363.

[2] Boyer. A et al. \"Basic Applications of Multileaf collimators, a Report of TG 50.\"





ID: 01420
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

APLICACIONES DEL REGISTRO AUTOMÁTICO DE DOSIS A PACIENTE EN INTERVENCIONISMO

Jaime Marti Asenjo[1] , Pedro Fernández Letón[1] , Miguel Ángel de la Casa de Julián[1] , Juan García Ruiz-Zorrilla[1] , Daniel Zucca Aparicio[1]

1) Hospital Universitario HM Sanchinarro

Introducción

Las dosis impartidas a pacientes en intervencionismo pueden llegar a ser llevadas en procedimientos complejos. El registro automático de dosis en intervencionismo nos permite hacer un estudio pormenorizado de estas técnicas así como el seguimiento de posibles efectos adversos que dosis elevadas puedan tener en los pacientes. Se han recopilado datos de pacientes en el periodo 2014 – 2016 y analizado los valores de los índices de dosis más habituales en intervencionismo, dando valores del percentil 50 y 75 en los procedimientos más habituales. Además, se presentan resultados de la puesta en marcha de un programa de seguimiento a pacientes que han presentado valores en estos índices superiores a aquellos relacionados con lesiones en piel.

Materiales y métodos

Se ha utilizado un sistema comercial de registro y gestión automático de dosis a paciente en pruebas diagnósticas, DoseWatch (General Electric). Tres equipos intervencionistas están conectados a este sistema. Por cada estudio realizado, se adquiere de la cabecera DICOM la información más relevante de los estudios: fecha del estudio, datos del paciente (nombre, fecha de nacimiento), datos del estudio (descripción del estudio, protocolo, número de series) e indicadores dosimétricos como Kerma en aire (Ka), Producto Dosis Área (PDA) y tiempo de escopia (t). Los equipos conectado son un Innova de General Electric en HM Modelo en A Coruña, y dos equipos Phillips Allura en HM Montepríncipe en Madrid.

Se ha implementado un sistema de alertas automáticas vía correo electrónico al servicio de Radiofísica en base a los siguientes umbrales sugeridos por varias sociedades y organismos: KA>5 Gy y PDA> 500 Gy cm². Estos umbrales están relacionados con la aparición de lesiones en piel. Aquellos pacientes que superen alguno de estos valores son incluidos en un programa de seguimiento durante las 2-3 semanas posteriores al procedimiento. Estos efectos son de aparición tardía (a partir de 1.5 semanas), por lo que, si el paciente no ha sido advertido a cerca de este efecto, puede no ser asociado al procedimiento intervencionista y el tratamiento recibido no ser el adecuado

Resultados

La tabla 1 muestra el percentil 50 y 75 del PDA (Gy·cm2), Ka(mGy). En todos los casos valores sustancialmente inferiores a aquellos con efectos deterministas, lo que indica que llegar a estos valores debería ser muy poco frecuente. Así, vemos en la tabla 2 que el número de pacientes incluidos desde el inicio del programa han sido 21, de un total de 4506 pacientes, un 0,5% aproximadamente.

Conclusiones

Los sistemas de registro automático de dosis a paciente son una herramienta de gran utilidad para obtener información de forma sistemática de todos los procedimientos realizados. El tratamiento estadístico de estos datos nos permite una visión dosimétrica general de cada tipo de intervención. Además, mediante el establecimiento de alertas, es posible detectar a los pacientes con mayor riesgo de desarrollar lesiones en piel para poder realizarles un seguimiento adecuado.

		P50	P75
ANGIOPLASTIA CORONARIA (1 VASO)	PDA (Gycm2)	62,7	133,6
	t (s)	320,0	789,0
	Ka (Gy)	0,7	1,6
	Nº Pacientes	22	
ANGIOPLASTIA PERIFERICA	PDA (Gycm2)	62,9	136,8
	t (s)	317,0	764,5
	Ka (Gy)	0,7	1,7
	Nº Pacientes	20	
ARTERIOGRAFIA DE AORTA	PDA (Gycm2)	62,6	137,9
	t (s)	316,0	741,0
	Ka (Gy)	0,7	1,7
	Nº Pacientes	36	
ARTERIOGRAFIA MIEMBROS PERIFERICOS	PDA (Gycm2)	63,0	135,5
	t (s)	317,0	749,5
	Ka (Gy)	0,7	1,7
	Nº Pacientes	34	
CATETERISMO CARDIACO SIMPLE	PDA (Gycm2)	63,4	136,8
	t (s)	316,5	761,0
	Ka (Gy)	0,7	1,7
	Nº Pacientes	630	
CATETERISMO CARDIACO MULTIVASO	PDA (Gycm2)	61,8	136,8
	t (s)	315,0	739,0
	Ka (Gy)	0,7	1,7
	Nº Pacientes	16	
EMBOLIZACIÓN	PDA (Gycm2)	108,5	207,2
	t (s)	1812,0	2494,0
	Ka (Gy)	1,4	2,2
	Nº Pacientes	37	
ARTERIOGRAFIA DEL TRONCO SUPRA AORTA	PDA (Gycm2)	32,7	46,8
	t (s)	301,0	650,0
	Ka (Gy)	0,2	0,3
	Nº Pacientes	51	

Paciente	Descripción Estudio	DAP (Gy cm²)	KA (Gy)	Tiempo fluoroscopia(s)
1	Cateterismo Cardiaco Simple	687,2	11,3	4671
2	Cateterismo Cardiaco Simple	711,2	11,4	3390
3	Varios Hemodinámica	852,8	7,6	2795
4	Cardiaca	460,2	8,9	4703
5	Abdomen	1386,1	8,7	7076
6	Abdomen	1607,3	8,1	4875
7	Cateterismo Cardiaco Simple	307,4	5,9	2451
8	Cardíaca	234,6	5,6	2298
9	Cateterismo Cardiaco Simple	661,9	8,6	4571
10	Cardíaca	349,4	5,5	1924
11	Embolización	719,4	6,7	2511
12	Arteriografía Renal	1168,5	9,5	3317
13	Cardíaca	600,3	13,3	5225
14	Endoprótesis Aorta	964,3	8,5	4417
15	Embolización	658,5	5,4	2050
16	Cateterismo Cardiaco Simple	500,1	7,9	1845
17	Embolización	535,6	5,1	2163
18	Cateterismo Cardiaco Simple	595,4	7,4	2603
19	Hemodinámica	626,0	9,8	3515
20	Embolización	988,6	5,6	2502
21	Cateterismo Cardiaco Simple	1714,0	7,6	6360

ID: 01049
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

CONTROL DE CALIDAD EN PLANIFICACIONES DE SBRT PULMONAR CON PELICULA RADIOCRÓMICA

Juan Fernando Mata Colodro[1] , Alfredo Serna Berná[1] , Vicente Puchades Puchades[1] , David Ramos Amores[1] , Alejandro Jiménez Martínez[1] , Noelia Martinez Cózar[1] , Miguel Alcaraz Baños[2]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Murcia. España 2) Departamento de Radiología y Medicina Física, Facultad de Medicina y Odontología, Universidad de Murcia. Murcia. España

OBJETIVO

Verificar el uso de la película radiocrómica en el control de calidad (QA) de planes de SBRT pulmonar realizados con VMAT y comparar los resultados con los obtenidos mediante un método alternativo, consistente en un array de cámaras de ionización. El uso de la película radiocrómica para control de calidad de planes con fraccionamientos estándar está ampliamente descrito en la bibliografía, sin embargo, para los niveles de dosis incluidos en este trabajo existen pocos trabajos y ninguno usando la metodología especifica aquí incluida.

MATERIAL Y MÉTODOS

El Sistema de Planificación Utilizado fue Eclipse versión 10.0 (Varian, Palo Alto, CA, USA). Los tratamientos consistieron en dos o cuatro arcos VMAT parciales, coplanares y con isocentro situado en el centro geométrico del PTV. La optimización se realizó utilizando el “Progressive Resolution Optimizer” (PRO) activando la opción “Air cavity correction”. Para el cálculo final de dosis se usó el “Analitical Anisotropic Algorithm” (AAA).

Se realizaron QA de 14 planes usando el 2D-array Seven29 y la película radiocrómica EBT3. Los valores de dosis por sesión son 7.5 Gy, 11 Gy y 18 Gy. Con el array se utilizó el método merge para duplicar su resolución espacial.

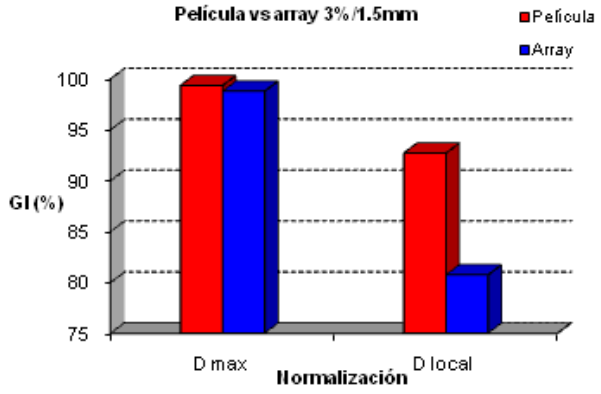
Para la dosimetría con película, el escáner usado fue un Epson 10000XL. Las imágenes de transmisión se obtuvieron en modo RGB positivo, con una profundidad de 16 bits por canal. Con objeto de reducir el ruido, cada película se escaneó en tres ocasiones y se obtuvo su promedio, aplicándose posteriormente un filtro de Wiener de 3x3 píxeles. La obtención del mapa de dosis con película se realizó mediante el método multicanal. Los resultados obtenidos con ambos detectores se compararon con los procedentes del TPS mediante el análisis gamma. Se utilizaron los criterios 3%/3mm, 2%/2mm y 3%,1.5mm normalizando con respecto a dosis máxima y local. Se obtuvieron valores promedio del GI (gamma index) y se compararon los valores obtenidos con ambos detectores para cada criterio.

RESULTADOS

Se obtuvieron curvas de calibración en cada canal de color dentro del rango de dosis 0 – 16 Gy. En los tres canales, el ajuste presenta coeficientes de correlación superiores a 0.999. Con la película se obtuvieron valores de GI promedios superiores al 98.9% para los tres criterios normalizando respecto a dosis máxima. Si se usa la dosis local, los valores de GI son superiores a 92.7%. Los valores de GI obtenidos con array son inferiores con todos los criterios utilizados. Esta diferencia es estadísticamente significativa cuando se normaliza con respecto a la dosis local y llega al 12% con el criterio 3%/1.5m (figura).

CONCLUSIÓN

Se ha verificado que, tanto el array como la película, proporcionan resultados satisfactorios en el QA de planes de SBRT de pulmón con VMAT. La película proporciona mejores valores de GI, su resolución espacial es mayor y el procedimiento en su conjunto, es más eficiente.



ID: 01352
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

EVALUACIÓN DE DOSIS EN HETEROGENEIDADES: COMPARACIÓN DE MEDIDAS CON ARRAY 2D vs CÁMARA DE IONIZACIÓN Y DIODO

José Ramos[1] , José Manuel Ordiales 1,2[1] , Fernando Álvarez[3]

1) Servicio de Radiofísica. Hospital de Mérida. Mérida 2) Grupo de Investigación en Sistemas Sensoriales. Universidad de Extremadura. Badajoz 3) Departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Automática. Universidad de Extremadura. Badajoz

OBJETIVO

Para la calibración de los haces de fotones de un acelerador lineal de electrones (ALE) y para la puesta en marcha de los sistemas de cálculo, gran parte de las medidas necesarias son realizadas utilizando el agua como medio dispersor. Sin embargo, como el cuerpo humano es un medio heterogéneo, es necesario realizar una comparación de las distribuciones de dosis obtenidas en los cálculos con medidas de dosis realizadas en presencia de heterogeneidades que simulen condiciones clínicas de irradiación. Con el objetivo de simplificar las medidas de dosis absoluta y los perfiles de haces de fotones, se han comparado los resultados de las medidas realizadas con una cámara de ionización y un diodo en un sistema analizador de haces 3D con los obtenidos con un una matriz de diodos 2D.

MATERIAL Y MÉTODO

Las medidas fueron realizadas en un ALE Mevatron Primus de Siemens con haces de fotones de 6 y 18 MV. Las medidas de referencia de dosis absoluta se realizaron en una cuba de agua Blue Phantom con el conjunto cámara de ionización CC-13 y electrómetro Dose 1, las de perfiles de dosis con diodo PFD y electrómetro CU 500E y el software utilizado para la lectura de perfiles fue OmniPro Accept (Iba Dosimetry). Las medidas comparadas se realizaron mediante un array 2D MapCheck2 compuesto por una matriz bidimensional de 1527 diodos tipo n, con build-up inherente de 1,2 cm equivalente a 2 gr/cm2 y software Profiler 3.3.1 (Sunnuclear). Se utilizó una cuba con agua de paredes de metacrilato de espesor 1 cm para generar la profundidad necesaria en las medidas con array 2D. Los insertos utilizados para generar heterogeidad en agua fueron 3 cilindros de 4 cm de diámetro fabricados de styrofoam, nylon y teflón.

Las medidas de dosis absoluta con cámara de ionización se realizaron en el eje del haz (CAX) a distancia foco superficie (DFS) de 100 cm en campos cuadrados de 10 y 20 cm de lado. La profundidad de medida fue de 15 cm y el inserto se situó a 6 cm de profundidad con su eje alineado con el de la cámara en dirección “crossplane”. Se obtuvieron tres lecturas para cada energía y tamaño de campo. Las medidas de perfiles se realizaron con el inserto en la misma posición y el diodo desplazándose a 15 cm de profundidad en la dirección “inplane”.

Las medidas de dosis absoluta obtenidas con la matriz de diodos se realizaron a DFS 100cm. Los detectores se situaron a una profundidad de 15 gr/cm2. Las medidas de perfiles en dirección “inplane” se realizaron a distancia foco detectores de 115 cm y a una profundidad de 15 gr/cm2. En ambos casos se realizaron 5 medidas para cada energía y tamaño de campo.

RESULTADO

Las diferencias obtenidas en los valores de dosis absoluta se muestran en la tabla 1. Los valores de coincidencia de puntos (< 3%) de los perfiles obtenidos por ambos métodos de medida se observan en la tabla 2.

Tabla 1. Diferencia porcentual de valores de dosis absoluta en el CAX obtenida con cámara de ionización (?< 0,3%) y array 2D de diodos (?< 0,1%).

Tabla 2. Coincidencia de puntos de los perfiles obtenidos con diodo sumergido en cuba de agua y con array 2D de diodos.

CONCLUSIÓN

La matriz bidimensional de diodos MapCheck2 es una herramienta útil para la medida de dosis absoluta y perfiles en presencia de heterogeneidades en las condiciones descritas en este experimento. La facilidad del posicionamiento del sistema permite obtener datos de dosis absoluta y relativa de forma sencilla y rápida, lo que permite incrementar el número de medidas de verificación y ajuste antes de establecer las condiciones iniciales con los detectores de referencia.

ID: 01096
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Evaluación de la DSE para exploraciones habituales en equipos de radiodiagnóstico

Denia Vilches Fernández[1] , Francisco Javier Casado Villalón[1] , Cristina Moreno Sáiz[1] , Jaime Gordillo Cerezo[1] , Elisa María Ortega Cantos[1] , Coral Bodineau Gil[1]

1) Hospital Regional Universitario de Málaga

Objetivo

Para seis equipos convencionales de radiodiagnóstico se evaluarán los valores de dosis en la superficie de entrada (DSE) medidos para las exploraciones habituales frente a los de referencia dados en el RD 1976/1999[1].

Además, se compararán los valores de DSE según dos procedimientos, midiendo sobre un maniquí de PMMA y estimando[2] a partir de la expresión:

$DSE(\text{mGy}) = ?(\text{kVp}) \cdot Q \cdot DFS^2 \cdot FRD$ (1),

donde $?(\text{kVp})$ es el rendimiento obtenido de la curva del rendimiento frente al potencial y FRD los factores de retrodispersión.

Material /Métodos

Se dispone de un detector de semiconductor PTW T60004 , un electrómetro PTW DIADOS E T11035 (calibración agosto 2016) y un maniquí de láminas de PMMA de 20 cm de espesor. Se mide la DSE del maniquí a las distancias y tamaños de campo acordes a las exploraciones más comunes. Se mide, para cada equipo, la curva de rendimiento en función del potencial. Aplicando (1) y a partir de la aproximación $?=a \cdot \text{kVp}^2 + b \cdot \text{kVp} + c$ (2), se calcula la dosis en superficie estimada para comparar ambos valores. Los *FRD* se han tomado de la referencia 1.

Resultados

Las DSE obtenidas para exploraciones de abdomen AP, columna lumbar AP/PA, columna lumbar LAT, columna lumbo-sacra LAT, pelvis AP, tórax LAT y cráneo LAT están por debajo de los valores de referencia dados por el RD 1976/1999.

Para el caso de las exploraciones de Tórax PA, en cuatro de los seis equipos la DSE medida está ligeramente por encima del valor de referencia. Para cráneo AP/PA en dos de los seis equipos también se miden valores superiores a los de referencia (tabla 1).

Por otro lado, las diferencias encontradas entre la dosis medida y la dosis estimada en superficie se encuentran, en promedio, por debajo del 10% (gráfica 1). Se aprecia que los valores de dosis medida en la mayoría de los casos son mayores que los estimados. Por tanto, los resultados de ambos procedimientos son estadísticamente compatibles.

Conclusiones

Los valores de DSE analizados son inferiores a los valores de referencia salvo en dos exploraciones y sólo para algunos equipos, a los que habrá que hacerles un seguimiento. En caso de que se superen estos valores sistemáticamente se procederá a realizar una revisión de la técnica de la exploración y del equipo utilizados, adoptándose las medidas correctoras necesarias.

Por otro lado, se encuentran desviaciones aceptables (menores del 10%) entre la DSE medida y la estimada, siendo mayor la DSE medida. Esta tendencia podría obedecer a las diferencias entre los *FRD* tomados de la

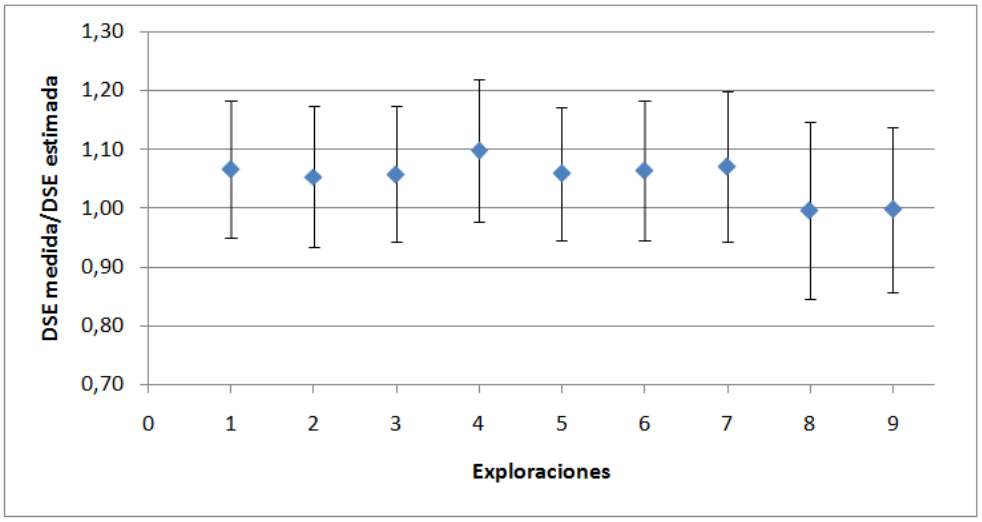
bibliografía para la ecuación (1) y los experimentales que habría que obtener para el detector utilizado y cada uno de los equipos.

Bibliografía

[1]RD 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico.

[2]Procedimientos recomendados para la dosimetría de rayos X de energías entre 20 y 150 keV en radiodiagnóstico (SEFM).

Exploraciones	DSEref (mGy)	Promedio	Rango	Percentil 70
1. Abdomen AP	10	4,84	2 - 6,7	6,3
2. Columna lumbar AP/PA	10	5,29	3,2 - 8,7	5,3
3. Columna Lumbar LAT	30	7,85	1,8 - 12,3	10,0
4. Columna lumbo-sacra LAT	40	12,14	2,5 - 16,3	14,4
5. Cráneo AP/PA	5	4,00	1,3 - 6,7	4,8
6. Pelvis AP	10	3,90	1,9 - 7,2	4,6
7. Tórax LAT	1,5	0,75	0,3 - 1	0,8
8. Tórax PA	0,3	0,36	0,15 - 0,5	0,4
9. Cráneo LAT	3	1,48	0,5 - 2,5	1,6



Gráfica 1. Variación de la dosis en superficie medida frente a dosis en superficie estimada

ID: 01213
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Implantación del sistema de registro y análisis de dosis en estudios de TC pediátricos en el HUC

Julián Yuste López[1] , Susana Donis Gil[1] , Iván Ribot Hernández[1] , Pablo Ignacio Domingo Fernández[1] , Juan Antonio Hernández Ponce[1] , Antonio Catalán Acosta[1]

1) Hospital Universitario de Canarias

Objetivo: La directiva europea EURATOM 59/2013 (de inminente transposición a sus estados miembros) establece la necesidad de registrar los valores de dosis a los que han sido expuestos los pacientes en sus exploraciones radiológicas. Esta necesidad se hace especialmente importante en los estudios de Tomografía Computerizada (TC) y sobre todo en estudios pediátricos.

Los objetivos de este trabajo han sido:

1.- Generar un registro de dosis automático de las exploraciones realizadas con TC en el Hospital Universitario de Canarias (HUC) y analizar los datos dosimétricos de los estudios pediátricos realizados.

2.- Establecer unos niveles de referencia de dosis, Producto Dosis Longitud (DLP) para las exploraciones de TC pediátricas y compararlas con con valores publicados en la literatura científica.

3.- Analizar las rutinas de trabajo y procedimientos en la realización de los TC pediátricos para su posible optimización.

Material/métodos: En la presente comunicación exponemos nuestra experiencia durante 2015 y 2016 con el sistema de registro *DoseWatch*, de la compañía *General Electric (GE)* en lo referente a las exploraciones de TC en estudios pediátricos.

El equipamiento con el que hemos contado en el presente trabajo ha sido:

- Sistema de registro de dosis *DoseWatch*, de la compañía *General Electric* (GE), en su versión 1.4.3.
- Equipo de TC *Toshiba Astelion*, de 16 cortes, instalado en Urgencias y conectado al anterior desde finales de 2014.
- Equipo de la misma marca y modelo, dedicado a radiología general y conectado desde mediados de 2016.

El sistema *DoseWatch* ha permitido registrar, de forma automatizada, el protocolo utilizado y los datos referentes a las dosis impartidas en las exploraciones llevadas a cabo por estos equipos. Del conjunto de exploraciones registradas (unas 20500), las llevadas a cabo a pacientes pediátricos (menores de 16 años), representan aproximadamente un 1% del total.

Los pacientes pediátricos han sido agrupados en tres grupos según sus edades: de 0 a 5 años, de 6 a 10 años y de 11 a 15 años. Así mismo, se han agrupado los estudios por región explorada. Para cada exploración se ha analizado el protocolo de adquisición utilizado, prestando especial hincapié a si se ha utilizado un protocolo pediátrico específico o un protocolo de adulto. Además, para cada uno de estos subgrupos se ha obtenido un valor medio de DLP.

Resultados: En la tabla 1 se muestra en número de TC pediátricos realizadas agrupados tanto por edades como por regiones exploradas. Además se muestra si se ha utilizado un protocolo pediátrico adaptado o un protocolo de adulto.

En la tabla 2 se muestra el valor medio de dosis, en DLP(mGy.cm) por región y rango de edades en nuestro centro junto a los valores de referencia [2].

Conclusión: A partir del análisis de los datos obtenidos podemos concluir que:

- Hemos implantado un sistema de recogida automático de dosis que nos ha permitido establecer valores de referencia en estudios de TC pediátricos en nuestro centro.
- Tal y como muestra la tabla 2, nuestros valores de dosis están dentro de los rangos de referencia a nivel europeo [2]
- En los intervalos de edad 0-5 años y 6-10 años, el uso de protocolos pediátricos es prácticamente total no así en el caso de del rango comprendido entre 11-15 años, donde a pesar de existir protocolos pediátricos de adquisición, la tendencia es el uso de protocolos generales. Esto en el caso de los estudios de cerebro, puede ser debido a que no existen programados estudios adaptados para mayores de 12 años pero no para las otras localizaciones. En coordinación con el Servicio de Radiodiagnóstico se ha iniciado una campaña de concienciación para ampliar el uso de los protocolos pediátricos en el rango de 12 a 16 años, creando nuevos protocolos si fuera necesario.

Referencias:
[1] Council Directive 2013/59/EURATOM.
[2] European Commission (EC) (2014). Radiation Protection (RD) nº180: Diagnostic Reference Levels in thirty-six european countries.

		Rango de edad		
Región del estudio	¿Adaptado?	[0-5]	[6-10]	[11-15]
Abdomen	No			17
	Si	1	2	6
Cerebro	No		1	49
	Si	42	30	11
Cuello	No	1		3
	Si	6	8	
Torax	No			7
	Si	2	2	2

Tabla 1. TC's pediátricos realizados por rango de edad y protocolo (adaptado / no adaptado).

				DRLs [2]		
Región del estudio	**[0-5]**	**[6-10]**	**[11-15]**	**[0-5]**	**[6-10]**	**[11-15]**
Abdomen	106	121	238	27-125	125-400	400-500
Cerebro	500	786	913	270-600	620-900	850-920
Cuello	48	59	323	-	-	-
Torax	68	55	224	12-230	55-370	105-205

Tabla 2. Comparativa de nuestros valores con los de referencia [2].

ID: 01383
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

IMPLANTE DE MARCAPASOS: COMPARACIÓN DE PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS EN EL HOSPITAL DE MÉRIDA CON NIVELES DE REFERENCIA

José Manuel Ordiales 1,2[1] , José Ramos[1] , Javier Tejada[3] , Miguel Benítez[3] , Guadalupe Borge[3] , Loudes Moraleda[3]

1) Servicio de Radiofísica. Hospital de Mérida. Mérida 2) Grupo de Investigación en Sistemas Sensoriales. Universidad de Extremadura. Badajoz 3) Servicio de Medicina Intensiva. Hospital de Mérida. Badajoz

OBJETIVO

Un marcapasos es un dispositivo electrónico compuesto de un generador de pulsos y catéteres metálicos que se fijan en el interior del corazón para regular la frecuencia cardiaca. El implante de marcapasos se realiza mediante guiado de imagen por fluoroscopia en un procedimiento quirúrgico de mínima invasión. El tiempo de fluoroscopia empleado es variable y depende, generalmente, de la complejidad del procedimiento y de la dificultad de ejecución. Existen dos tipos de implante: unicameral, en los que se utilizan marcapasos identificados por las siglas VVI que controlan un ventrículo y disponen de un catéter, y bicameral, identificados por DDD que controlan aurícula y ventrículo y constan de dos catéteres. Aunque en España no están aún establecidos los niveles de referencia diagnósticos (NRD), hay publicaciones disponibles. El objetivo de este trabajo es la evaluación de los parámetros dosimétricos Producto Kerma-Área (KAP) y Tiempo de fluoroscopia para los dos tipos de implante de marcapasos más habituales en nuestro centro.

MATERIAL Y MÉTODO.

Se registraron 110 casos de implante de marcapasos del tipo VVI y 73 casos del tipo DDD. Los procedimientos fueron realizados por 3 especialistas en Medicina Intensiva y una enfermera. El equipo de rayos X utilizado fue un arco Philips BV Endura. Los procedimientos se realizaron con fluoroscopia pulsada ½, tamaño de campo 23 cm y proyección antero-posterior. Se registraron Tiempos de fluoroscopia (min) y KAP (Gy*cm2). El KAP fue corregido según el procedimiento descrito en IAEA Safety Report Series N 59. Todos los procedimientos se realizaron con delantal plomado y protector tiroideo como material de protección personal. No se utilizó mampara plomada.

RESULTADOS.

Los valores de las medianas y terceros cuartiles de los parámetros registrados se muestran en la tabla 1.

Tabla 1. Mediana (rango) y tercer cuartil de los parámetros dosimétricos registrados.

CONCLUSIÓN.

La datos registrados muestran que los valores obtenidos en las dos series de muestras correspondientes a implante de marcapasos de uno y dos catéteres se encuentran por debajo de los valores publicados de NRD. Sin embargo, se observan tiempos de fluoroscopia prolongados en algunos procedimientos que pueden ser objeto de medida de dosis en cristalino.

	Mediana		3er cuartil	
Tipo de implante	VVI	DDD	VVI	DDD
Tiempo fluoroscopia (s)	3.1 [0.9-26.8]	4.9 [0.8-24.0]	5.6	6.6
KAP (Gy*cm2)	1.79 [0.2-36.3]	2.93 [0.3-14.17]	3.41	4.73

ID: 01000
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Modelado de una mesa de tratamiento con fibra de carbono en el planificador Pinnacle3

Rafael Moreno Cano[1] , Rafael Padilla Muelas[1] , María Teresa Pérez García-Estañ[1] , Paco López Sanchez[1] , Isabel Ortega Martín[1] , Manuel José Buades Forner[1] , Bonifacio Tobarra González[1]

1) Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca, Murcia

Objetivos

En 2016 se puso en marcha en el servicio de radioterapia de nuestro hospital un acelerador modelo Infinity de Elekta equipado con una mesa de tratamiento con tablero de fibra de carbono (iBEAM Evo). A pesar de que la atenuación del tablero es baja, < 3,5 % en incidencias posteriores, es importante incorporar su efecto en el sistema de planificación del tratamiento (TPS) para obtener resultados precisos tanto en la administración como en la verificación de los tratamientos.

En nuestro servicio utilizamos el criterio gamma 3/3 > 90 % como nivel de acción en la verificación de los tratamientos como recomienda el TG119 [1]. También analizamos criterios más restrictivos (gama 2/2) con el objetivo de caracterizar la precisión alcanzada en el comisionado de la nueva máquina en el TPS Pinnacle^3 V9.10 (Philips Health, Andover, MA). A este respecto, hemos incluido el efecto de atenuación de la mesa en el cálculo dosimétrico para eliminar las distorsiones introducidas por esta.

En este trabajo se describe el valor de atenuación del tablero de la mesa medido experimentalmente, el proceso de caracterización en el TPS y su efecto en la verificación de las planificaciones.

Material y métodos

La medida experimental se ha estimado utilizado el maniquí QUASAR y el sistema ionométrico formado por un electrómetro NE-2620 y una cámara PTW-30010, posicionado en el isocentro de tratamiento. El factor de atenuación para cada ángulo de gantry se ha obtenido como, $F_A = 1 - Mi/Mo$, siendo Mi la medida de carga en cada ángulo de gantry y M_0 la carga para la configuración de gantry a 0º (sin atenuación). Los ángulos de gantry analizados han sido entre 0º y 180º en pasos de 10º. Se ha utilizado un campo cuadrado de 10 cm x 10 cm en fotones de 6 MV.

La caracterización de la mesa se realizó en Pinnacle^3 V9.10 siguiendo las recomendaciones descritas en [2]. Una vez modelada la mesa, se modificó su densidad de forma iterativa en el TPS (Fig 1.a) hasta obtener una atenuación de dosis similar a la medida experimentalmente.

Se ha evaluado el efecto de la mesa en la verificación de tratamientos con arcos e IMRT con incidencias posteriores. Utilizamos el dispositivo de verificación ArcCHECK (Sun Nuclear Corporation), que registra la dosis en 3D y es sensible a la atenuación del tablero. El software utilizado ha sido el SNC Patient V6.7 (Sun Nuclear Corporation). La evaluación gamma se ha realizado en modo de dosis absoluta.

Resultados

En la Figura 1.b se muestra el valor de atenuación del tablero medido experimentalmente y las diferencias con los valores calculados por el TPS. La atenuación es máxima entre los ángulos 110º y 140º, posiciones en los que el espesor de la mesa atravesado por el haz es mayor. Se estimó un valor de densidad del contorno de la mesa de 0.7 g/cm^3 y una densidad aire (=0 g/cm^3) para el interior. Las diferencias entre la atenuación medida experimentalmente y la calculada por el TPS son inferiores a ±1 % en todo el rango de movimiento del gantry.

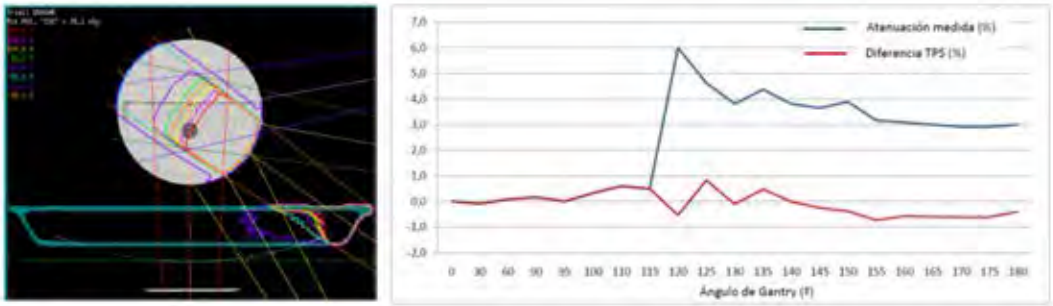
En la Tabla 1 se muestran los resultados de los criterios de verificación de las diferentes planificaciones. Al incluir la mesa se mejoraron los criterios de paso; entre 2,3% y un 5,2% en 3/3 y entre 8 y 32 % en 2/2. Estas mejoras ponen de manifiesto que la atenuación de la mesa es de este orden de magnitud y que es necesaria considerarla en el cálculo para cumplir criterios muy restrictivos como 2 / 2 > 90%.

Conclusiones

Se ha estimado un valor de atenuación del tablero iBEAM evo cercano al 3%. Estos resultados son similares a los de tableros de características similares [3,4]. A pesar de que la atenuación es baja y sólo afecta en las incidencias posteriores, hemos observado una influencia clara en los criterios de paso de las verificaciones. En este sentido, es interesante modelar su efecto en el cálculo del TPS para obtener cálculos más precisos de la dosis y aumentar la capacidad de identificar fuentes de error del mismo orden de magnitud o inferiores.

Referencias

[1] AAPM Task Group 119. Med Phys. 2009;36(11):5359–73.
[2]doi:10.1118/1.2982135
[3]doi:10.1120/jacmp.v12i3.3471
[4]http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/54/9/N03



(a) (b)

Figura 1. (a) Montaje experimental utilizado para la medida de atenuación y simulación en el TPS. (b) Atenuación

% de paso		Sin Mesa		Con Mesa	
	Puntos de medida	d=3mm ΔD=3%	d=2mm ΔD=2%	d=3mm ΔD=3%	d=2mm ΔD=2%
SBRT-1	412	93,4	74	98,2	91,2
SBRT-2	375	97,2	84,8	99,4	91,5
IMRT-1	520	93,2	85,7	99,8	97,3
IMRT-2	367	92,6	63,2	97,8	87,7

Tabla 1. Porcentaje de puntos que cumplen los criterios de paso indicado. Al considerar el efecto de la mesa en el TPS aumenta el número de puntos que cumplen los criteros.

ID: 00951
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Uso del test de la Chi-cuadrado en la verificación gamma de tratamientos con modulación de intensidad

Veronica Moran-Velasco[1] , Pedro Borja Aguilar-Redondo[1] , Luis Isaac Ramos-Garcia[1] , Jose Fernando Perez-Azorin[2]

1) Clinica Univiersidad de Navarra 2) Hospital Universitario Cruces

Objetivo: El criterio gamma tradicional define un umbral para la proporción de puntos medidos que deben superar la comparación gamma para decidir sin la coincidencia entre la matriz medida y calculada es buena. Este umbral es fijo e independiente del plan que se verifica, por tanto no tiene la complejidad del plan verificado ni las incertidumbres propias del detector a la hora de decidir si las diferencias entre la matriz calculada y medida son significativas.

El objetivo del presente trabajo es, modelando las incertidumbres del detector, simular la medida para calcular el valor esperado de la proporción de puntos con determinado valor de gamma y a partir de estos resultados obtener la distancia estadística chi-cuadrado a los resultados experimentales incluyendo su significación estadística.

Material y métodos: Usando el detector Delta4 y se verificaron 30 tratamientos de VMAT planificados con energía de 10 MV en un acelerador Versa HD planificados con Pinnacle[3] 9.8

En el análisis se incluyeron las incertidumbres geométricas y dosimétricas. Las primeras, que son debidas a la colocación del detector mediante los láseres de sala, se estimaron usando un maniquí Quasar-PentaGuide y los resultados diarios de la calibración de los láseres.

Las incertidumbres dosimétricas se estimaron midieron un campo de 15x15 cm^2 para cinco ángulos de gantry y con un número creciente de unidades monitor a dos tasas de dosis distintas. Como hubo diferencias significativas en los resultados para tasas de dosis distintas, todos los valores se usaron para estimar la respuesta de los diodos en función de la dosis.

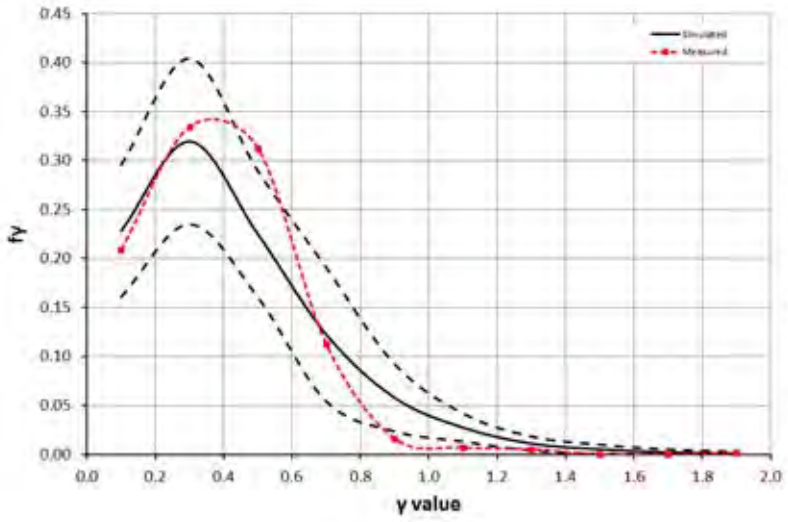
Asumiendo un comportamiento gaussiano de las incertidumbres totales, se simularon los resultados de las medidas con el Delta4 y para cada una de ellas se determinó la matriz de valores gamma obteniéndose así el histograma esperado de valores gamma.

A partir de este histograma esperado se la Chi-cuadrado al histograma medido y su significación estadística.

Resultados: De los 30 tratamientos analizados seis no pasaron el test Chi – cuadrado con un nivel de significación de 0.05. No obstante, en estos seis tratamientos más del 90% de los diodos superaba el test gamma.

Conclusiones: El test estadístico propuesto permite completar el análisis gamma clásico porque:

1. Tiene en cuenta tanto la dosis planificada como las incertidumbres inherentes a la media
2. Proporciona un valor p de significación estadística de los valores obtenidos dando así un elemento más a la hora de decidir si la matriz medida es significativamente distinta de la calculada.



	P_{ult}			Crit Test	
	Experimental	Expected	χ	Value	p
Treatment 1	98.0	97.1 ± 1.4	0.42	2.43	0.66
Treatment 2	96.6	96.7 ± 1.3	0.07	17.28	0.10
Treatment 3	99.2	99.1 ± 1.4	0.09	16.81	0.08
Treatment 4	99.1	98.7 ± 1.5	0.29	10.51	0.30
Treatment 5	94.4	94.4 ± 1.2	0.00	12.59	0.17
Treatment 6	97.2	97.7 ± 1.0	0.48	25.84	0.00
Treatment 7	97.6	97.7 ± 1.3	0.44	15.51	0.05
Treatment 8	97.4	95.6 ± 1.4	8.04	11.94	0.15
Treatment 9	97.3	95.2 ± 1.4	7.29	18.71	0.09
Treatment 10	97.9	95.8 ± 1.1	9.08	21.06	0.04
Treatment 11	95.1	89.6 ± 0.9	24.00	104.81	0.00
Treatment 12	99.4	97.4 ± 1.4	8.07	28.11	0.01
Treatment 13	96.2	94.4 ± 1.3	7.13	12.83	0.22
Treatment 14	99.1	97.3 ± 0.8	9.11	5.51	0.71
Treatment 15	98.9	96.1 ± 1.2	0.06	11.24	0.34
Treatment 16	96.0	94.9 ± 1.3	5.11	14.07	0.12
Treatment 17	97.9	97.9 ± 1.5	8.48	6.27	0.91
Treatment 18	99.7	99.0 ± 1.6	9.14	7.18	0.41
Treatment 19	91.9	97.3 ± 0.8	19.06	157.28	0.00
Treatment 20	96.9	94.8 ± 1.6	5.00	61.44	0.00
Treatment 21	97.9	96.6 ± 0.9	5.23	17.62	0.07
Treatment 22	98.0	96.7 ± 1.3	8.08	20.03	0.04
Treatment 23	95.8	97.8 ± 1.0	4.01	34.01	0.00
Treatment 24	97.4	98.1 ± 1.3	2.16	27.81	0.02
Treatment 25	99.3	99.7 ± 1.0	0.24	8.19	0.85
Treatment 26	98.0	99.8 ± 1.3	4.20	20.96	0.07
Treatment 27	97.1	98.1 ± 0.7	1.50	44.85	0.04
Treatment 28	99.9	99.5 ± 1.6	0.01	7.67	0.96
Treatment 29	98.5	96.2 ± 1.4	9.01	18.75	0.09
Treatment 30	96.9	96.1 ± 1.7	7.41	13.36	0.10

ID: 01424
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

VALORES DE DOSIS ADMINISTRADA POR ESTUDIOS DE CATETERISMO PEDIÁTRICO EN LOS NIÑOS DE NUESTRO CENTRO

Florencio Javier Luis Simón[1] , Alejandro Santos Rubio[1] , Maria Perucha Ortega[1] , Alicia Reyes Brenes[1] , Silvia Gutierrez Ramos[1] , Gerardo Sánchez Carmona[1]

1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

Objetivo

Estimar los valores de dosis recibida en las exploraciones de hemodinámica pediátrica de nuestro centro para avanzar en el establecimiento de nuestros valores locales de referencia en los estudios realizados con un equipo de radiología intervencionista cardiaca utilizado en el Hospital Infantil.

Material/Métodos

Nuestro centro hospitalario decidió desde finales de 2013 implementar una herramienta de registro automático de dosis por rayos X, (General Electric (DoseWatchTM)), para conocer, controlar y optimizar las dosis de radiación recibidas por exploraciones radiológicas complejas. La población diana prioritaria en la primera fase ha sido la perteneciente al Hospital Infantil, debido al mayor riesgo asociado la radiación ionizante sobre los niños, aunque se extendió posteriormente a la población adulta. Se creó un equipo multidisciplinar para la gestión de la dosis que incluía radiólogos, radiólogos intervencionistas, técnicos y radiofísicos, siendo liderado por uno de estos. Al proyecto se fueron añadiendo un TC dedicado a la pediatría (Philips Brilliance), un equipo de cateterización cardiaca dedicado casi en exclusiva pediátricamente (Siemens ArtisZee), un equipo de radiología digital (Philips DigitalDiagnost) y 2 más CT (GE Lightspeed and Toshiba Aquilion) de uso no pediátrico. En este estudio sólo nos centramos en las dosis recibidas por el equipo de hemodinámica pediátrica Siemens ArtisZee.

El sistema de registro automático de dosis recoge entre otro múltiples parámetros, los valores de DAP (Producto dosis área) y de Kerma en aire total correspondientes a la prueba realizada. Se han comprobado sobre maniquíes de espesores de 20 cm de metracrilato en condiciones controladas las medidas de DAP y de Kerma en aire con un equipo Radcal Corporation 9010, verificando la coincidencia entre los valores medidos y los suministrados, con diferencias menores del 5%.

Para este estudio se han tomado los datos correspondientes a los 283 pacientes realizados desde Noviembre de 2015 a Diciembre de 2016 (14 meses). Se han clasificado por grupos de edad, en años: (0-5), (6-10), (11-16), (16-20), y >20. El equipo ha sido utilizado en ocasiones para estudios de cateterismo cardiaco diagnóstico de adultos. Por ello las edades van más allá de las pediátricas. En los estudios pediátricos hemos dividido en estudios diagnósticos y de intervencionismo.

Resultados

En la tabla 1 se muestran los valores promedio de DAP por rango de edad, y tipo de estudio cardiaco. Se observa como a mayor grupo de edad los valores de aumentan, aunque los correspondientes a adultos son menores que los del grupo de 16 a 20, cuya causa no hemos podido determinar. También se observa una gran dispersión en los valores para cada grupo estudio, como se refleja en su rango, lo que conduce a la necesidad de redefinir protocolos de registro como medio para optimizar la dosis en estudios intervencionistas cardiacos en niños.

Conclusión

Se han establecido los valores de producto dosis-area (DAP) y kerma en Aire de los estudios de cateterismo infantil realizados en nuestro centro, con lo que se conoce el rango de exposición a la radiación ionizante en el que estamos, siendo el punto de partida para desarrollar las medidas de optimización de las dosis pediátricas

necesarias. La implementación de un proyecto de gestión de la dosis, que incluya un sistema de registro automático de dosis individuales es muy importante para la reducción de los riesgos asociados a la radiación y para el control y optimización de las dosis administradas, de especial importancia en niños

Edad /Estudio	N	Dose Area Product (mGy.cm2)			Air Kerma (mGy)			Tiempo de escopia (s)		
		Media	Mínimo	Máximo	Media	Mínimo	Máximo	Media	Mínimo	Máximo
[0-5]	**84**	**5076**	**36**	**52741**	**80,2**	**0,2**	**754,8**	**1405**	**5**	**5879**
Cateterismo cardiaco diagnóstico	52	3829	36	22344	62,4	0,2	335,7	1239	5	5879
Cateterismo cardiaco intervencionisno	32	7103	312	52741	109,1	5,4	754,8	1675	83	5544
[6-10]	**25**	**10069**	**241**	**48672**	**104,8**	**2,1**	**689,9**	**1060**	**6**	**4837**
Cateterismo cardiaco diagnóstico	11	11220	241	45336	105,5	2,1	407,8	1052	6	3833
Cateterismo cardiaco intervencionisno	14	9165	724	48672	104,2	4,9	689,9	1066	331	4837
[11-15]	**16**	**29814**	**1331**	**95058**	**242,1**	**7,9**	**1110,0**	**1194**	**114**	**4172**
Cateterismo cardiaco diagnóstico	9	25315	4198	76585	248,8	24,2	955,0	1271	114	3902
Cateterismo cardiaco intervencionisno	7	35598	1331	95058	233,4	7,9	1110,0	1095	233	4172
[16-20]	**10**	**89400**	**514**	**612441**	**961,0**	**1,6**	**6833,7**	**893**	**22**	**3611**
Cateterismo cardiaco diagnóstico	3	217744	2345	612441	2324,6	18,7	6833,7	1743	25	3611
Cateterismo cardiaco intervencionisno	7	34395	514	183523	376,6	1,6	2222,9	529	22	1592
[21+]	**148**	**52067**	**7475**	**279586**	**532,3**	**86,0**	**2792,0**	**231**	**73**	**1396**
Cateterismo diagnóstico coronario	148	52067	7475	279586	532,3	86,0	2792,0	231	73	1396
Total general	**283**	**34470**	**36**	**612441**	**359,1**	**0,2**	**6833,7**	**731**	**5**	**5879**

ID: 00903
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Registro de indicadores de dosis en un equipo PET. Adaptación a la nueva directiva EURATOM

Daniel Prieto Morán[1] , Juan David García Fuentes[1] , Miguel Cámara Gallego[1] , Maddalen Alonso Etxarri[1] , María José Béjar Navarro[1] , Rafael Colmenares Fernández[1] , Rafael Morís Pablos[1] , Belen Capuz Suarez[1] , David Sevillano Martínez[1] , Feliciano García Vicente[1]

1) Radiofísica. Hospital Universitario Ramón y Cajal

Objetivo

Realizar un registro de los indicadores de dosis asociados a las pruebas diagnósticas realizadas en un equipo PET-CT tras su instalación por primera vez en el Hospital. De esta forma, se realiza una adaptación transitoria a la directiva 2013/51/EURATOM, y se evalúan las dosis recibidas por los pacientes, tanto para el estudio CT como PET, y poder optimizar estos valores tras un análisis detallado.

Material y métodos

Se realiza el estudio del equipo PET-CT Biograph mCT 20 Excel, disponible desde abril del 2016. Durante los primeros meses se comienza con tres pacientes, subiendo gradualmente hasta los 5-6 pacientes por turno en la actualidad. Se han evaluado un total de 416 pacientes. Los parámetros utilizados como indicadores de dosis en la exploración del CT, son el CTDIvol y el DLP, ambos proporcionados por el equipo. Como indicador en la prueba PET se evalúa la actividad administrada.

La conversión de estos indicadores de dosis en valores de dosis efectiva se realiza para el estudio CT de cuerpo completo, multiplicando el valor del DLP obtenido por el factor común para tronco, abdomen y pelvis de 0.015 mSv/(mGy·cm) [1], y para los estudios de cerebro el factor 0.0021 mSv/(mGy·cm) [1].

La conversión de la actividad administrada a dosis efectiva se realiza mediante el factor 0.707 mSv/mCi [2]

Las exploraciones tardías han sido excluidas de este análisis estadístico.

Resultados

Los valores de referencia en la literatura para exploraciones CT aparecen desglosados en función de la región de estudio. Para la situación de estudios de cuerpo completo realizados en el PET-CT, se compara los valores inferiores y superiores sumados para todas las regiones [1], tomando la referencia entre 15-20 mSv. El valor medio obtenido para las exploraciones de cuerpo fue de 22.4 ± 6.1 mSv, siendo un valor mayor ya que parte de las extremidades inferiores están también expuestas. A este valor hemos de sumar la dosis efectiva por el ^{18}F-FDG administrado, 6.7 ± 0.7 mSv.

Para el caso de los estudios de cerebro, la dosis efectiva media recibida por los pacientes es de 1.5 ± 0.1 mSv, dentro del rango de referencia [1] de 1-2 mSv. Como en la situación anterior la dosis efectiva recibida por el ^{18}F es de 3.6 ± 0.3 mSv.

La actividad media empleada para los estudios de cuerpo completo es de 9.5 ± 1.0 mCi, siendo este el valor estándar para todos los pacientes independientemente del peso de este.

Conclusiones

El valor de las dosis recibidas por los pacientes se encuentra dentro de las referencias, pero se tratará de optimizar y reducirlas.

La mayor dosis al paciente es aportada por el estudio CT, debido a que en nuestro centro no se emplea

exclusivamente para localización o corrección de atenuación sino como CT diagnóstico.

Para estos estudios se valora la posibilidad de emplear como diagnostico otro anterior y realizar simplemente un CT para la corrección de atenuación del PET.

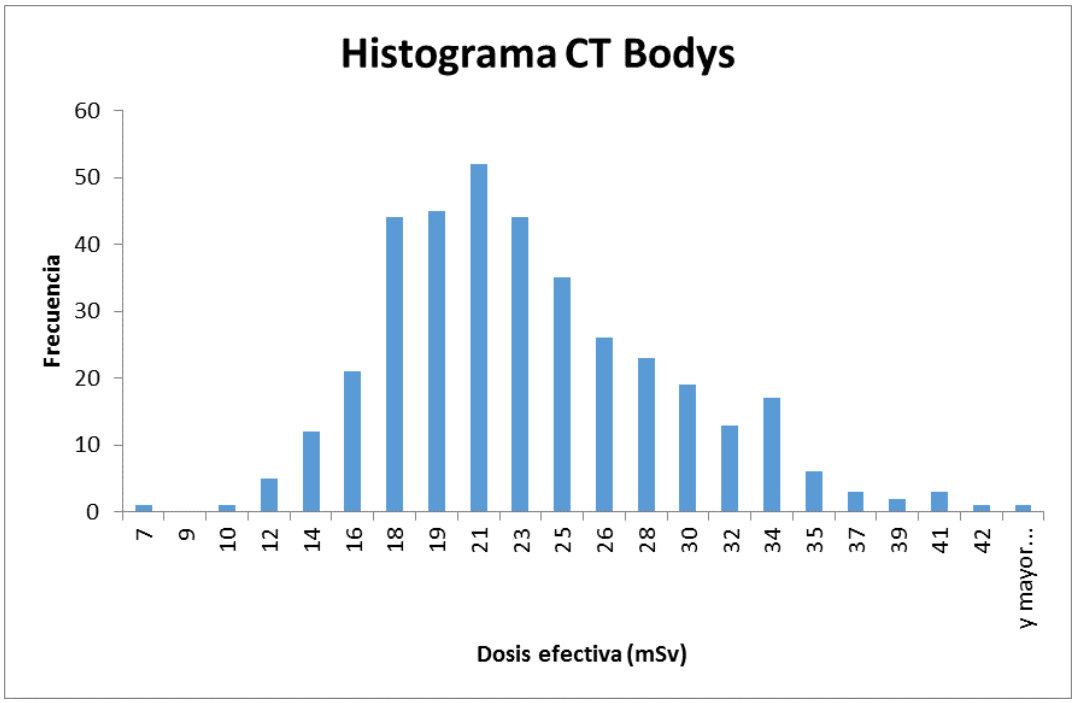
Tras un año de experiencia las actividades de ^{18}F administradas deberán ser adaptadas por rangos al peso del paciente.

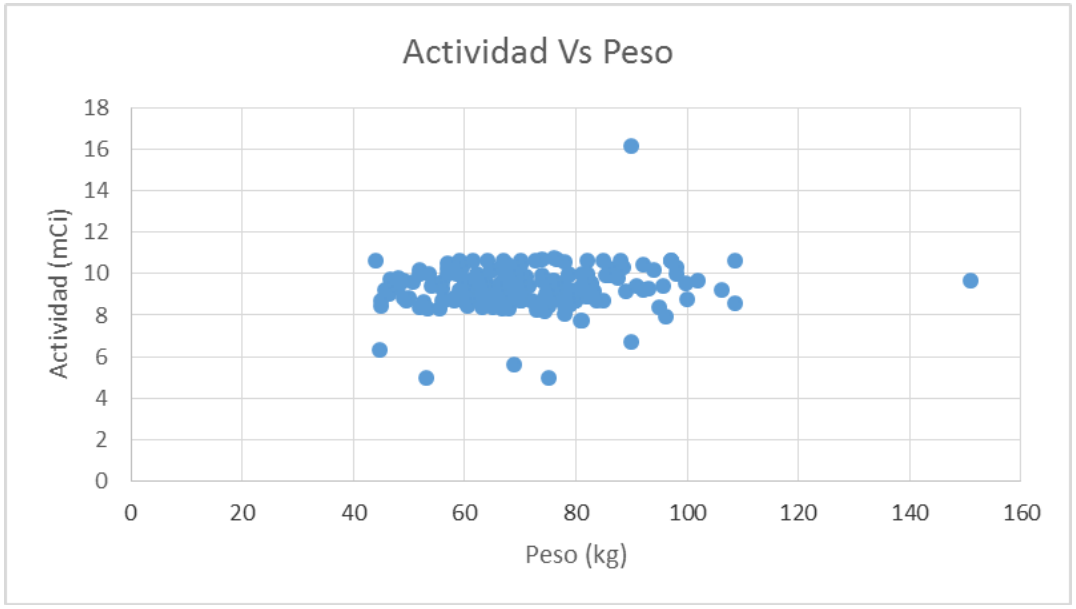
Este registro de los indicadores de dosis ha podido realizarse en una primera etapa de forma manual, pero se estudiaran para el próximo año otros métodos, como software de gestión de dosis que automaticen esta recogida de información, valorándose la inclusión en la historia clínica del paciente adaptándonos a la nueva directiva europea.

Referencias

[1] AAPM. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. Report of AAPM Task Group 23: CT Dosimetry. Report Nº 96. 2008.

[2] ICRP. ICRP, 2008. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals - Addendum 3 to ICRP Publication 53. ICRP Publication 106. Ann. ICRP 38 (1-2).




Actividad Vs Peso
Actividad (mCi)
18
16
14
12
10
8
6
4
2
0
0
20
40
60
80
100
120
140
160
Peso (kg)

ID: 00937
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Dosimetría a los pacientes pediátricos en cateterismos cardíacos e impacto de las adquisiciones en modo tomográfico

Eva Corredoira Silva[1] , Eliseo Vañó Carruana[2] , Luis Alejo Luque[1] , Federico Gutiérrez-Larraya[1] , Carlos Huerga Cabrerizo[1]

1) Hospital Universitario La Paz 2) Universidad Complutense de Madrid

Recientemente se han publicado algunos estudios sobre dosis de radiación a pacientes en cardiología intervencionista pediátrica, pero hay todavía muy pocos datos sobre la contribución de las imágenes volumétricas adquiridas en modo “cone beam CT” a la dosis total que recibe el paciente en este tipo de procedimientos. A finales de 2008 se adquirió en el servicio de cardiología infantil del Hospital La Paz un angiógrafo biplano. Como se carecía de niveles de referencia para diagnóstico en procedimientos de cardiología intervencionista pediátrica y se desconocía la contribución a la dosis de radiación de la técnica de imagen “cone beam CT”, se hizo este estudio para establecer dichos valores a nivel local.

Material y métodos

Para realizar los procedimientos clínicos se utilizó un angiógrafo biplano.

Los procedimientos se dividieron en estudios electrofisiológicos diagnósticos y terapéuticos, y cateterismos cardíacos diagnósticos y terapéuticos.

Resultados

Se efectuó la caracterización dosimétrica y de calidad de imagen del equipo.

Desde noviembre de 2009 hasta diciembre de 2014 se recogieron datos de 1199 procedimientos realizados a 888 pacientes. La distribución de esos estudios fue: 18 procedimientos electrofisiológicos diagnósticos, 182 terapéuticos y 271 cateterismos cardíacos diagnósticos y 728 terapéuticos. Se adquirió imagen rotacional en 68 cateterismos diagnósticos y en 102 terapéuticos.

Los niveles locales de referencia para estudios electrofisiológicos diagnósticos establecidos fueron 11,3 $Gy.cm^2$ (producto kerma-área), 83,2 mGy (kerma en aire incidente), 17,1 min (tiempo de escopia) y 175 imágenes de cine. Y para estudios terapéuticos 13,1 $Gy.cm^2$; 194,2 mGy, 33,3 min y 196 imágenes de cine.

Para cateterismos cardíacos los niveles de referencia se establecieron por grupos de edad y grupos de peso.

Debido a la ausencia de niveles nacionales de referencia para diagnóstico en cateterismos cardíacos pediátricos, los valores propuestos pueden servir a otros centros.

Conclusiones

- Los niveles locales de referencia para diagnóstico en cateterismos cardíacos se establecieron usando el tercer cuartil de la distribución de valores por grupos de edad y por grupos de peso.

Normalizando al valor de referencia del producto kerma-área para el grupo de edad entre 1 y 5 años, los resultados para los diferentes grupos de edad fueron: 45%, 100%, 208%, 379% y 587% para estudios diagnósticos y 41%, 100%, 233%, 554% y 1419% en los estudios terapéuticos. Para los grupos de peso, normalizando al valor de referencia del producto kerma-área para el grupo de peso entre 5 y 10 kg, esos valores fueron 37%, 100%, 240%, 477% y 1038% para estudios diagnósticos y 24%, 100%, 214%, 545% y 1270% para estudios terapéuticos.

- Se cuantificó la contribución del “cone beam CT” a esos valores de referencia. La contribución por adquisición rotacional al nivel de referencia local del producto kerma-área por grupos de edad varió entre el 14% para estudios terapéuticos de niños menores de 1 año y el 6,7% para estudios terapéuticos de niños de edad comprendida entre 5 y 10 años. Por grupos de peso, esa contribución varió entre el 16,1% en niños de peso menor de 5 kg y estudios diagnósticos y 5,7% para estudios terapéuticos de niños de peso entre 10 y 22 kg.

- El impacto del uso del “cone beam CT” no supone un incremento sustancial de dosis a los pacientes frente al beneficio de la información diagnóstica que aporta.

- Para 200 estudios electrofisiológicos realizados en pacientes pediátricos con un peso medio de 39.2 kg y con una edad media de 10 años, se establecieron niveles locales de referencia para diagnóstico a partir de los valores del tercer cuartil de las distribuciones del producto kerma-área y kerma en aire incidente en el punto de referencia de entrada al paciente, tiempo de escopia y número de imágenes de cine. El valor de referencia del producto kerma-área para estudios terapéuticos resultó ser 1,15 veces mayor que para los estudios diagnósticos.

ID: 00942
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Caracterización mecánica del EPID y gantry en un acelerador Elekta.

Fernando Tato de las Cuevas[1] , Julian Yuste Lopez[1]

1) Hospital Universitario de Canarias (Tenerife)

Objetivos

Los sistemas EPID (Electronic Portal Imaging Device) son una herramienta útil en el control de calidad de los aceleradores lineales (LINACs), así como de sus respectivos MLC . Conocer la posición del centro de radiación (**CR**) del EPID es crucial para este tipo de tareas. El propósito de este estudio es analizar el comportamiento mecánico del EPID y gantry para poder emplear el EPID en el control de calidad del LINAC.

Material y métodos

El acelerador empleado es un Elekta Synergy equipado con un MLC Agility y un EPID iViewGT con fotones de 6 MV.

Todos los campos para las adquisiciones del estudio tienen unas dimensiones de 20x20 cm y son radiados con una fluencia de 5 UM.

Para obtener el CR del EPID a 0º de gantry, se han empleado cuatro campos, a 0, 90, 270 y 180º de colimador con un crosshair radioopaco ajustado al cabezal del LINAC. El CR se ha calculado mediante dos métodos: empleando los límites del campo de radiación y con el centro del crosshair radioopaco.

Una segunda serie de medidas se adquiere con una esfera radioopaca (bearing ball, **BB**) situada en el isocentro de los láseres y con una bandeja en el cabezal, con otras cuatro BB, de menor tamaño, formando un cuadrado en la periferia del campo. Se obtienen imágenes a 0º de colimador a lo largo de los 360º de gantry, con pasos de 15º.

La referencia cruzada de las posiciones de las cuatro BB pequeñas con el CR (determinado en el primer paso) se hace a 0º de colimador y 0º de gantry. Esto da a las cuatro BB la capacidad de determinar la posición del CR para los siguientes ángulos de gantry.

El flexión del EPID es calculado para todos los ángulos de gantry teniendo en cuenta la posición del BB (situada en el isocentro de los láseres) en cada imagen del EPID y comparando con la tomada a 0º de ángulo de gantry.

El flexión del EPID + gantry se determina teniendo en cuenta la posición media de las BB fijadas en la bandeja.

El flexión del gantry se obtiene tras la sustracción de la flexión del EPID del conjunto EPID + gantry.

Los cambios en el SDD (Source-Detector Distance, distancia de la Fuente al detector) son obtenidos midiendo la distancia entre dos BB de la bandeja (d) y comparándola con la distancia (d_0) para 0º de ángulo de gantry (SDD_0) en la forma ?SDD = $SDD_0 \cdot (d/d_0-1)$.

Se ha desarrollado un software en MATLAB para analizar las imágenes. Las BB y el centro del crosshair radioopaco se determinan para cada dirección (in-plane y cross-plane) con resolución inferior al píxel y se trazan 3 perfiles cerca de las BB que se ajustan a gaussianas. Finalmente se calcula la media de los máximos de las 3 curvas. El centro del campo de radiación se obtiene calculando el valor de píxel al 50% de los perfiles vertical y horizontal ligeramente desplazados del centro del centro de la imagen.

Resultados

Las medidas en el acelerador se realizan en menos de 2 horas.

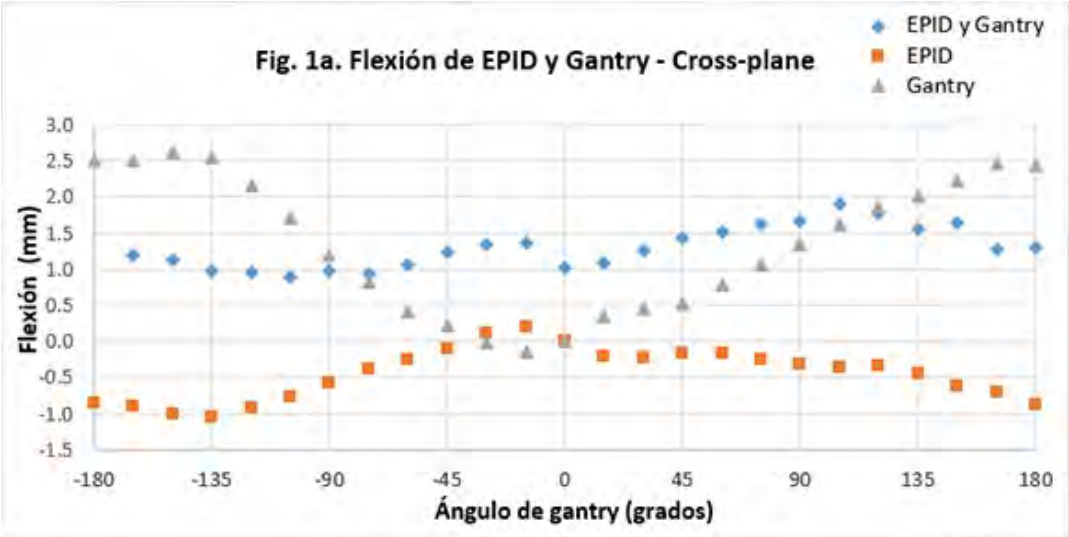
El CR para el EPID a 0º de gantry obtenido con el crosshair radioopaco es de 1,11 y -1,02 mm para las direcciones cross-plane e in-plane, respectivamente. El CR empleando los límites del campo está a menos de 0,3 mm de este.

El CR del EPID no se ha representado en la figura 1 por claridad, pero se obtiene de las medidas de la flexión del EPID + gantry tras añadir el CR a 0º de ángulo de gantry.

El mayor cambio en el SDD es de 1,4 cm (para 180º).

Conclusión

El método presentado es una herramienta útil y que no requiere un tiempo excesivo para caracterizar la flexión del Gantry y EPID en un acelerador en el que el EPID vaya a ser empleado en el control de calidad del LINAC.



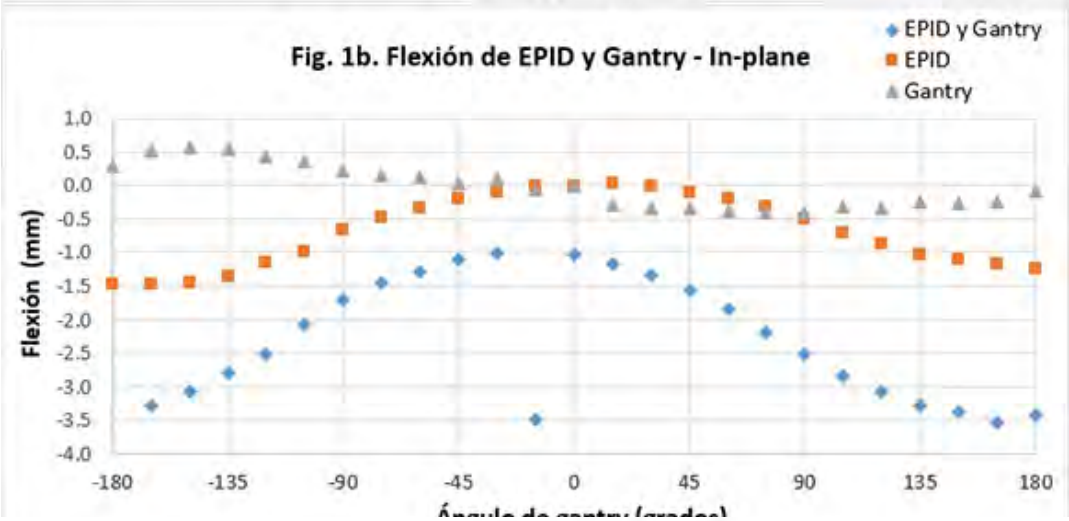
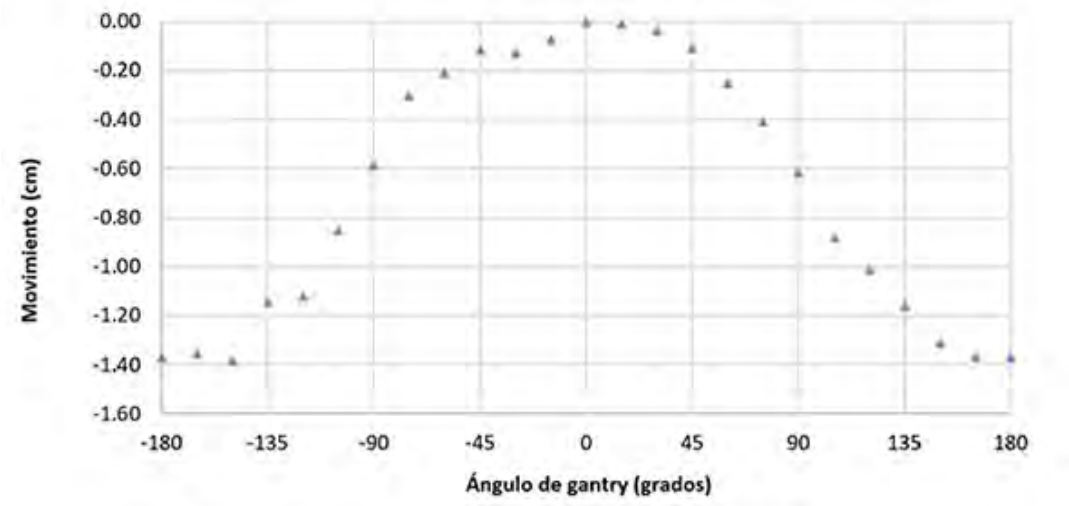


Fig. 2. Cambios de SDD



ID: 00943
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Coincidencia de los isocentros laser-radiación con maniquí ArcCheck

Fernando Tato de las Cuevas[1] , Julian Yuste Lopez[1]

1) Hospital Universitario de Canarias (Tenerife)

Objetivo

Una de las herramientas del módulo *Machine QA* del software del maniquí *ArcCheck* (**AC**) comprueba la coincidencia del isocentro de radiación con el delimitado por los láseres (**CIRL**). El propósito de este trabajo es evaluar la precisión y exactitud de esta herramienta, comparando sus resultados con la prueba realizada con EPID (Sistema de Imagen Portal, Electronic Portal Imaging Device).

Material y métodos

El acelerador es un Elekta Synergy con MLC Agility y energía de 6 MV. La CIRL con el maniquí **AC** se realiza siguiendo las instrucciones del manual de usuario. Las medidas se realizan, tanto para gantry en movimiento, como para ángulos de gantry discretos. Las medidas se realizan a 9º de ángulo de colimador y tamaño de campo de 1x25 cm. Una serie de medidas se realizaron también a 99º para ver el efecto del MLC, ya que el MLC Agility no dispone de mandíbulas de backup. Posteriormente se efectuaron desplazamientos del AC del isocentro de láseres en dos direcciones para comprobar la sensibilidad del conjunto maniquí-software a los mismos.

La CIRL se realiza también con el EPID, posicionando una esfera radioopaca (bearing ball, **BB**) en el isocentro marcado por los láseres en un campo de 5x5 cm y adquiriendo imágenes a 0º a 360º de giro de gantry a pasos de 45º. El centro de radiación del campo cuadrado y el centro del BB son calculados con un programa desarrollado en MATLAB que tiene como los principales pasos:

- Cálculo del centro del BB con precisión de sub-píxel en cada dirección.
    - Se detecta el máximo valor de pixel en la zona central de la imagen (centro aprox. del BB).
    - En la zona de VP máximo se obtienen 3 perfiles paralelos en cada dirección y se ajustan a curvas gaussianas.
    - Cálculo de la media de las posiciones de los máximos de las 3 curvas.
- El centro del campo de radiación se obtiene calculando el valor del píxel al 50% en perfiles vertical y horizontal.

La diferencia entre el centro del BB y el centro del campo de radiación (CIRL) se calcula para cada ángulo de gantry y para las direcciones in-plane y cross-plane.

Resultados

Los resultados para la CIRL obtenidos con AC para cada ángulo de gantry se han comparado con los obtenidos mediante EPID en la primera figura. La distancia media para todos los ángulos de gantry es de: 0,3 (AC con 9º col.); 0,6 (AC con 99º col.) y 0,7 mm (EPID). Los resultados del AC son solo de distancia porque el maniquí solo es capaz de dar la desviación en la dirección in-plane para cada ángulo de gantry. Por otro lado, para 9º los valores

son más altos que para 99º porque el límite del campo de radiación delimitado por el MLC es más irregular en comparación con el que llega para 99º con los colimadores principales. La CIRL para el EPID se obtiene para las direcciones in-plane y cross-plane para cada ángulo de gantry, mostrando un mayor valor medio que en el caso del AC. Esto se explica por ser calculado por el software en solo una dirección en este maniquí (debido a la disposición geométrica de los diodos y el tamaño de campo).

La tabla 1 muestra los resultados del CIRL para AC y EPID. Los datos del AC se obtienen del software del propio equipo. Se puede apreciar que la coincidencia de ambos isocentros es menor para el EPID; esto se puede explicar porque el AC sólo tiene en cuenta la desviación de los centros de láser-radiación en una sola dirección para cada ángulo de gantry.

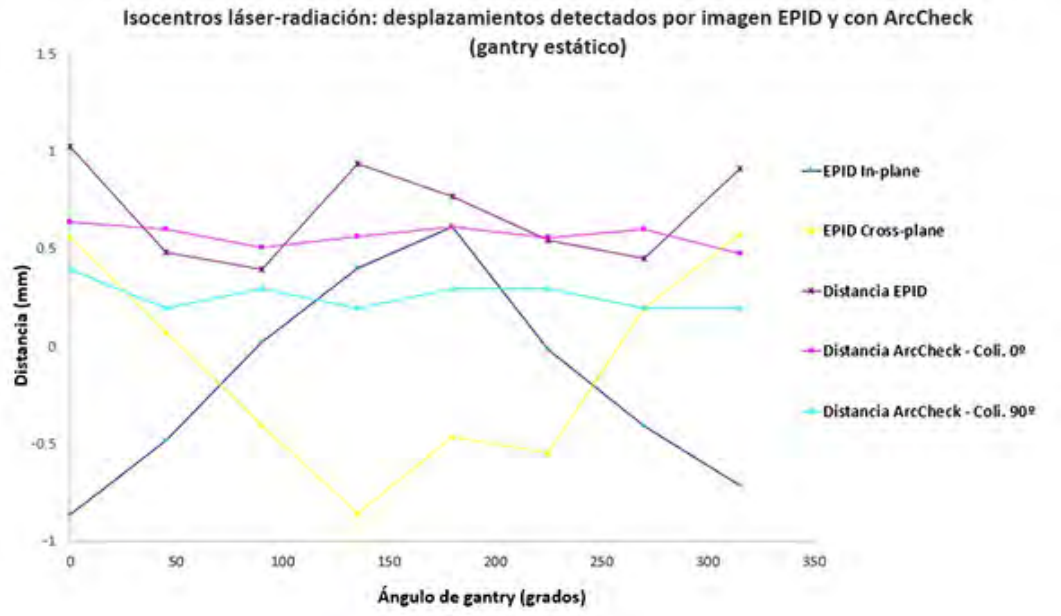
En cuanto a los desplazamientos del AC del centro de los láseres, la sensibilidad del AC para estos desplazamientos el cálculo de la CIRL es bastante buena teniendo en cuenta las incertidumbres asociadas a la medida de 1 mm al desplazar el AC.

Conclusión

El software del maniquí ArcCheck es capaz de proporcionar una medida precisa de la coincidencia de los isocentros láser-radiación, teniendo en cuenta que habría que añadir 0,5 mm aproximadamente a las medidas de las desviaciones proporcionadas por el AC en las direcciones X y Z.

			Resultados			
	Desplazamientos		Gantry estático		Gantry en movimiento	
Detector	X (mm)	Z (mm)	X (mm)	Z (mm)	X (mm)	Z (mm)
ArcCheck	no	no	-0,4	-0,5	-0,5	-0,5
ArcCheck	1,0	-1,0	0,5	-1,5	0,4	-1,4
ArcCheck	2,0	-2,0	2,2	-2,1	2,0	-2,0
ArcCheck	-1,0	-1,0	-1,4	0,5	-1,5	0,5
ArcCheck	-2,0	-2,0	-0,5	-0,5	-0,6	-0,4
EPID	no	no	-0,9	-0,9	N/A	N/A

Resultados de la coincidencia de isocentros láser-radiación para algunos desplazamientos del isocentro de láseres.



ID: 00945
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Control de calidad de parámetros dosimétricos de LINACs con giro del gantry empleando el ArcCheck

Fernando Tato de las Cuevas[1]

1) Hospital Universitario de Canarias (Tenerife)

Introducción

El control de calidad (CC) de los parámetros dosimétricos de un acelerador lineal (LINAC) potencialmente afectados por el ángulo de gantry es importante en cualquier programa de CC. El propósito de este estudio es la comprobación de la constancia de diversos parámetros del LINAC con el giro de gantry empleando el maniquí ArcCheck, entre ellos: la forma del haz de radiación en campo abierto, la calidad del haz, el sistema monitor del haz, el factor y el ángulo de la cuña. Como objetivo secundario es la comprobación de la degradación de la señal de los diodos para evaluar la necesidad de la recalibración del maniquí.

Material y métodos

El LINAC para implementar el CC es un Elekta Synergy. El maniquí ArcCheck (AC) es empleado con el accesorio “cavity plug” y se coloca una cámara de ionización (CI) de 0.125 cc en él, situándose esta en el isocentro del LINAC.

En primer lugar se realiza un CC completo del LINAC para asegurar que están en tolerancia los parámetros a analizar. A continuación de este CC se realiza un estado de referencia con el AC midiendo los campos 15x15 abierto y con cuña de 10 UM a diferentes ángulos de gantry (0, 90, 270 y 180º), es decir, un total de 8 campos. El colimador es rotado 90º, para que se vea afectada por la gravedad la inserción de la cuña. La dosis de los diodos es recolectada por el software AC e importada desde un libro de Excel. La carga de la CI de los ocho campos es registrada en el libro. La medida de la CI se considera independiente del ángulo de gantry.

- La constancia del sistema monitor del LINAC es comprobada con las medidas de la CI en los campos abiertos.
- Los datos de los diodos coincidentes con la proyección del crosshair (en la direcciones in-plane and cross-plane) de los campos abiertos son analizados para obtener la homogeneidad y simetría iniciales de un perfil.
- Para verificar la calidad del haz se emplea el cociente de dosis de dos diodos a diferentes profundidades a lo largo del eje del haz.
- La constancia del factor de cuña es comprobada empleando un diodo en el eje del haz en el campo abierto y con cuña, también es obtenida con la CI. El ángulo de cuña se obtiene comparando las medidas de dos diodos separados a igual distancia del eje del haz y a lo largo de la dirección de gradiente de dosis.
- La degradación de los diodos es evaluada midiendo la desviación de dosis de los diodos cercanos al eje del haz en los campos abiertos, esta dosis es corregida previamente por la desviación de la dosis del LINAC y por la diferencia de la dosis impartida por el sistema monitor debido al giro de gantry, que es detectada por la CI.

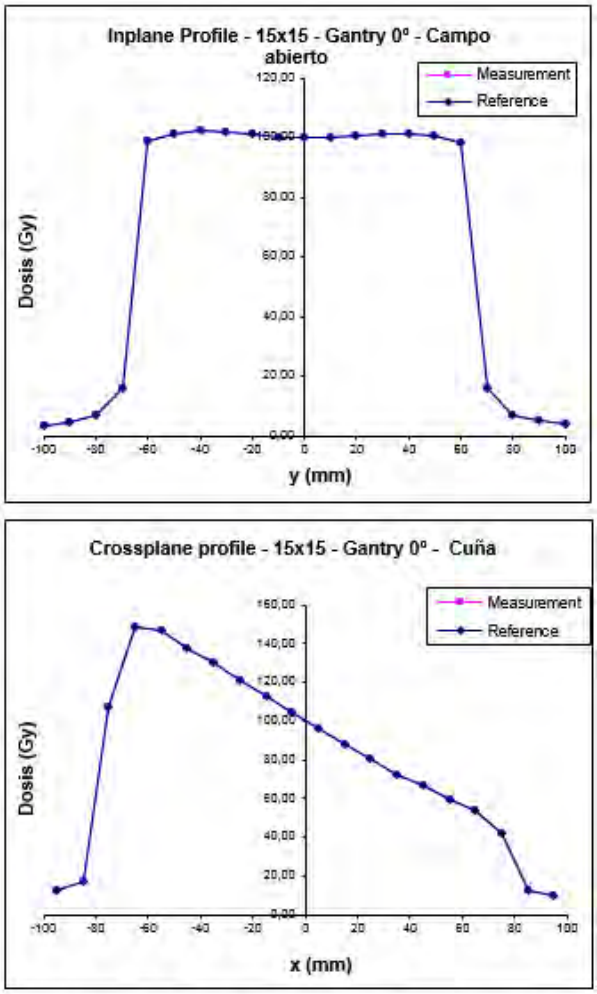
Todos estos parámetros son comparados con el estado de referencia del AC y las medidas del AC a gantry 0º. Para verificar la consistencia dosimétrica de la metodología expuesta se realiza el mismo día que las medidas con el AC un CC dosimétrico del LINAC a gantry 0º.

Resultados

Las diferencias de las desviaciones de los parámetros a lo largo de 5 meses obtenidos con las medidas del AC comparadas con las del Lineal Array y QuickCheck (PTW) son menores que un 1%. El proceso completo de medida, importación de datos y tiempo de cálculo con el libro Excel lleva tiene una duración inferior a 10 min.

Conclusiones

El control de calidad de los parámetros dosimétricos de un LINAC con el giro de gantry usualmente consume un tiempo considerable por la poca adecuación a esta prueba de la mayoría de los equipos. El CC expuesto es un proceso rápido y una herramienta útil para el CC de los parámetros dosimétricos de un LINAC con el giro de gantry.



Ejemplos de perfiles para campos abiertos y con cuña (medidos y referencia)

ID: 00971
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Efecto dosimétrico del inmovilizador craneal Elekta Fraxion. Exactitud en el cálculo de dosis.

Carlos Ferrer Gracia[1] , Concepción Huertas Martínez[1] , Rodrigo Plaza Nuñez[1] , Zulima Aza Villarrubia[1] , Antonio Serrada Hierro[1]

1) Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz

Objetivo

Los diferentes sistemas de inmovilización en radioterapia pueden causar un aumento de la dosis en piel, así como modificar la distribución de dosis y por lo tanto la dosis recibida por el tumor. Este estudio describe el efecto dosimétrico provocado por el sistema de inmovilización craneal Elekta Fraxion. Se ha estudiado también la exactitud en el cálculo de la dosis al incluir Fraxion en el sistema de planificación de tratamientos Elekta Monaco (v. 5.00.00).

Material/Métodos

Para estudiar la atenuación provocada por Fraxion se ha colocado un maniquí cilíndrico sobre él con una cámara de ionización IBA CC13 en su inserto central, situado a su vez en el isocentro de un acelerador Elekta Synergy de 6 MV. Las medidas se han realizado para dos tamaños de campo, 10 cm x 10 cm y otro menor 5 cm x 5 cm, ya que Fraxion se utiliza fundamentalmente en tratamientos de radiocirugía. Se ha medido a los ángulos de gantry para los que el haz de radiación atraviesa Fraxion (135º - 225º, 5º-10º incrementos de 5º-10º, IEC). Las dosis medidas y calculadas son las medias de los valores correspondientes a ángulos simétricos desde 180º. La dosis de referencia sin Fraxion es la media de las medidas correspondientes a 0º, 90º, y 270º, en las que el haz no lo atraviesa. Se impartieron 100 UM en cada ángulo. Todas las dosis medidas se han comparado con las calculadas por Monaco.

Para la medida de dosis en piel y la dosis en la región de Build-up, se colocaron varias películas Gafchromic EBT3 en el eje del acelerador entre las láminas de RW3 colocadas sobre Fraxion (SSD=90 cm) y se leyeron utilizando el software FilmQA Pro. Se situaron películas en la superficie, a 0.5 cm y 1.5 cm de profundidad, y en el isocentro. Se impartieron 200 UM para los dos tamaños de campo referidos a 0º de ángulo de gantry. Una vez irradiadas, otro conjunto de películas se colocó bajo el maniquí de láminas de RW3, en el eje del acelerador, en contacto con Fraxion, a 0.5 cm y 1.5 cm de él, así como en el isocentro. A estas mismas distancias se situó otro conjunto de películas a 1 cm del eje del acelerador, ya que en esta zona Fraxion es más grueso, empleándose los mismos tamaños de campo y UM a 180º de ángulo de gantry.

Resultados

En la Tabla 1 se muestra la comparación entre la dosis transmitida medida y calculada con y sin Fraxion en el cálculo. La medidas muestran una atenuación del 1% para un ángulo de gantry de 180º, tal y como se indica en su manual, pero esta atenuación puede llegar a alcanzar un valor del 5% (campo 5x5) o 6 % (campo 10x10) para un ángulo de gantry de 150º, para el que el haz de radiación atraviesa la parte más gruesa de Fraxion. Si éste no es incluido en el cálculo, Monaco incurrir en una diferencia del 7% entre la dosis calculada y la medida, mientras que si se incluye Fraxion, la máxima diferencia es del 1.5% (campo 10x10, 150º).

En la Tabla 2 se muestra el incremento de dosis en piel causado por Fraxion, y se comparan los valores calculados y medidos. Fraxion aumenta hasta 3.8 veces la dosis en superficie, y un 17% a 0.5 cm de profundidad, lo que es calculado correctamente por Monaco con una diferencia menor del 1% cuando Fraxion se incluye en el cálculo.

Conclusión

Se ha mostrado que la atenuación varía con el ángulo de gantry. La inclusión de Fraxion en el cálculo realizado con Monaco mejora el resultado de un 7% de diferencia entre la dosis calculada y la medida a un 1% en el peor caso (campo 5x5, 150º). Además, el incremento de dosis en piel y la dosis en la región de build-up son calculados correctamente.

Tamaño de campo 10x10	Medidas		Monaco sin Fraxion			Monaco con Fraxion		
Angle	cGy	T(%)	cGy	T(%)	diff (%)	cGy	T(%)	diff (%)
0	86,9	1,002	87,4	1,000	0,56	87,3	1,005	0,44
90	86,8	1,001	87,6	1,002	0,90	87,4	1,006	0,67
270	86,5	0,997	87,2	0,998	0,79	86,0	0,990	-0,60
135	86,7	0,999	87,1	0,997	0,48	87,3	1,005	0,71
140	84,8	0,977	87,0	0,995	2,61	86,1	0,991	1,55
150	81,5	0,939	86,5	0,989	6,07	82,7	0,952	1,47
160	83,1	0,958	87,5	1,001	5,24	83,9	0,965	0,91
170	83,9	0,967	85,8	0,982	2,23	85,1	0,979	1,40
180	85,6	0,987	86,5	0,990	1,09	85,9	0,988	0,34
Tamaño de campo 5x5	Medidas		Monaco sin Fraxion			Monaco con Fraxion		
Angle	cGy	T(%)	cGy	T(%)	diff (%)	cGy	T(%)	diff (%)
0	79,1	0,998	79,2	1,004	0,16	79,1	0,997	1,00
90	79,0	0,996	78,7	0,998	-0,33	79,5	1,003	1,00
270	79,7	1,006	78,7	0,998	-1,27	79,3	1,000	1,00
135	79,6	1,004	79,9	1,012	0,35	79,5	1,002	1,00
140	78,8	0,994	79,5	1,008	0,88	78,4	0,989	0,99
150	75,1	0,947	80,3	1,018	6,99	75,4	0,951	0,95
160	77,4	0,977	79,4	1,007	2,56	78,1	0,984	0,98
170	77,7	0,980	79,6	1,009	2,49	78,2	0,985	0,99
180	78,3	0,988	79,8	1,012	1,90	79,0	0,996	1,00

Tamaño de campo 10x10	Monaco		Radiocrómica	
0°, SSD=90cm, 200 UM	Dosis (cGy)	Porcentaje de Dmax	Dosis (cGy)	Porcentaje de Dmax
Sobre RW3, en la superficie	56,4	22,6	46,2	20,4
0,5 cm de la superficie	213,9	85,6	194,3	85,9
1,5 cm de la superficie	250	100,0	226,3	100,0
isocentro, profundidad 10cm	163	65,2	154,6	68,3
180°, SSD=90cm, 200 MU	Dosis (cGy)	Porcentaje de Dmax	Dosis (cGy)	Porcentaje de Dmax
Sobre Fraxion, en contacto	181,1	72,2	175,3	74,3
0,5 cm de la superficie	234,2	93,4	228	96,7
1,5 cm de la superficie	250,7	100,0	235,8	100,0
isocentro, profundidad 10cm	154,7	61,7	152,2	64,5
Incremento dosis en piel (%)	3,2		3,6	
Tamaño de campo 5x5	Monaco		Radiocrómica	
0°, SSD=90cm, 200 UM	Dosis (cGy)	Porcentaje de Dmax	Dosis (cGy)	Porcentaje de Dmax
Sobre RW3, en la superficie	50,3	21,4	37,6	16,6
0,5 cm de la superficie	190,7	76,3	183,6	81,1
1,5 cm de la superficie	234,7	93,9	215,6	95,3
isocentro, profundidad 10cm	147,7	59,1	140,2	62,0
180°, SSD=90cm, 200 MU	Dosis (cGy)	Porcentaje de Dmax	Dosis (cGy)	Porcentaje de Dmax
Sobre Fraxion, en contacto	157,7	66,0	144,3	61,2
0,5 cm de la superficie	217	86,6	212,7	90,2
1,5 cm de la superficie	238,9	95,3	223,8	94,9
isocentro, profundidad 10cm	139,8	55,8	133,4	56,6
Incremento dosis en piel (%)	3,1		3,7	

ID: 00982
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Modelo teórico y sistema simulador de Siemens Virtual Wedge(TM) para su control de calidad

Alejandro Bertolet Reina[1] , José Macías Jaén[1] , Héctor Miras del Río[1] , José Antonio Terrón León[1]

1) Hospital Universitario Virgen Macarena

Introducción y objetivo. Virtual Wedge® es una técnica de cuña implementada por Siemens para producir gradientes de dosis similares a una cuña física mediante un sistema de software. El modelo de funcionamiento de esta técnica se proporciona por Van Santvoort[1]. Los parámetros del sistema dosimétrico monitor (D2_G, c) gobiernan el funcionamiento de la cuña. En el contexto del control de calidad, resulta controvertido qué parámetros del sistema dosimétrico monitor y en qué magnitud hay que ajustar para corregir posibles desviaciones. Presentamos un modelo teórico y su aplicación informática, que permiten conocer el efecto de la variación de los parámetros simulando la cuña, facilitando el control de calidad.

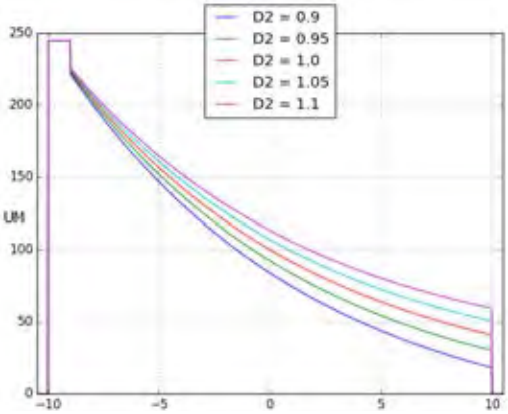
Material y métodos. La cuña se consigue manteniendo una mordaza del colimador fija mientras la otra se mueve con velocidad constante v a la vez que se modula la tasa de dosis. Así, se modela por software un perfil en unidades de monitor (UM) dado por la expresión $UM_0e^{-?\tan(?)x}$, donde UM_0 son las UM seleccionadas para el centro del campo, ? se llama coeficiente de atenuación lineal media y es característico de cada calidad de haz y ? es el ángulo de cuña seleccionado. Para modificar la respuesta de la cuña se utilizan dos parámetros. Uno de ellos se llama D2_G, se desdobla en dos -uno por rango de tasa- y calibra la tasa de dosis en cada rango. El otro, c, es un factor de calibración de ? que hace que el software considere el valor ?\'=c? en su lugar. Con los resultados experimentales obtenidos en otro trabajo sobre estos efectos y los principios de funcionamiento proporcionados por el fabricante, se modela teóricamente el comportamiento del sistema, incluyendo el efecto de los dos parámetros citados. Se obtienen relaciones teóricas para la forma del perfil y la tasa de dosis que se utiliza en cada instante y de la dependencia con los parámetros de calibración. Puede modelarse la forma del perfil en dosis medida sobre un sistema detector+maniquí concreto. En este caso utilizamos el array 2D Octavius 729 de PTW con 10 cm de agua sólida y una distancia fuente-superficie de 90 cm. Se realizan medidas del perfil que se produce con varias posiciones de la mordaza móvil y del factor de salida del sistema con diferentes tasas reales, interpolando para obtener datos entre los puntos de medida seleccionados. Finalmente, se pondera la contribución de cada instante (posición de mordaza-tasa real) al perfil según su peso en UM. Para obtener los resultados se ha desarrollado una aplicación informática que simula el comportamiento de la cuña.

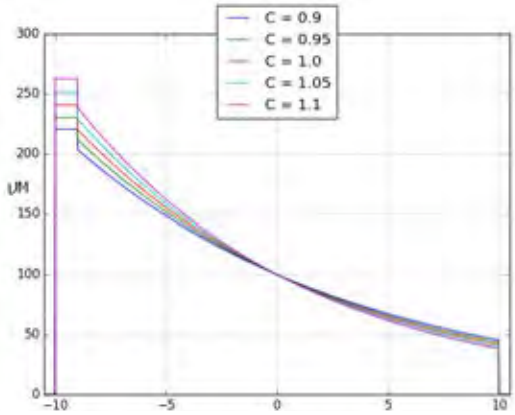
Resultados. El modelo teórico predice el efecto de los parámetros c y D2_G. Se muestra, con D2 = $D2_G/D2_G_{ref}$, siendo $D2_G_{ref}$ el valor de D2_G que hace que la tasa de dosis esté calibrada, el perfil de una cuña de 60º, 20x20 cm^2 y 100 UM (figura 1). Se observa que c modifica la forma del perfil manteniendo la dosis en el punto central y que D2_G modifica ambas características. Se puede obtener la comparación del perfil predicho por el método descrito previamente y el perfil medido para cualquier ángulo de cuña y tamaño de campo que haya sido caracterizado. Particularizamos en un Siemens Oncor para ángulos de cuña de 15 y 60º y un tamaño de campo de 20x20 cm^2 en la figura 2.

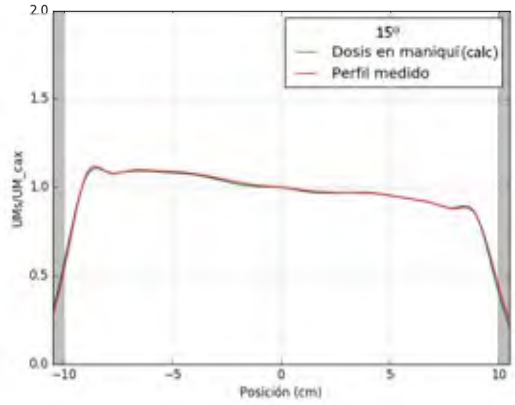
Conclusiones. El modelo desarrollado explica en detalle el funcionamiento de la Siemens Virtual Wedge® y su relación con el sistema dosimétrico monitor, pudiendo entenderse los resultados experimentales observados. Esto proporciona una ayuda diseñando el control de calidad de la técnica permitiendo llevar a cabo las acciones correctivas necesarias ya que podemos simular los valores de D2_G y c necesarios para la constancia de la dosimetría del sistema. Así, se simplifica la tarea de control de calidad al reducir los tiempos y medidas para llevar a cabo los ajustes necesarios.

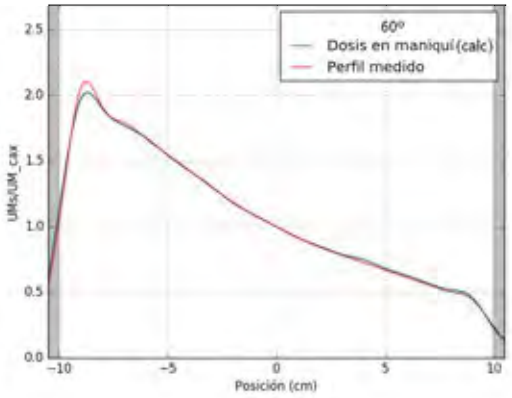
Referencias.

[1] J. v. Santvoort, “Dosimetric evaluation of the Siemens Virtual Wedge,\" Physics in Medicine and Biology, vol. 43, no. 9, p. 2651, 1998.


D2 = 0.9
D2 = 0.95
D2 = 1.0
D2 = 1.05
D2 = 1.1
UM


C = 0.9
C = 0.95
C = 1.0
C = 1.05
C = 1.1
UM


15º
Dosis en maniquí (calc)
Perfil medido
UMs/UM_cax
Posición (cm)


60º
Dosis en maniquí (calc)
Perfil medido
UMs/UM_cax
Posición (cm)

ID: 00993
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Niveles de referencia locales en TC

Silvia Fernández Cerezo[1] , Domingo Espinosa López[1] , María Dolores Morillas Pérez[1] , María Luisa Chápel Gómez[1] , Daniel Pardo Calvo[1] , Breogan Sobral Aspérez[1] , Abel Niebla Piñero[1]

1) Hospital Universitario Ntra. Sra. de Candelaria

Objetivo del trabajo.

Se presentan los niveles de referencia locales (LDRL) en tomografía computarizada (TC) para once protocolos de adultos y de cuatro pediátricos, y se comparan con los niveles de referencia nacionales (NDRL) de Gran Bretaña (Shrimpton et al., 2011) [UK2011], Suiza (R. Treier et al.,2010) [SZ2010] y los de la Comunidad Europea (2004) [EU2004].

Material y Métodos.

Para establecer los niveles de referencia locales se han utilizado las dos unidades de TC multicorte Lightspeed VCT de General Electric (GE) en funcionamiento en el Hospital Universitario Ntra. Sra. de Candelaria.

Nuestros LDRL se han establecido con los datos recogidos para los distintos protocolos objeto de estudio desde 2013 hasta 2016. La mayor parte de los datos se han obtenido recogiendo los datos demográficos y técnicos de la cabecera DICOM de las imágenes almacenadas en el PACS y los datos dosimétricos del informe de dosis que se genera al finalizar el estudio. Desde junio de 2016 la recogida de datos se realiza a través de la herramienta de gestión de dosis Dose Watch de GE.

Los LDRL se han fijado como el valor medio del $CTDI_{vol}$ y del DLP de los datos de nuestra muestra. Si el procedimiento tiene más de una serie, el $CTDI_{vol}$ de dicho procedimiento se determina como la media del $CTDI_{vol}$ de cada serie y la DLP como la DLP total de todas las series. No se han tenido en cuenta las series no diagnósticas (*smart prep* o *time bolus*) que se realizan para determinar en que momento el contraste alcanza la concentración necesaria en un vaso para la realización del estudio de TC.

Resultados.

Los LDRL de nuestro centro para los protocolos de adulto analizados se presentan en la Tabla 1 y los pediátricos en la Tabla 2. Además de los valores medios del $CTDI_{vol}$ y DLP, se dan los valores promedio del área del corte central, la longitud media de los estudios y el número de estudios incluidos en la muestra, así como los NDRL con los que hemos comparado nuestros resultados.

Inicialmente se encontró que nuestros LDRL superaban de forma significativa los niveles de referencia publicados para algunos protocolos, por lo que, tras revisar los parámetros de adquisición, se propuso modificar estos protocolos a los radiólogos responsables de los procedimientos. En el caso de los protocolos de cráneo de rutina y peñascos, los radiólogos aceptaron las modificaciones propuestas en los parámetros de adquisición, manteniéndose una calidad de imagen diagnostica y consiguiendo que nuestros niveles de referencia para estos protocolos estén actualmente por debajo de los NDRL con los que los hemos comparado.

Conclusiones.

Se han establecido los LDRL de nuestro hospital para once protocolos de adulto y cuatro pediátricos de TC.

La mayor parte de los LDRL evaluados están por debajo de los niveles de referencia con los que los hemos comparado. Hemos utilizado niveles de referencia de otros países, ante la falta de unos niveles de referencia de CT españoles.

La determinación de nuestros LDRL nos ha permitido identificar protocolos de CT cuyos LDRL superaban de forma significativa los NDRL y, en los casos en los que los radiólogos lo han considerado procedente, se han modificado los protocolos, consiguiendo que los valores actuales de los niveles de referencia de estos protocolos estén por debajo de los NDRL.

Para lograr optimizar las dosis en los procedimientos en radiodiagnóstico no sólo hay que evaluar los LDRL y

establecer posibles modificaciones de los parámetros técnicos de los protocolos que superen los NDRL, sino que es imprescindible una buena comunicación con los radiólogos y que sean conscientes de la necesidad de ajustar a los NDRL los niveles de dosis de los procedimientos.

Tabla 1. LDRL del HUNSC de los protocolos de TC adulto

Protocolo	$CTDI_{vol}$ mGy	DLP mGy	Área[j] cm^2	Long mm	nº estudios	NDRL $CTDI_{vol}$/DLP mGy/mGy cm
Cráneo Rutina[a,d,h]	56	857	211	150	82	65/1000 [SZ2010] 60/970 [UK2011]
Peñascos[a,d,i]	54	442	205	60	64	50/250 [SZ2010][f] 64/337 [EU2004]
Senos[a,d,i]	28	374	208	112	66	25/350 [SZ2010] 30/286 [EU2004]
Columna Lumbar[b,e,i]	33	772	591	212	45	30/850 [SZ2010]
Tórax Rutina[b,e,i]	7	318	556	382	20	10/400 [SZ2010]
TEP[b,e,i]	16	505	628	286	17	13/440 [UK2011]
TACAR volumétrico [b,c,e,i]	17	1176	671	600	26	12/350 [UK2011]
Tórax-Abdomen[b,e,i]	11	494	620	400	34	15/600 [SZ2010] 12/610 [UK2011]
Tórax-Abdomen-Pelvis[b,e,i]	15	1036	658	632	87	15/1000 [SZ2010] 13/1003 [UK2011][g]
Abdomen-Pelvis[b,e,i]	12	662	637	494	46	15/650 [SZ2010] 15/745 [UK2011]
Colonoscopia Virtual[b,c,e,i]	6	656	606	1022	7	11/950 [UK2011]

[a] $CTDI_{vol}$ y DLP en maniquí estándar de 16 cm de diámetro.
[b] $CTDI_{vol}$ y DLP en maniquí estándar de 32 cm de diámetro.
[c] Protocolo con dos series. Se da la DLP y la longitud total de las dos series.
[d] Protocolo sin modulación de intensidad, mA fijos
[e] Protocolo con modulación de intensidad.
[f] SZ2010 toma como NDRL para el protocolo de peñascos el percentil 50 del valor del CTDI de su muestra, 50 mGy y el percentil 25 de su DLP, 250 mGy cm. El valor de su percentil 75 es 74/539.
[g] UK2011 considera que no tiene suficientes datos para establecer un NDRL para este protocolo, aunque sí da el valor del percentil 75 de los valores de su muestra.
[h] Adquisición axial.
[i] Adquisición helicoidal.
[j] Area de la elipse con semi-eje mayor la mitad del ancho del corte central del estudio y semi-eje menor la mitad de la altura de dicho corte

Tabla 2. LDRL del HUNSC de los protocolos de TC pediátricos para cráneo de rutina. Datos recogidos en 2015.

Protocolo	$CTDI_{vol}$ mGy	DLP mGy	Área[d] cm^2	Long mm	nº estudios	NDRL $CTDI_{vol}$/DLP mGy/mGy cm
<1 año [a,b,c]	23	316	118	116	6	25/350 [UK2011] 31/330 [EU2004]
1- 4 años [a,b,c]	35	559	181	157	14	40/650 [UK2011] (>1-5 años)
4- 8 años [a,b,c]	33	551	205	174	10	60/860 [UK2011]
8-16 años [a,b,c]	49	835	203	149	19	(> 5 años)

[a] $CTDI_{vol}$ y DLP en maniquí estándar de 16 cm de diámetro.
[b] Protocolo con modulación de intensidad.
[c] Adquisición helicoidal.
[d] Área de la elipse con semi-eje mayor la mitad del ancho del corte central del estudio y semi-eje menor la mitad de la altura de dicho corte

ID: 00999
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Análisis estadístico bayesiano de la posición de la fuente de braquiterapia

Alfredo Serna Berná[1] , Pedro Parrado[1] , David Ramos Amores[1] , Vicente Puchades Puchades[1] , Fernando Mata Colodro[1] , Alejandro Jiménez Martinez[1] , Noelia Martinez Cozar[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía

Objetivo

Determinar de forma altamente precisa la posición de la fuente de alta tasa de braquiterapia usando de forma novedosa las herramientas de la estadística bayesiana (EB).

Material y métodos

El aspecto más importante de la EB es que proporciona la función densidad de probabilidad (FDP) de la magnitud de interés, en este caso de la posición del centro de la fuente radiactiva. De este modo la determinación experimental de la magnitud ya no es una constante sino que sigue una FDP. El conocimiento pleno de la magnitud está contenido en la FDP, que se obtiene, según el teorema de Bayes a partir de los datos experimentales y de la información previa disponible sobre la magnitud de interés antes de realizar el propio experimento.

En este trabajo hemos empleado películas EBT-3 expuestas a una fuente Varisource de Iridio -192, con 5 mm de longitud, y fueron digitalizadas en un escáner EPSON -1000XL. Para generar la FDP del centro de la fuente se programado un código en entorno MATLAB$^{@}$.

Resultados

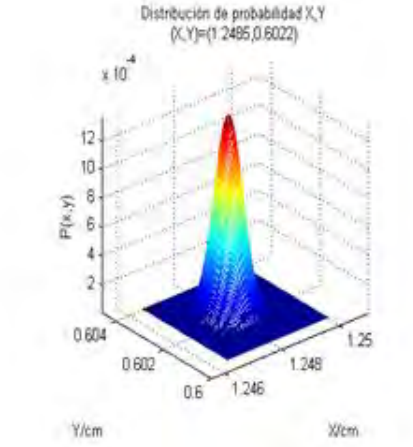
La FDP muestra una mayor varianza en la dirección longitudinal de la fuente con respecto de la dirección transversal, 0.004 y 0.002 mm respectivamente (ver figura adjunta). Esto puede deberse a que el algoritmo empleado, AAPM TG-43, es menos preciso para los cálculos a lo largo de la fuente que en la dirección transversal. En cualquier caso, la precisión de este método es muy superior al alcanzado mediante cualquier procedimiento visual, que está en torno a 0.5 mm.

El procedimiento implementado puede ser aplicado a cualquier tipo de fuente, siempre que se disponga de datos dosimétricos precisos.

Por tanto, con este procedimiento solamente tiene relevancia la incertidumbre asociada a la definición del punto de referencia con respecto al cual determinamos la posición de la fuente de forma absoluta.

Conclusiones

El análisis bayesiano puede proporcionar un método extremadamente preciso para determinar la posición del centro de la fuente radiactiva en braquiterapia.


Distribución de probabilidad X,Y
(X,Y)=(1.2485,0.6022)
x 10^-4
12
10
8
6
4
2
P(x,y)
0.604
0.602
0.6
Y/cm
1.246
1.248
1.25
X/cm

ID: 01024
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Dosimetría interna en tratamientos con Lu-177. Cálculo de la actividad acumulada

Teresa Monserrat Fuertes[1] , Miguel Ángel Peinado Montes[1] , Mª Ángeles Arroyo de la Cruz[1] , David Álvarez Llorente[1] , Belén Fernández González[1]

1) Hospital Universitario Central de Asturias

(1)

El Sº de Física Médica y Protección Radiológica del Hospital Universitario Central de Asturias lleva a cabo cálculos de dosimetría interna en pacientes de terapia metabólica a los que se ha administrado una dosis terapéutica del fármaco Lu177-DOTADATE.

Para ello, se sigue el procedimiento MIRD (Medical Internal Radiation Dose), que se puede resumir en dos pasos: en primer lugar se calcula la actividad acumulada en cada órgano de interés durante el tratamiento. Posteriormente, conocidas la actividad acumulada y los factores S tabulados (dosis media absorbida en el órgano blanco por unidad de actividad acumulada en el órgano fuente), se calcula la dosis recibida por los órganos de interés.

Este trabajo se centra en la primera parte del método MIRD. El objetivo es establecer un procedimiento de cálculo de la actividad acumulada en órganos durante el tratamiento conociendo el número total de cuentas en cada órgano, obtenido de las imágenes de SPECT. Se ha utilizado un maniquí de calibración para obtener un factor de paso cuentas/actividad. Para comprobar la bondad del método, se han hecho adquisiciones con un maniquí de comprobación.

(2)

Adquisición y reconstrucción de los datos

Todas las adquisiciones se realizaron en un equipo SPECT/CT de doble cabezal (Discovery 670, GE Healthcare). La reconstrucción y el análisis de los datos se realizaron con el software Xeleris3 (GE Healthcare).

Maniquí de calibración (factor de paso cuentas/actividad)

Para obtener el factor de paso cuentas/actividad se utilizó el maniquí NEMA IEC Body Phantom. Se llenó todo de agua (esferas y fondo) salvo la esfera más grande (volumen 26.52 ml) en la que se introdujeron 1100 MBq de Lu-177, para obtener una concentración de actividad superior a la más alta encontrada en los estudios clínicos (~5.7 MBq/ml). Se realizaron varias adquisiciones del maniquí a medida que el radioisótopo decaía, para obtener varias medidas del factor de paso cuentas/actividad, y también para estudiar el posible efecto del tiempo muerto a altas concentraciones de actividad.

Maniquí de comprobación

Para comprobar la bondad del método de cuantificación se utilizó el maniquí NEMA PET Phantom (NU2-1994) que cuenta con tres insertos cilíndricos: uno de ellos es de teflón, el otro se dejó lleno de aire y el tercero se rellenó con Lu-177 en concentración conocida. Se realizaron adquisiciones con distintas concentraciones de actividad en el inserto y el fondo.

Cuantificación

Para obtener el número total de cuentas de SPECT se contorneó, para cada corte de SPECT, la zona de interés en las imágenes de CT. Posteriormente se copió la ROI generada a la vista de SPECT y se exportó la estadística de la ROI a un fichero. El número total de cuentas en el volumen de interés se obtuvo como la suma de las cuentas de cada ROI.

(3)

La relación entre actividad en el maniquí de calibración y número de cuentas se muestra en la figura 1. Se observa una pérdida de cuentas debida al tiempo muerto a concentraciones de actividad muy superiores a las máximas obtenidas en la clínica. Para calcular el factor de paso solo se tienen en cuenta las adquisiciones no afectadas por tiempo muerto (concentración de actividad máxima en el maniquí ~ 10 MBq/ml). El factor obtenido es $(5.43 \pm 0.27)\cdot 10^{-5}$ MBq/cuenta.

Los resultados de actividad obtenidos para el maniquí de comprobación se muestran en la tabla 1. Las desviaciones obtenidas no llegan en ningún caso al 10 %.

(4)

El método presentado permite obtener el valor de actividad en un volumen de interés en el momento de la adquisición SPECT, dato necesario para aplicar el método MIRD de cálculo de dosis a órganos en tratamientos de terapia metabólica.

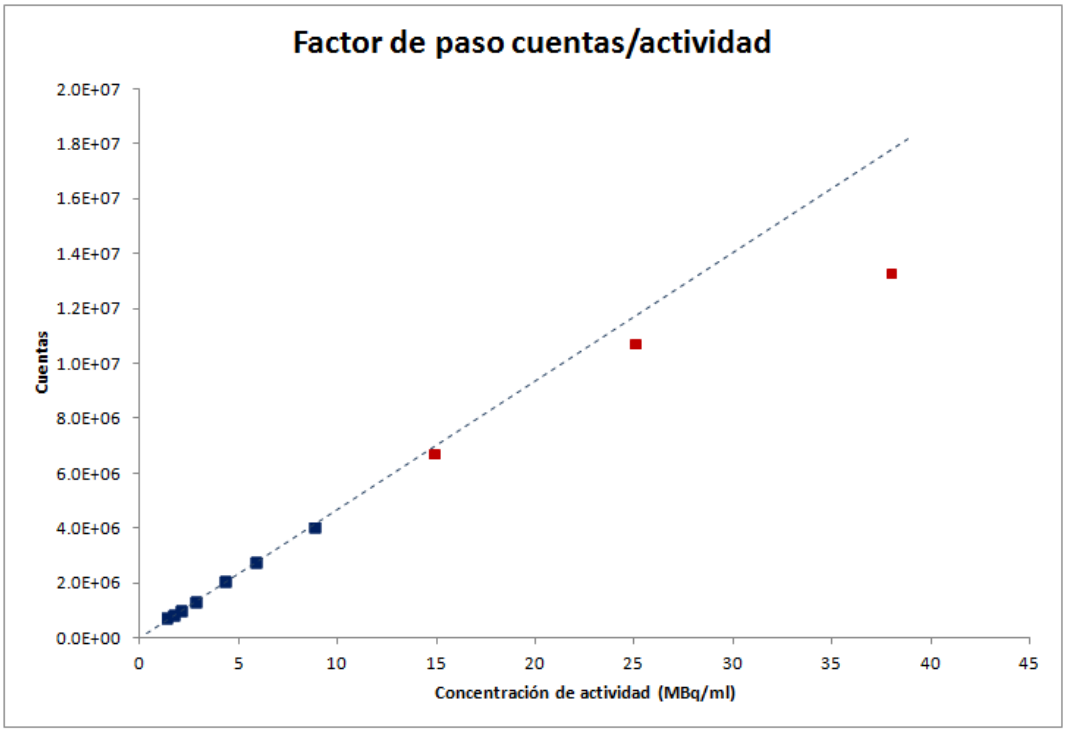


Figura 1. Número de cuentas frente a la concentración de actividad en el maniquí de calibración. Para concentraciones elevadas se produce pérdida de cuentas por tiempo muerto. No se han tenido en cuenta estos puntos (rojos en el gráfico) en el cálculo del factor de paso.

Actividad en el inserto (MBq)	Actividad en el fondo (MBq)	Número total de cuentas medido en el inserto	Actividad en el inserto calculada con el factor de paso (MBq)	Desviación relativa (%)	Desviación absoluta (MBq)
1425.65	0.00	26492437	1439.59	0.98	13.94
1054.06	0.00	20062316	1090.29	3.44	36.23
1046.68	1901.79	20020401	1087.90	3.94	41.22
715.91	1300.79	14026603	762.20	6.47	46.29
251.82	457.56	5035108	273.61	8.65	21.78

Tabla 1. Actividad calculada en el inserto del maniquí de comprobación a partir del número de cuentas medido. Comparación con la actividad real.

ID: 01027
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Influencia de los parámetros del sistema monitor sobre la dosimetría de la Siemens Virtual Wedge(TM)

Alejandro Bertolet Reina[1] , José Macías Jaén[1] , Héctor Miras Del Río[1] , José Antonio Terrón León[1]

1) Hospital Universitario Virgen Macarena

Introducción y objetivo. Siemens implementó en 1998 una técnica denominada Virtual Wedge® para reproducir gradientes de dosis similares a los de una cuña física. El gradiente se consigue moviendo con velocidad constante (v) durante la irradiación una de las mordazas del colimador mientras se modula la tasa de dosis. El perfil, en unidades de monitor (UM), que proporciona el sistema en esta dirección (x), viene dado por la expresión $UM_0e^{-?\tan(?)x}$, donde UM_0 son las UM seleccionadas para el centro del campo, ? se denomina coeficiente de atenuación lineal media y es característico de cada calidad de haz y ? es el ángulo de cuña seleccionado por el operador. v varía según la configuración seleccionada. La cuña puede formarse utilizando dos rangos de tasa, para los que el sistema monitor está calibrado independientemente. El rango de tasa y v dependen de las condiciones de irradiación seleccionadas, siendo el criterio principal minimizar el tiempo de duración de la irradiación. Estudiamos la selección de cuña para distintas condiciones y la influencia de los parámetros de calibración del sistema monitor en la dosimetría

Material y métodos. La caracterización dosimétrica se realiza a través de dos parámetros: el Factor de Cuña (FC) y el ángulo de cuña medido ($?_c$). FC se define como la relación entre la dosis depositada en el centro del campo a una determinada profundidad y la depositada en el mismo punto por un campo abierto de igual tamaño. $?_c$ se define por el fabricante como el ángulo de la pendiente de la curva de isodosis que pasa por el punto situado a 10 cm de profundidad en el centro del campo. Aquí se introduce un parámetro alternativo para controlar el perfil, que llamamos ángulo efectivo ($?_e$). Éste se obtiene del ajuste del perfil medido en la dirección x y normalizado respecto a la dosis en el centro a la función $e^{-?\tan(?_e)x}$. La forma de la cuña se calibra con un factor llamado c que modifica ? obteniéndose un nuevo parámetro ?\'=c?, que será el usado ahora para crear la cuña seleccionada. El sistema monitor presenta tres parámetros más: D1_G, D2_G y D_C0. Dos de ellos se ajustan mediante la calibración absoluta (D1_G) y la linealidad a bajas UM (D_C0), por lo que no deben utilizarse para ajustar la cuña. El parámetro D2_G calibra la tasa de dosis y es distinto para cada uno de los rangos de tasa. Para determinar el rango de tasa usado, se programan distintas selecciones y se comprueba qué tasa se emplea monitorizando el sistema. Se realizan medidas de los perfiles de cuña con el array 2D PTW Octavius 729 con 10 cm de agua sólida y una distancia fuente-superficie de 90 cm variando los parámetros de calibración. La determinación del FC se realiza comparando la medida de la cámara central con la de un campo abierto de igual tamaño.
Resultados. En la tabla 1 se muestran ejemplos de configuraciones concretas para un Siemens Oncor indicando el rango de tasa utilizado en cada caso. En la tabla 2, por otra parte, se muestran los resultados obtenidos para FC y $?_e$ en función de c y D2=D2_G/$D2_G_{ref}$, donde $D2_G_{ref}$ es el valor que calibra la tasa.
Conclusiones. Se observa que el rango de tasa baja se selecciona en condiciones de pequeños gradientes con deposición rápida de dosis cuando v no puede ser suficientemente grande. Esto se corresponde con energía del haz alta, campos grandes con pocas UM y ángulos pequeños. Por otra parte, se observa que c prácticamente sólo afecta a la forma del perfil, pero no al FC, mientras que D2_G modifica tanto la forma del perfil como el FC, afectando este último parámetro mucho más a cuñas con ? grandes. Así, se recomienda establecer un control de calidad en el que se controle el FC para el ángulo más grande posible y en los dos rangos de tasa, al ser D2_G diferente para cada uno de ellos. En caso de encontrar desviaciones en el FC, puede ajustarse con D2_G, pudiendo corregirse la desviación del perfil producida en este proceso con c. Si sólo está desajustado el perfil, puede corregirse con c.

Energía	Ángulo	UM	Tamaño de campo	Rango de tasa
6	15	100	20x20	ALTA
6	15	25	20x20	BAJA
6	15	25	5x5	ALTA
6	60	25	20x20	ALTA
15	60	100	20x20	ALTA
15	15	50	20x20	BAJA

Ángulo	D2	'c'	FC	α_e
15°	0.99	1.00	1.002	13.54
15°	1.00	1.00	1.006	13.20
15°	1.01	1.00	1.009	13.09
60°	0.99	1.00	1.008	59.11
60°	1.00	1.00	1.016	58.47
60°	1.01	1.00	1.028	58.08
15°	1.00	0.98	1.006	13.08
15°	1.00	1.00	1.006	13.20
15°	1.00	1.02	1.006	13.60
60°	1.00	0.98	1.016	58.16
60°	1.00	1.00	1.016	58.47
60°	1.00	1.02	1.017	59.20

ID: 01037
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Optimización de Spot Size para el planificador Eclipse 13.5

Francisco Fayos Ferrer[1] , Teresa Bertomeu Padín[1] , Isabel Palazón Cano[1]

1) Hospital Ruber Internacional

Objetivo

El objetivo de este trabajo es realizar una optimización de los valores de *Spot Size* (S-Sz), parámetro configurable en la configuración de los algoritmos Anisotropic Analytic Algorithm (AAA) y Acuros XB Advanced Dose Calculation (AXB) presentes en el sistema de planificación (SP) Eclipse 13.5. Este parámetro modifica la fuente primaria de fotones aplicando un suavizado gaussiano a la fluencia de energía. El parámetro *S-Sz* es igual a la anchura en mm de esta gaussiana en el plano del isocentro y debe ajustarse manualmente por el usuario ya que el programa de configuración le asigna valores por defecto tanto en dirección X como Y para cada algoritmo de cálculo. A priori el valor de *S-Sz* tiene efectos sobre el tamaño de la penumbra de todos los perfiles y sobre el cálculo de UM en campos pequeños.

Se ha procedido a realizar una verificación de cuáles son los valores de *S-Sz* que optimizan el resultado del cálculo de los algoritmos AAA y AXB de nuestro SP Eclipse 13.5.

Material y métodos

Se configuraron para el haz de 6 MV de un acelerador Varian Clinac 2300 iX ambos algoritmos con diferentes valores de *S-Sz:* 0, 0.5, 1 y 1.5 mm, iguales para ejes X e Y. A continuación se compararon los cálculos obtenidos por el SP y los resultados experimentales obtenidos con placas radiocrómicas EBT3. En primer lugar se realizó una comparación de las penumbras para un campo de 3x3 cm delimitado por el colimador secundario (mínimo tamaño definido en el SP). Se repitió este análisis para campos de 3x3, 2x2 y 1x1 cm delimitados por el MLC (tamaño de colimador 3,2 x3,2 cm). Para el campo 1x1 cm únicamente se valoró la penumbra en dirección transversal. Seguidamente, se hizo un análisis de índice gamma para los mismos campos. Se usó para la prueba gamma un valor de 2% en dosis (normalización local) y dos valores de distancia, 2 mm y 1 mm, dosis de corte de 20 % y dosimetría relativa. Por último, para los campos delimitados por el MLC, se verificaron los factores campo (FC) relativos a un campo de 10x10 cm.

Las películas EBT3 fueron irradiadas en el seno de un maniquí de plástico RW3. Cada medida se repitió 3 veces. En la medida de penumbras y gammas se usó una distancia (DFS) de 100 cm y las placas se colocaron perpendicularmente al eje del haz a una profundidad de 2 cm. Para los FC se empleó una DFS = 95 cm y una profundidad de 5 cm. Todas las placas se radiaron con 400 UM y tras un periodo de 36 h se analizaron con el software Film-QA Pro 2013.

Resultados

El análisis de los valores de penumbra mostró, como era esperable, que el valor calculado aumenta en relación directa con el valor de *S-Sz*. Para algoritmo AAA no se encontró un valor único de *S-Sz* que optimizara la concordancia con los valores experimentales para todos los tamaños de campo. Para algoritmo AXB con valores entre 1 y 1.5 mm se consiguió en bastantes casos un buen acuerdo.

En el análisis de prueba gamma para el algoritmo AAA y dentro de la incertidumbre del análisis no se hallaron diferencias significativas en los resultados con diferentes valores de *S-Sz* a excepción del valor 0 mm para el campo 1x 1 cm, y del valor 1.5 mm para el campo 3x3 cm (colimador) con resultados ligeramente

peores. Algo similar se encontró con el algoritmo AXB para el cual ningún valor de *S-Sz* obtuvo resultados netamente mejores.

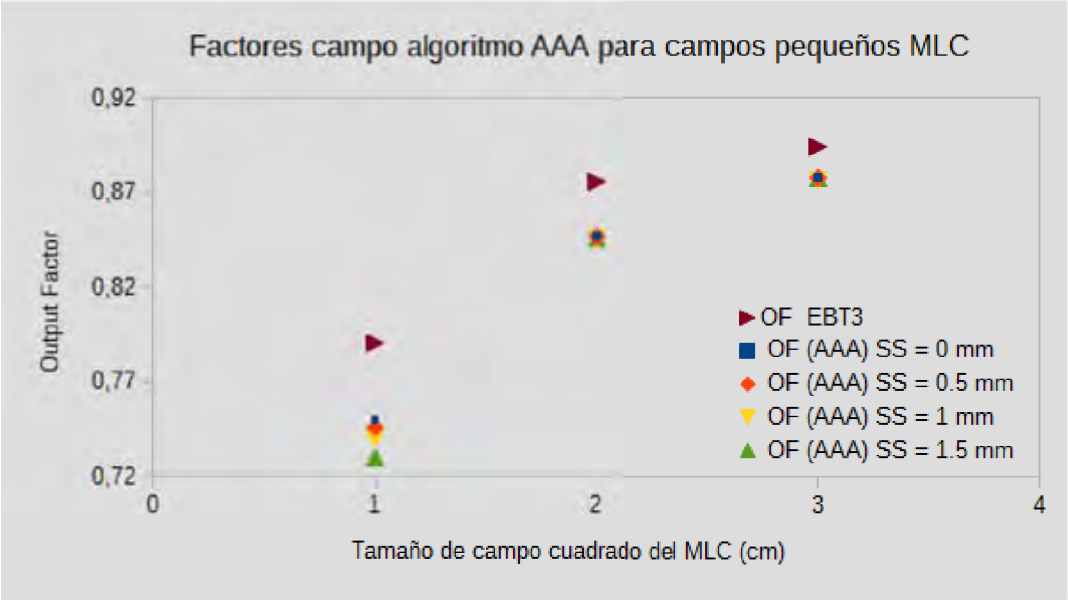
Para el cálculo de FC el acuerdo con la medida experimental empeoró al aumentar el valor de *S-Sz*. Es de destacar que no hay diferencias significativas entre ambos algoritmos, salvo para el campo 1x1 cm donde el resultado de AXB es significativamente mejor que el de AAA.

Conclusión

Se ha analizado la dependencia de varios parámetros dosimétricos con el valor de *Spot Size*. El resultado de nuestro análisis indica una clara dependencia del valor de la penumbra con *S-Sz*, escasas diferencias en los resultados de la prueba gamma para cualquier valor de *S-Sz* y una mejora en el valor del factor campo con *S-Sz* = 0 mm sólo para el tamaño de campo de 1x1 cm.

Tamaño Campo	Spot Size (mm)	Penumbra transv. (mm)	Penumbra longit. (mm)	Gamma (2 % - 2 mm)	Gamma (2 % - 1 mm)
3x3 cm (colimador)	0	2.3 (-1.1)	2.0 (-1.7)	97,91 (0.76)	93.92 (1,12)
	0.5	2.5 (-0.9)	2.3 (-1.4)	97.29 (1.17)	94.40 (0.96)
	1	2.9 (-0.5)	2.8 (-0.9)	97.17 (0.67)	94.82 (0.47)
	1.5	3.7 (0.3)	3.7 (0.0)	96.34 (1.08)	92.37 (1.55)
3x3 cm (MLC)	0	2.3 (-2.1)	2.0 (-1.2)	98.69 (0.34)	93.27 (0.52)
	0.5	2.6 (-1.8)	2.5 (-0.7)	98.74 (0.16)	93.70 (0.14)
	1	3.1 (-1.3)	2.9 (-0.3)	98.06 (0.16)	91.95 (0.62)
	1.5	3.7 (-0.7)	3.7 (0.5)	98.36 (0.85)	91.86 (2.08)
2x2 cm (MLC)	0	2.1 (-0.4)	2.2 (0.0)	97.03 (0.18)	91.13 (0.27)
	0.5	2.5 (0.0)	2.5 (0.3)	97.64 (0.22)	90.97 (0.57)
	1	2.9 (0.4)	2.9 (0.7)	99.24 (0.51)	91.45 (0.49)
	1.5	3.7 (1.2)	3.5 (1.3)	99.50 (0.07)	88.72 (1.45)
1x1 cm (MLC)	0	1.9 (-3.4)	---	90.38 (0.35)	77.82 (0.61)
	0.5	2.3 (-3.0)	---	93.65 (0.01)	81.77 (0.35)
	1	2.9 (-2.4)	---	95.76 (0.30)	82.27 (0.28)
	1.5	3.5 (-1.8)	---	97.52 (0.11)	72.87 (0.65)

Tabla 2. Valores de penumbra calculados por el SP (entre paréntesis diferencia respecto a valor experimental) y tasa de paso (%) de índice gamma (1 SD) para los campos en estudio. Resultados para algoritmo AXB.


Factores campo algoritmo AAA para campos pequeños MLC
0,92
0,87
0,82
0,77
0,72
Output Factor
0
1
2
3
4
Tamaño de campo cuadrado del MLC (cm)
OF EBT3
OF (AAA) SS = 0 mm
OF (AAA) SS = 0.5 mm
OF (AAA) SS = 1 mm
OF (AAA) SS = 1.5 mm

ID: 01063
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Correlación entre medidas puntuales con CI y dosis obtenidas con Compass en la verificación pretratamiento de IMRT

Sonia Serrano Zabaleta[1] , Aznar León Palacios[1] , Alejandro Barranco López[1] , Alejandro García Romero[1] , Esther Millán Cebrián[1] , Miguel Canellas Anoz[1]

1) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

I. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

En los tratamientos de IMRT es habitual realizar una verificación pretratamiento de cada plan, que de manera tradicional se realiza comparando la dosis absorbida medida con cámara de ionización (CI) en un punto y la distribución de dosis medida en algunos planos dentro de un maniquí de geometría similar al paciente con la dosis calculada por el planificador. En la actualidad, existen otros mecanismos de verificación basados en HDV obtenidos a partir de medidas que pueden ser comparados con los HDV del plan previsto.

En este trabajo, se estudia la correlación entre el resultado de la verificación con medida de la dosis absorbida en un punto con CI y con uno de estos sistemas, concretamente el sistema Compass, software que parte de medidas de fluencia para calcular la distribución 3D de dosis sobre el paciente virtual a partir de su TC de planificación.

II. MATERIAL Y MÉTODO

Se han realizado medidas en la misma sesión con una CI PinPoint CC01 (0,1 cm^3) de IBA dosimetry y con el sistema Compass (v 3.1b) en 18 planes (6 MV y 15MV) de IMRT en localizaciones de cabeza-cuello, pelvis y cerebro utilizando un acelerador Siemens, dotado con un colimador OPTIFOCUS. El sistema de planificación utilizado fue PCRT3D 6.0 (TRF). Las medidas con CI se realizaron dentro del maniquí de láminas de agua sólida (RW3) IMRT Phantom (IBA dosimetry) en un punto de bajo gradiente de dosis perteneciente al PTV principal. Se calculó la diferencia en porcentaje respecto a la dosis calculada por el planificador para el mismo punto (dosis TPS) (tolerancia ±3%).

Para la verificación con Compass, las medidas de fluencia se realizaron con el detector MatriXX evolution (IBA dosimetry), colocado solidario al brazo y perpendicular al haz, bajo 2 cm de agua sólida. Compass reconstruye la dosis 3D, utilizando un algoritmo que denominaremos CMPM. Esta reconstrucción se ha hecho sobre la TC del paciente y sobre la TC del IMRT phantom.

Se ha investigado la correlación entre las diferencias en % dosis TPS-dosis medida con CI y las diferencias en % entre dosis TPS-dosis reconstruida (CMPM) con Compass para: la dosis media en el PTV principal TC paciente, D95 en PTV principal de la TC del paciente, dosis absorbida en el mismo punto en que se realizó la medida con CI en la TC del maniquí IMRT Phantom y en la TC del paciente. Se calculó la recta de regresión entre dichos parámetros y la diferencia de dosis absorbida medida con CI respecto a la planificada.

III. RESULTADOS

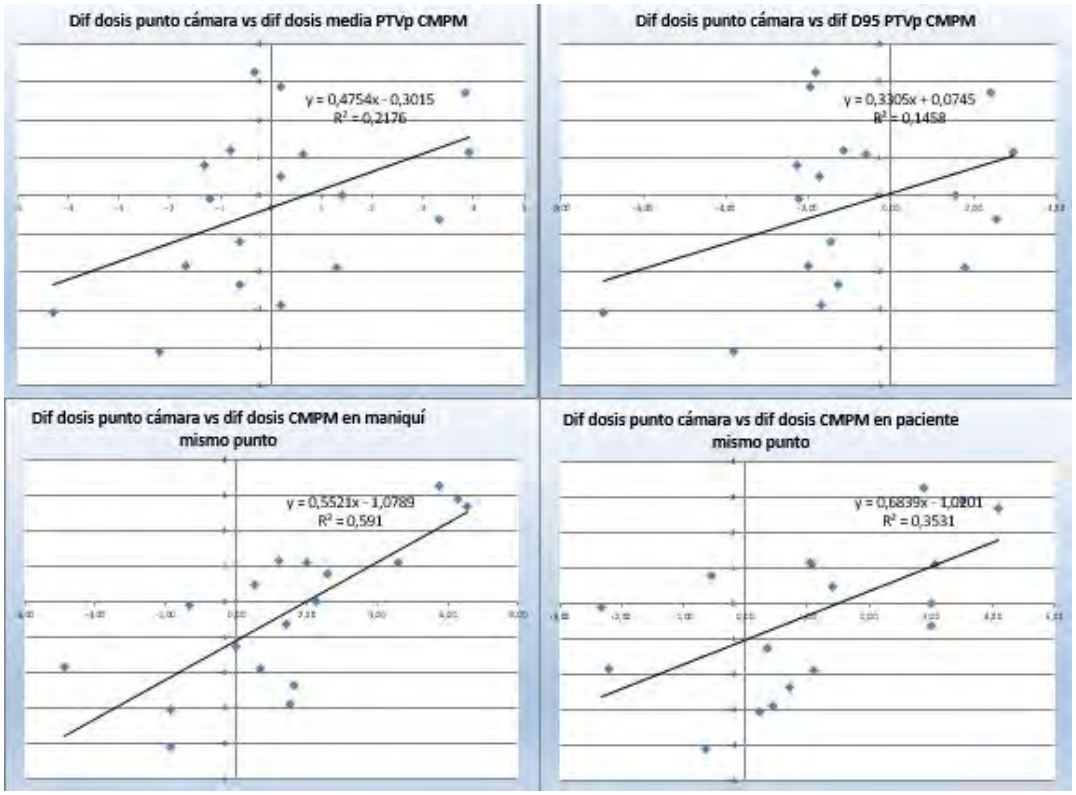
Los resultados pueden verse en la Fig. 1. Únicamente se encontró una correlación suficientemente fuerte (R=0,77) entre la dosis medida con CI y la dosis calculada con Compass en el mismo punto en el mismo maniquí. Las diferencias encontradas con Compass parecen amplificadas respecto a las encontradas a partir de la medida con CI dado que la pendiente de la recta es 0,55.

La significación bilateral de la correlación entre la dosis medida con Compass en un punto del maniquí y el punto análogo en el TC del paciente real es menor de 0,05, lo que indica que las heterogeneidades y forma del paciente presentes en el cálculo con Compass introducen perturbaciones en la correlación entre ambas diferencias.

En lo referente a las diferencias en dosis media y en D95, la correlación entre las medidas con CI y con Compass no ha resultado significativa.

IV. CONCLUSIONES

Para los planes estudiados, no existe una correlación bien definida entre la dosis medida con Compass en un punto del maniquí y el punto análogo en el TC del paciente real. Tampoco la medida de dosis en un solo punto con CI parece tener ningún poder predictor sobre las diferencias en dosis media y en D95 medidas con Compass, siendo estos objetivos clínicos relevantes. Gran parte de los criterios que conducirían al rechazo de planes de acuerdo a la verificación con Compass en lo que respecta al PTV principal no se correlacionan con la medida de dosis con CI en un punto.



ID: 01074
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Análisis gamma 3D para técnicas de VMAT: comparación de dos sistemas de matrices bidimensionales

E. Ambroa Rey[1] , D. Navarro Jiménez[1] , A. Ramirez Muñoz[1] , R. Gómez Pardos[1] , D. Amat de los Angeles[1] , A. Gibert Serrano[1] , A. López Muñoz[1] , M. Parcerisa Torné[1] , M. Colomer Truyols[1]

1) Unitat de Radiofísica, Servei d'Oncologia Radioteràpica, Consorci Sanitari de Terrassa, Terrassa (Barcelona)

Introducción:

El desarrollo de técnicas avanzadas de radioterapia, como la arcoterapia volumétrica modulada (VMAT), requiere un control de calidad (QA) específico previo al tratamiento de cada paciente. Los sistemas de verificación basados en matrices bidimensionales (2D) son ampliamente utilizados para la verificación de la distribución de dosis. Además, el índice gamma tridimensional es una de las métricas más utilizadas para el QA clínico rutinario de pacientes.

El objetivo de este estudio es evaluar el índice gamma 3D para diferentes tratamientos de VMAT, como el de cabeza y cuello (H&N) y próstata, con el sistema Octavius 4D utilizando dos matrices 2D (PTW Octavius 4D 1500 y PTW Octavius 4D 729).

Métodos y materiales:

Se han analizado 14 tratamientos de H&N y 10 tratamientos de próstata. Para cada paciente se creó su respectivo plan de QA usando el sistema de planificación Monaco 5.1. Los tratamientos se administraron usando un acelerador lineal Elekta Synergy equipado con un MLC Agility. Para medir la distribución de dosis se ha usado el maniquí cilíndrico Octavius 4D (PTW, Freiburg, Alemania) y el software PTW VeriSoft 6.2. Este maniquí está conectado a un inclinómetro fijado al acelerador que le proporciona la información sobre el ángulo de giro de éste, proporcionando una medida de la distribución de dosis en 3D. El Octavius 4D es capaz de girar siguiendo la orientación del brazo de tal manera que el plano de la matriz sea siempre perpendicular al eje del haz de radiación.

Además el Octavius 4D permite varias opciones para la matriz de cámaras de ionización: la matriz 729 y la matriz 1500.

La matriz 2D Octavius 729 consiste en 729 cámaras de ionización cilíndricas, con un volumen de 0.125 cm^3, distribuidas en una matriz de 27cm x 27cm con una resolución espacial de 10mm. La matriz 1500 tiene la misma distribución y dimensiones pero con 1405 cámaras de ionización plano-paralelas con un volumen de 0.06 cm^3 y una resolución espacial de 7.1 mm.

Para reconstruir y analizar la dosis medida se utilizó el software de verificación VeriSoft 6.2. Se analizó el índice gamma 3D global referido al máximo de dosis y con un umbral para la dosis mínima del 10% para los criterios DD[%]/DTA[mm] 3%3mm y 2%2mm.

Resultados:

En la Tabla I se muestran los resultados para ambos detectores y ambas localizaciones (media, desviación estándar ?, máximo y mínimo de la gamma 3D). La tasa media de paso de índice gamma global 3D para el caso de la próstata fue superior al 99% para el criterio 3%3mm y del 95% para el criterio 2%2mm. La matriz 1500 consigue tasas de paso más elevadas para los dos criterios gamma. La diferencia promedio entre las dos matrices fue de 2.9%para el criterio gamma 2%2mm y 0.6% para el 3%3mm.

Para los casos de H&N, la tasa media de paso fue más baja que para los casos de próstata. Asimismo, la diferencia promedio fue de 4.2% para el criterio 2%2mm y 0.8% para el 3%3mm.

El criterio gamma 2%2mm muestra las mayores diferencias entre las dos matrices 2D.

En la Figura I se muestra una comparación entre la gamma 2%2mm para los dos detectores en un caso de H&N.

Conclusiones:

Este estudio recoge los resultados de la comparación de dos matrices 2D usadas para la verificación pre-tratamiento de técnicas de VMAT. Como era de esperar, y debido a su mayor resolución espacial, la matriz 1500 consigue un mejor resultado para la verificación pre-tratamiento de VMAT. Además el resultado es más remarcable para el criterio gamma 2%2mm. Asimismo, los planes con mayor complejidad, como los H&N, se pueden beneficiar de los resultados superiores de este detector.

Finalmente, podemos concluir que la matriz Octavius 4D 1500 supera a su predecesor el Octavius 4D 729 para el QA pre-tratamiento de técnicas de VMAT.

H&N	Gamma 2%2mm		Gamma 3%3mm	
	Octavius 729	Octavius 1500	Octavius 729	Octavius 1500
Media (%)	90.6	94.9	98.5	99.3
σ (%)	3.8	3.0	1.0	0.5
Max (%)	94.9	99.5	99.6	100.0
Min (%)	82.5	89.0	96.0	98.3
Próstata	**Gamma 2%2mm**		**Gamma 3%3mm**	
	Octavius 729	Octavius 1500	Octavius 729	Octavius 1500
Media (%)	95.3	98.2	99.3	100.0
σ (%)	1.4	0.3	0.3	0.1
Max (%)	97.1	98.7	99.7	100.0
Min (%)	93.2	97.7	98.7	99.9

Tabla I: Comparación del índice gamma 3D para las dos matrices

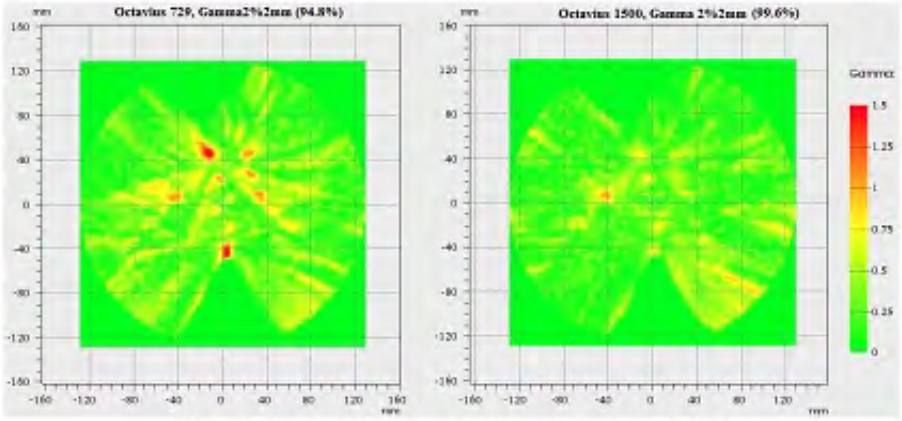


Figura I: Comparación gamma 2%2mm para un caso de H&N

ID: 01077
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

PROGRAMA DE CÁLCULO PARA DOSIMETRÍA EN TERAPIA METABÓLICA

Miguel Ángel Peinado Montes[1] , Teresa Monserrat Fuertes[1] , M. Ángeles Arroyo de la Cruz[1] , David Álvarez Llorente[1] , Belén Fernández González[1]

1) Hospital Universitario Central de Asturias

Objetivo del trabajo

La legislación vigente obliga a realizar una dosimetría individual en aquellos pacientes sometidos a radioterapia metabólica. Próximamente, dicha obligación se extenderá también al caso de las exploraciones diagnósticas.

El objetivo de este trabajo era la realización de un programa para el cálculo de dosis absorbidas en órganos para los pacientes a los que se les administra un radiofármaco.

El programa desarrollado calcula las dosis absorbidas en órganos siguiendo el formalismo MIRD (Medical Internal Radiation Dosimetry) y su posterior reformulación según RADAR (Radiation Dose Assessment Resource).

Material y métodos

En el esquema definido por RADAR, la dosis absorbida en un órgano blanco (T) debida a un órgano fuente (S) es:

$D(T?S)= AF(T?S)/m_T$ x Ã

Siendo AF la fracción de toda la energía emitida por el isótopo fijado en el órgano fuente que se absorbe en el órgano blanco, m_T la masa dicho órgano. Ã es la actividad acumulada, que integra la evolución temporal del metabolismo de la actividad incorporada en dicho órgano.

Lo que hace práctico este esquema es la separación de las componentes geométrica (primer factor) y temporal de la irradiación (Ã)

Dicha formulación implica principalmente dos hipótesis:

- Toda la actividad del órgano fuente se distribuye uniformemente en dicho órgano.
- La masa y el volumen de los órganos fuente y blanco no varían durante el metabolismo del radiofármaco empleado.

La principal diferencia entre su uso en las estimaciones de dosis en diagnóstico y terapia tiene que ver con cómo se calcula Ã: Mientras que en el primer caso se emplea un modelo metabólico, en el segundo se procede a cuantificar su valor mediante varias medidas a lo largo del tiempo.

Para la determinación de las fracciones de absorción se emplean los coeficientes determinados por RADAR para la familia de maniquís que definieron Cristy y Eckerman a partir del maniquí original de MIRD.

El programa se ha realizado en Python 2.7 empleando el paquete *numpy* de cálculo matricial.

Resultados

El programa presenta una interfaz gráfica (véase figura 1) que permite la introducción de algunos datos demográficos, datos del peticionario y del radiofísico responsable y datos relativos a la administración del radiofármaco.

Posteriormente se definen los aspectos dosimétricos: El isótopo empleado, maniquí para representar al paciente en función de su rango de edad y sexo, los órganos fuente y la actividad acumulada en cada uno de ellos.

Por último, puede generarse un informe dosimétrico con los resultados obtenidos para adjuntarlo a la historia clínica (véase figura 2).

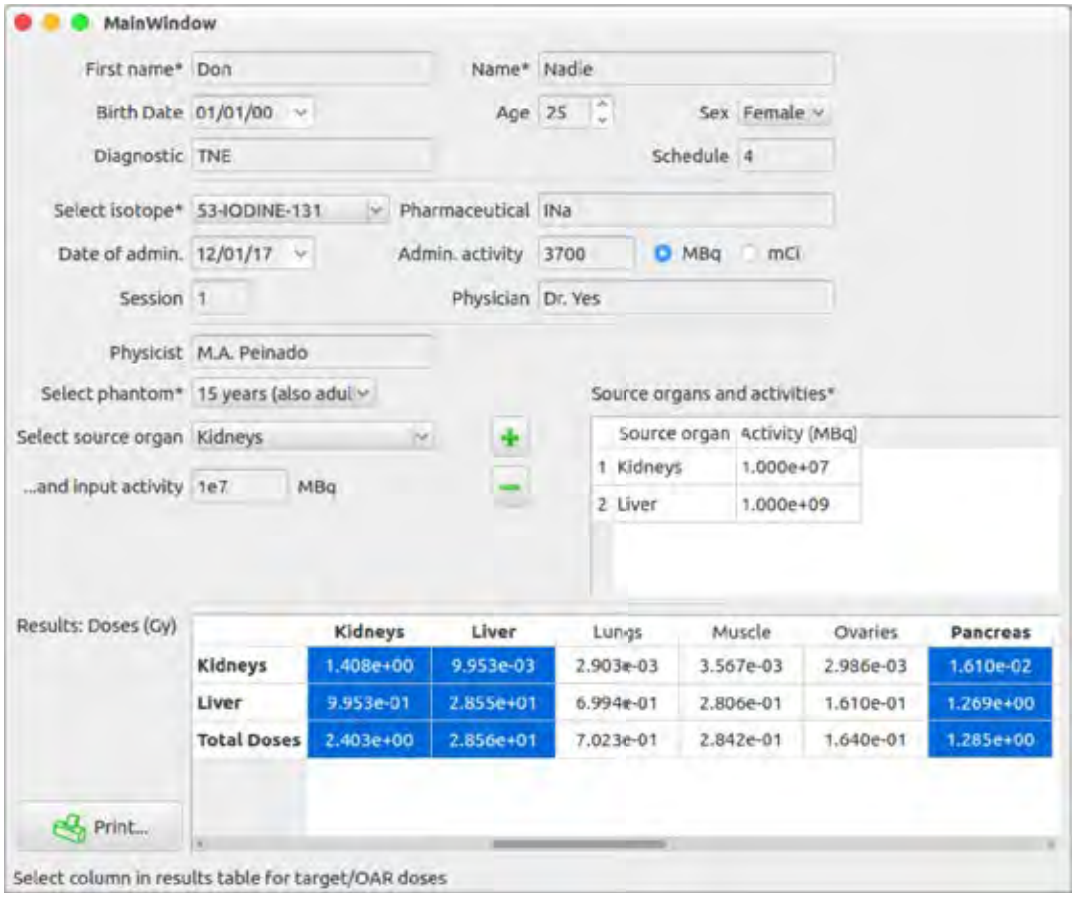
Conclusión

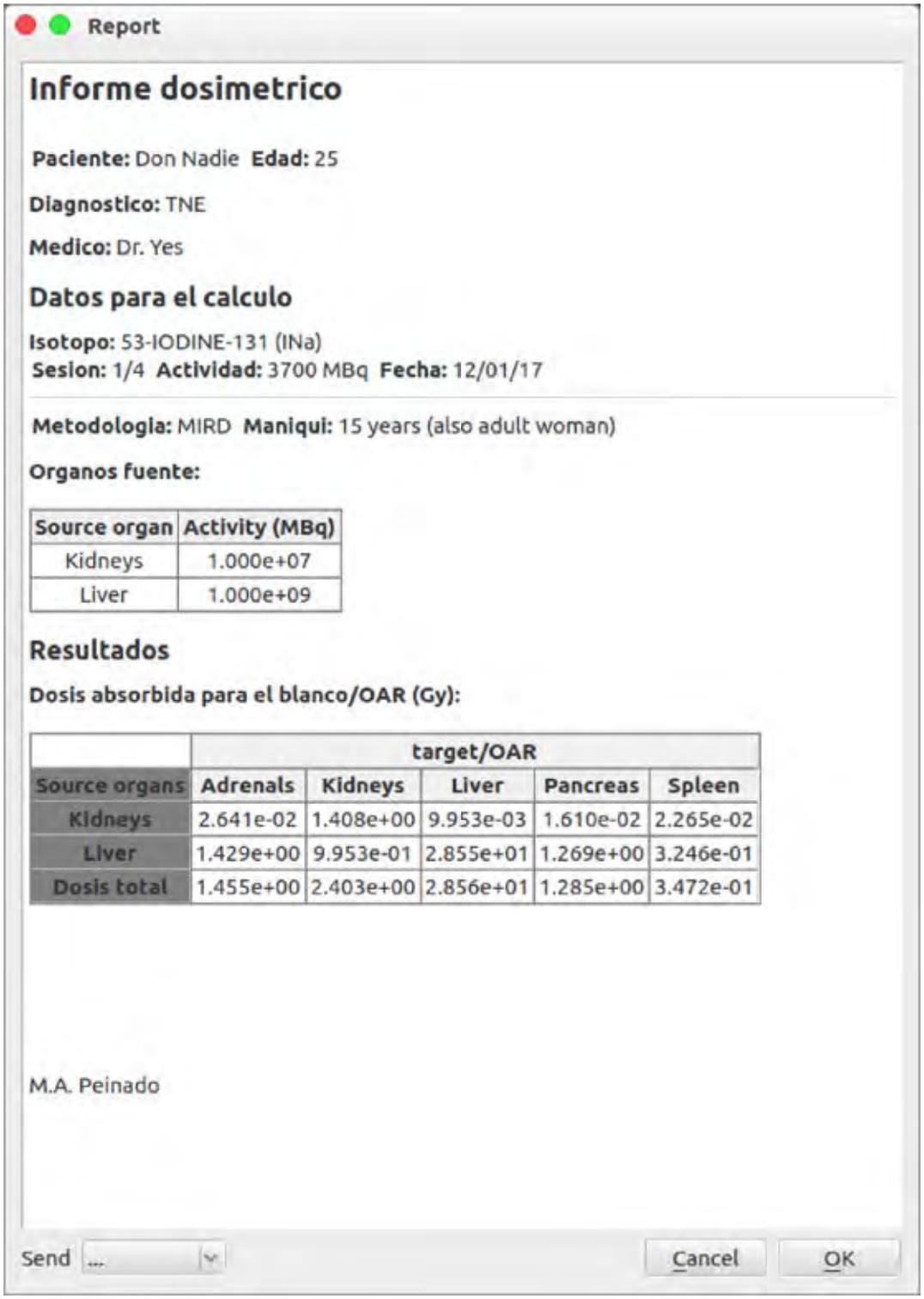
El programa permite un cálculo adecuado de las dosis a órganos recibidas por pacientes sometidos a terapia metabólica.

Puede también emplearse para pacientes de diagnóstico sin más que sustituir la actividad acumulada, introduciendo en su lugar el resultado del producto de la actividad comprometida (obtenida del modelo metabólico para el radiofármaco empleado) por la actividad administrada.

Sin embargo, en este caso su utilidad es limitada al tener que calcular manualmente la dosis efectiva. Se está trabajando en una versión posterior que incorpore dicho cálculo.

Por último, las hipótesis de partida y las simplificaciones posteriores al asumir el paciente a un maniquí determinado dan lugar a unas incertidumbres en el cálculo muy elevadas. En una versión posterior se prevé adoptar el formalismo de “S-voxel”, formalismo que soluciona parte de dichas fuentes de incertidumbre.


MainWindow
First name* Don
Name* Nadie
Birth Date 01/01/00
Age 25
Sex Female
Diagnostic TNE
Schedule 4
Select isotope* 53-IODINE-131
Pharmaceutical INa
Date of admin. 12/01/17
Admin. activity 3700
MBq
mCi
Session 1
Physician Dr. Yes
Physicist M.A. Peinado
Select phantom* 15 years (also adul
Source organs and activities*
Select source organ Kidneys
...and input activity 1e7
MBq
Source organ
Activity (MBq)
1 Kidneys 1.000e+07
2 Liver 1.000e+09
Results: Doses (Gy)
Kidneys
Liver
Lungs
Muscle
Ovaries
Pancreas
Kidneys 1.408e+00 9.953e-03 2.903e-03 3.567e-03 2.986e-03 1.610e-02
Liver 9.953e-01 2.855e+01 6.994e-01 2.806e-01 1.610e-01 1.269e+00
Total Doses 2.403e+00 2.856e+01 7.023e-01 2.842e-01 1.640e-01 1.285e+00
Print...
Select column in results table for target/OAR doses


Report
Informe dosimetrico
Paciente: Don Nadie Edad: 25
Diagnostico: TNE
Medico: Dr. Yes
Datos para el calculo
Isotopo: 53-IODINE-131 (INa)
Sesion: 1/4 Actividad: 3700 MBq Fecha: 12/01/17
Metodologia: MIRD Maniqui: 15 years (also adult woman)
Organos fuente:
Source organ | Activity (MBq)
Kidneys | 1.000e+07
Liver | 1.000e+09
Resultados
Dosis absorbida para el blanco/OAR (Gy):
target/OAR
Source organs | Adrenals | Kidneys | Liver | Pancreas | Spleen
Kidneys | 2.641e-02 | 1.408e+00 | 9.953e-03 | 1.610e-02 | 2.265e-02
Liver | 1.429e+00 | 9.953e-01 | 2.855e+01 | 1.269e+00 | 3.246e-01
Dosis total | 1.455e+00 | 2.403e+00 | 2.856e+01 | 1.285e+00 | 3.472e-01
M.A. Peinado
Send ...
Cancel
OK

ID: 01079
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Comportamiento del Algoritmo de superposición con el tamaño de voxel de cálculo en energías diagnósticas

José Antonio Miñano Herrero[1] , Rafael Jesús Martínez Luna[1] , Roberto Martínez Cobo[1] , Macarena Benítez Villegas[1] , Juan Manuel Roldán Arjona[1] , Antonio Jesús Sarsa Rubio[2]

1) UGC de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Reina Sofía, Córdoba. 2) Departamento de Física, campus de Rabanales, edif. C2, Universidad de Córdoba.

INTRODUCCIÓN

El algoritmo de superposición se emplea ampliamente en la dosimetría clínica de radioterapia por su versatilidad y velocidad. Este trabajo estudia el uso del algoritmo de superposición en agua para las energías de 20, 80 y 120 keV. La bondad de los resultados de exactitud e incertidumbre de la dosis absorbida se establece utilizando las recomendaciones contenidas en el ICRU 74, exactitud del 7%, para una incertidumbre expandida con factor de cobertura de 2.

Material y método

Se calculan curvas de dosis absorbidas en profundidad con sus incertidumbres asociadas utilizando una implementación del algoritmo de superposición desarrollada en C++ en un maniquí de agua de 30x30x30 cm^3. El foco de radiación se modela como fuente puntual a 100 cm de la superficie siendo el campo de radiación de 10x10 cm^2. La fluencia y TERMA se calculan en la implementación de acuerdo con el procedimiento seguido por Miften y col [1] en la aplicación del algoritmo de superposición de un planificador de radioterapia. Las mismas curvas son generadas mediante el codigo MC Geant 4 [2] para servir como referencia en el cálculo de exactitud.

Resultados

La tabla I muestra los promedios y rangos de la exactitud, incertidumbre y cumplimiento con las recomendaciones de ICRU de las dosis absorbidas para un tamaño nominal de voxel de 2x2x2 mm3.

La principal componente de la incertidumbre proviene de la fluencia e indica la validez del valor de esta cantidad en el centro del voxel como representación para el conjunto del mismo. La tabla muestra como con la disminución de la energía la incertidumbre aumenta debido a la mayor atenuación sufrida por la fluencia en el voxel. La existencia de rango se debe a la mayor atenuación del haz en superficie que en profundidad.

Los promedios de la exactitud cumplen con el valor recomendado del 7% aunque es peor para la energía más baja. Este resultado es consistente ya que el aumento de la incertidumbre expandida indica que la fluencia en el centro del voxel es una peor aproximación para esta cantidad en el conjunto de este.

La combinación de valores de exactitud e incertidumbre da lugar a que en las dos energías más altas en torno al 62.7% de los puntos de las curvas de dosis cumplan la recomendación. Ningún punto de la curva de 20 keV lo hace debido a los resultados de la incertidumbre.

La tabla II muestra los resultados para un tamaño nominal de voxel de 0.5x0.5x0.5 mm3. La reducción del tamaño de voxel mejora la validez del uso del valor de la fluencia en el centro del mismo y en consecuencia se logra mejorar el conjunto de los resultados. Es claro que esto se logra multiplicando el tiempo de cálculo original

por 64.

conclusiones

Los valores de exactitud muestran un excelente acuerdo con los valores obtenidos por Monte Carlo y cumplen con las recomendaciones dadas por la ICRU. Se pueden obtener valores de incertidumbre, acorde a ICRU, con tamaños de voxel que permitan un tiempo de cálculo razonable solo para energías altas.

Referencias

[1] M Miften, “Implementation of FFT convolution and multigrid superposition models in the FOCUS RTP system”, “Physics in Medicine and Biology”, vol. 45, pp. 817-833, 2000

[2] S Agostinelli, “Geant4 a simulation toolkit,”, “Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A”, vol. 506, pp. 250–303, 2003.

Energía (keV)	*Exactitud (%)*	*Incertidumbre (%)*	*Cumplimiento ICRU (%)*
20	6.0 (0.0-20.0)	66.4 (56.6-86.2)	0.0 (0.0-0.0)
80	3.3 (0.0-16.5)	6.0 (3.0-15.0)	68.7 (67.5-69.8)
120	3.3 (0.0-15.3)	6.6 (3.6-15.2)	56.8 (55.5-59.4)

Tabla 1: Promedios y rangos de la exactitud, incertidumbre y cumplimiento con las recomendaciones ICRU de las dosis absorbidas para el tamaño de voxel de 2x2x2 cm^3.

Energía (keV)	*Exactitud (%)*	*Incertidumbre (%)*	*Cumplimiento ICRU (%)*
20	3.4 (0.0-11.0)	16.2 (13.6-21.2)	0.0 (0.0-0.0)
80	2.2 (0.0-12.5)	1.6 (0.8-3.8)	96.4 (94.5-98.4)
120	2.3 (0.0-13.6)	1.6 (0.8-3.8)	94.3 (92.0-96.4)

Tabla 2: Promedios y rangos de la exactitud, incertidumbre y cumplimiento con las recomendaciones ICRU de las dosis absorbidas para el tamaño de voxel de 0.5x0.5x0.5 cm^3.

ID: 01110
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Evaluación del nuevo algoritmo de Varian para la dosimetría portal

Néstor Chnillach Ferrando[1] , Ricardo Abdon Tortosa Oliver[1] , Carmen Ruiz Morales[1]

1) Hospital IMED Elche

Objetivo:

Comparar los planes de verificación calculados con la versión PDIP_10.0.28 del planificador Eclipse con los mismos planes pero calculados con la nueva versión del algoritmo de dosimetría portal (PDIP_PDPC).

Material y método:

Existen muchos estudios que ponen de manifiesto problemas a la hora de evaluar planes de verificación usando el dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) de Varian. Estos estudios asocian los malos resultados de los planes de verificación a la modelización que los algoritmos con los que se calcula la dosis portal, hacen del brazo mecánico del EPID . Esta mala modelización se debe a la retrodispersión de la radiación al interaccionar con el brazo mecánico sobre el que va montado el detector, ya que este contiene partes metálicas y los algoritmos no lo tienen en cuenta.

Para subsanar este problema Varian ha lanzado un paquete preconfigurado “PDIP_PDPC” (Varian, Palo Alto, CA) que supuestamente corrige este problema. En nuestro centro hemos instalado este paquete y lo hemos sometido a las correspondientes pruebas de aceptación, obteniendo un resultado satisfactorio.

Hasta la fecha del lanzamiento de este paquete habíamos verificado 282 pacientes de IMRT cuyos planes de verificación con el EPID habían sido calculados con el planificados Eclipse v .10 (Varian, Palo Alto, CA) y la versión previa del algoritmo (PDIP_10.0.28).

Se dispone de un acelerador lineal Clinac DHX (Varian, Palo Alto, CA) dual (energías de 6 y 15 MV) con un colimador multiláminas (MLC) del modelo Millenium 120, con 60 pares de láminas, con un ancho en el isocentro de 5mm, en los 40 pares centrales y de 10 mm los veinte pares externos.

Se seleccionan los 282 pacientes de IMRT verificados antes del lanzamiento de la nueva versión del algoritmo y se recalculan sus correspondientes planes de verificación para el EPID con la nueva versión del algoritmo.

Se vuelven a disparar los planes de verificación y se compara el resultado con la distribución teórica, empleando para ello la aplicación “Portal Dosimetry” (Varian, Palo Alto, CA) usando la función gamma (3%, 3mm) con un umbral de detección del 10%)

Resultado:

Una vez disparados los 282 pacientes se obtienen 1974 resultados, ya que el programa presenta un resultado de la función gamma para cada campo. Con el fin de poder representar de una manera gráfica estos resultados se agruparon tanto los resultados iniciales como los del nuevo algoritmo, y se representó este agrupamiento en forma de histograma, donde se ve como claramente este nuevo algoritmo presenta mejores resultados.

Con el fin de individualizar el resultado, se comparó cada campo de cada paciente calculado inicialmente con su correspondiente campo calculado con la nueva versión. De los 1974 campos, en 1923 el resultado era mejor para la nueva versión del algoritmo y en los 51 casos en los que el resultado del plan inicial era mejor, las diferencias entre ambos algoritmos eran inferiores al 0,6%.

Conclusiones:

A la vista de los resultados podemos afirmar que calculando los planes de verificación del EPID con el nuevo algoritmo se obtiene mejores resultados, salvo contadas excepciones, siendo en esos casos insignificantes las diferencias.

Nos plateamos a continuación ampliar el estudio y comparar cada uno de esos campos con un detector externo (Matriz de diodos), con el fin de descartar que Varian haya creado un algoritmo que sobreestima la realidad, dando resultados buenos pero pudiendo ser estos falsos positivos.

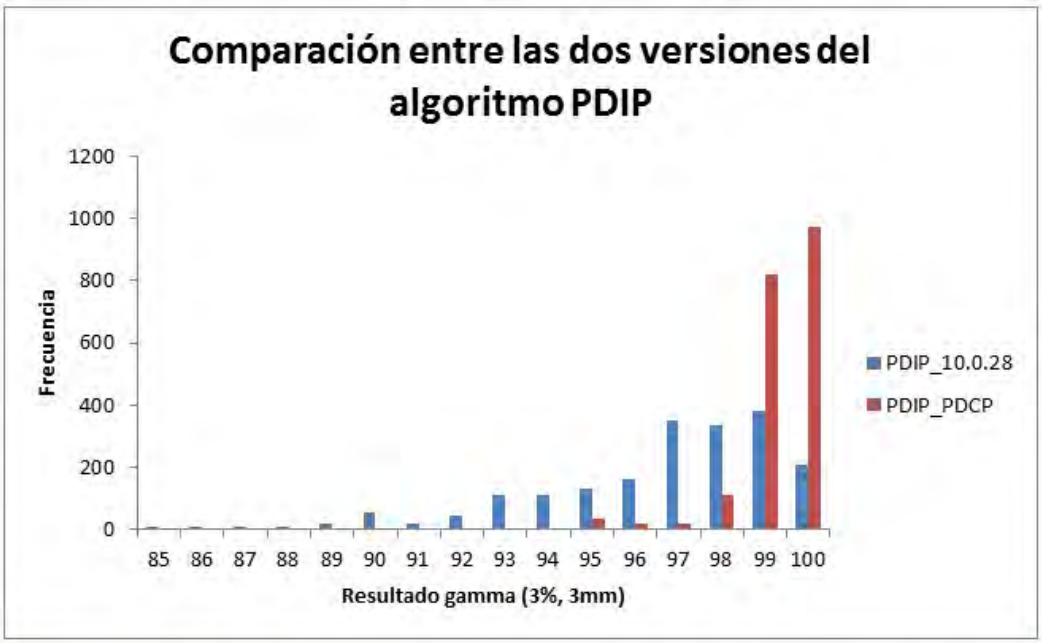


Figura 1. Representación en forma de histograma de la comparación entre la versión 10.0.28 y PDPC del algoritmo PDIP para el cálculo de verificaciones de tratamientos de IMRT usando el EPID:

ID: 01114
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Impacto del incremento de resolución espacial de la medida en verificaciones con Octavius4D

Néstor Cons Pérez[1] , Ana María Rodríguez Fernández[1] , Manuel Ángel García Pazos[1] , Luis Ángel López Losada[1]

1) Complexo Hopsitalario Universitario de Ourense

OBJETIVO

En el Complexo Hospitalario Universitario de Ourense se han venido realizando las verificaciones pre-tratamiento de planes de arcoterapia de intensidad modulada (VMAT) mediante la matriz de cámaras de ionización Octavius Detector 1500 (OD1500) y el maniquí rotacional Octavius4D (O4D, PTW-Freiburg).

El OD1500 tiene sus cámaras distribuidas en un patrón de tablero de ajedrez, permitiendo con una fusión de dos medidas desplazadas entre ellas 5mm, duplicar la resolución a la vez que esta se mantiene isótropa en ambas direcciones y se obtiene un factor de llenado del plano cercano al 100%. Esta función (\"merge\") está implementada por el fabricante para medidas realizadas junto con la unidad de rotación O4D y en principio puede ser ventajosa debido al mayor muestreo de la medida cruda a la hora de reproducir regiones heterogéneas de la distribución de dosis.

Cabe mencionar que el software de análisis (Verisoft) arroja como resultado una reconstrucción 3D de dosis a partir de la extrapolación mediante el PDD de una serie de distribuciones 2D medidas con el detector ortogonal al eje de radiación a lo largo del arco en todo momento.

Si bien las ventajas obtenidas en la distribución 2D al realizar la fusión son evidentes, nuestro objetivo es ver el efecto que el aumento de resolución y cobertura en la medida 2D produce en la reconstrucción volumétrica, y evaluar si el beneficio obtenido (en forma de menor porcentaje de fallos en el análisis gamma) compensa el extra de tiempo de verificación requerido.

MATERIAL Y MÉTODOS

En el estudio se analizan 40 planes de tratamiento de VMAT de pacientes reales del servicio incluyendo patologías de próstata y ORL.

La planificación se realiza con Eclipse 13.6, algoritmo de optimización PO, algoritmo de cálculo de fotones AAA y tamaño de vóxel de 2,5mm. Todos los planes son de 6MV.

Las verificaciones se llevan a cabo en un acelerador multienergético de electrones Clinac DHX con un MLC Millenium de 120 láminas y mesa Exact Couch.

El equipo de medida consiste en: OD1500 y O4D con el inserto de abdomen (16cm de radio). El posicionamiento del mismo se realiza mediante los láseres de la unidad y no se realiza ninguna corrección con IGRT.

Todas las medidas están corregidas por la calibración cruzada del equipo realizada previa a cada sesión para eliminar la dependencia de la desviación de la calibración de las cámaras monitoras e incorporar las correcciones de densidad del aire y de calidad del haz.

La evaluación del acuerdo entre medidas y el cálculo del TPS se realiza mediante el análisis gamma 3D (?3D) calculado en todo el volumen con umbrales de descarte del 10, 30, 50, 70, 80, 85, 90 y 95% de la dosis máxima. Los valores de los parámetros de la función gamma: DTA=3mm, DD=3% de la dosis de normalización tanto para normalización global como local (3%G3mm y 3%L3mm). El tamaño de vóxel para la reconstrucción de dosis se establece en 2,5mm x 2,5mm x 1mm.

RESULTADOS

Al emplear la adquisición con merge se observa un incremento del porcentaje de puntos con ?< 1 en todos los niveles de dosis. Este incremento es mayor en las regiones de dosis altas (>90%) dónde se obtienen incrementos promedio del 1-1.5% (en algunos planes de más del 6%).

Los resultados son aplicables a ambos modos de normalización, si bien es cierto que el porcentaje de paso con umbral del 10% (el clínicamente empleado en el centro) apenas se ve afectado en la normalización global, la mejora es, en promedio, de un 1% para la local.

Al mismo tiempo, la variabilidad (cv) del resultado gamma es menor en las regiones de alta dosis, especialmente en el caso de ORL al emplear merge.

Cualitativamente se observa cómo se reproducen mejor los perfiles en torno a los gradientes elevados de dosis, especialmente en la dirección cráneo caudal.

CONCLUSIONES

El uso de la herramienta merge con el detector OD1500 mejoró los resultados en el análisis gamma respecto de la medida simple. Como contrapartida el tiempo de medida de cada paciente se duplica.

	PRÓSTATA								ORL							
	3%Global 3mm				3%Local 3mm				3%Global 3mm				3%Local 3mm			
Umbral de descarte	γ_S	γ_M	$\Delta\gamma$	Δcv	γ_S	γ_M	$\Delta\gamma$	Δcv	γ_S	γ_M	$\Delta\gamma$	Δcv	γ_S	γ_M	$\Delta\gamma$	Δcv
10%	99,9	100,0	0,1	-0,1	97,9	99,1	1,2	-0,8	99,9	99,9	0,1	0,0	98,2	98,9	0,6	-0,2
30%	99,7	99,9	0,2	-0,2	98,7	99,4	0,7	0,0	99,8	99,9	0,1	-0,1	98,5	99,1	0,6	0,0
50%	99,4	99,8	0,4	-0,3	98,9	99,3	0,4	0,4	99,6	99,8	0,2	-0,1	98,9	99,2	0,3	0,0
70%	98,7	99,4	0,7	-0,2	98,2	98,9	0,7	0,0	99,2	99,6	0,4	-0,1	98,4	98,9	0,5	0,0
80%	98,3	99,1	0,8	-0,2	97,8	98,6	0,8	0,0	99,0	99,4	0,4	0,0	98,2	98,8	0,6	0,1
85%	97,9	98,9	0,9	-0,2	97,3	98,2	0,9	0,0	98,9	99,3	0,5	-0,1	98,1	98,8	0,7	-0,3
90%	97,5	98,5	1,0	-0,4	96,8	97,7	0,9	-0,1	98,1	99,3	1,1	-1,2	97,3	98,8	1,5	-1,3
95%	96,7	97,5	0,9	-1,4	95,9	96,6	0,7	-1,1	98,3	99,4	1,1	-3,0	98,0	99,2	1,2	-3,1

Tabla I. Resultados del análisis gamma para las medidas simples (γ_S) y con merge (γ_M) segregados por patología. Se incluye la variación promedio del resultado ($\Delta\gamma$) y el cambio del coeficiente de variación (Δcv) al pasar de la adquisición simple al merge.

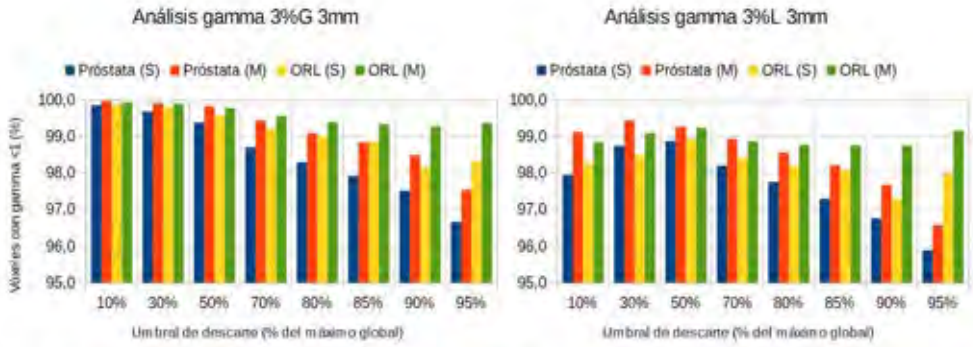


Figura I. Resultados del análisis gamma para las medidas simples (S) y con merge (S).En todos los casos, el porcentaje de puntos con γ<1 es mayor con merge

ID: 01124
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

SIMULACION MONTECARLO DEL 3D-SCANNER CON PRIMO: COMPARACION CON DATOS EXPERIMENTALES

RICARDO TORTOSA OLIVER[1] , CESAR SENRA MOLEDO[2] , SERGIO DIEZ DOMINGO[2] , ROSA MARIA CIBRIAN ORTIZ DE ANDA[3]

1) SERVICIO DE ONCOLOGIA RADIOTERAPICA, HOSPITAL IMED ELCHE, ALICANTE 2) SERVICIO DE RADIOFÍSICA, HOSPITAL CLINICO UNIVERSITARIO, VALENCIA 3) DEPARTAMENTO DE FISIOLOGIA, FACULTAT DE MEDICINA, UNIVERSITAT DE VALENCIA

Objetivo del trabajo

PRIMO es un software de simulación Monte Carlo basado en el código PENELOPE que permite la comparación de perfiles y rendimientos en profundidad para diferentes aceleradores lineales comerciales en un fantoma de agua rectangular. El objetivo del presente trabajo consiste en introducir en PRIMO un fantoma de agua cilíndrico y comparar los resultados simulados con los medidos mediante una fantoma cilíndrico comercial.

Material / Métodos.

El fantoma de agua cilíndrico simulado fue generado utilizando Matlab R2010 con un diámetro de 69 cm, una altura de 102 cm y un tamaño de bin de 0,4 x 0,5 x 0,4 cm. Posteriormente fue importado al software PRIMO v1.5.1307. Para realizar las simulaciones, se eligió el modelo de acelerador Varian2300 con energía de fotones de 6 MV. Los parámetros iniciales empleados en cada simulación son una energía inicial de electrones de 5,4 MeV con un FWHM (anchura a mitad de altura) de 0,05 MeV, un focal spot de 0,1 cm y una divergencia del haz de 1º. El número total de historias simuladas fue de $150 \cdot 10^6$.

Para realizar las medidas experimentales se utilizó un acelerador lineal Clinac DHX (Varian, Palo Alto, CA) con energía de fotones de 6 MV con un colimador multiláminas (MLC) modelo Millenium 120 con 60 pares de láminas, con un ancho en isocentro de 5 mm, en los 40 pares centrales y de 10 mm en los veinte pares externos. El fantoma de agua empleado fue el 3D-Scanner (Sun Nuclear, Melboume, FL), que es una cuba de agua con un diseño cilíndrico cuyo diámetro de escaneo son 65 cm. La cámara de ionización utilizada fue la Exradin A18 de Standard Imaging (Middleton, Wi) de 0,125 cm^3.

Se midieron perfiles y rendimientos en profundidad para tamaños de campo de 40x40, 30x30, 20x20, 10x10 y 4x4 cm^2. Las profundidades a las que se realizaron las comparaciones fueron de 1,4, 10 y 20 cm. Todas las simulaciones se realizaron a distancia fuente-superficie de 100 cm.

Resultados.

En las comparaciones (Figura 1a) se utiliza un análisis gamma entre la distribución medida y la simulada a para los criterios de 3%-3mm, 2%-2mm y 1%-1mm.

Los resultados para los rendimientos en profundidad muestran en todos los casos y criterios valores superiores al 95,3% por lo que se deduce que la energía simulada se ajusta a la experimental.

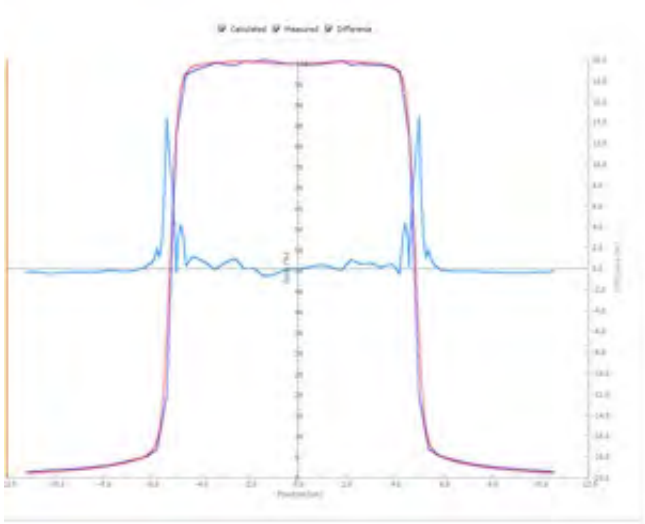
En el caso de los perfiles, los análisis de 3%-3mm indican que los porcentajes de paso para cualquier profundidad son superiores al 94,1%.. El análisis de 2%-2mm muestra porcentajes de paso en el intervalo [70,1, 97,4] %. El criterio que muestra una mayor variabilidad en los resultados es el de 1%-1mm donde a medida que aumenta el tamaño de campo y la profundidad, disminuye el porcentaje de paso. Esto puede ser debido al tamaño del bin ya que PRIMO no permite introducir tamaños de bin inferiores a los utilizados en este trabajo. Todos los resultados

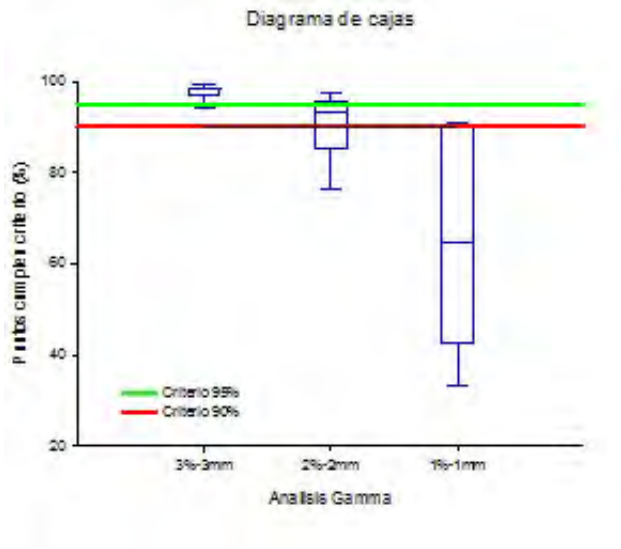
se encuentran agrupados en el diagrama de cajas de la Figura 1b.

La incertidumbre estadística que se obtiene para todos los casos simulados con el software PRIMO es de 1,1%.

Conclusión

PRIMO es un software de simulación Montecarlo que nos permite realizar ajustes y/o comparaciones con los principales aceleradores comerciales y además introducir fantomas de diferentes tamaños y geometrías con el fin de poder modelar el haz de radiación de forma mas precisa.





ID: 01160
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Configuración y validación de máquinas gemelas para intensidad modulada (IMRT)

Lara María del Rosario Núñez Martínez[1] , Javier Sánchez Jiménez[1] , María Luisa Martín Albina[1] , Fernando Pizarro Trigo[1] , Juan Morillas Ruiz[1]

1) Hospital Universitario de Burgos

Objetivo

Las interrupciones de los tratamientos tienen una especial repercusión en patologías como los tratamientos hiperfraccionados de pulmón que por su naturaleza en muchos casos se planifican con intensidad modulada (IMRT). Por ello se plantea la necesidad de poder intercambiar a los pacientes entres dos máquinas equivalentes.

En éste trabajo se pretende establecer un protocolo para realizar la configuración y verificación de dos aceleradores como equivalentes para tratamientos de IMRT así como la verificación de los tratamientos individuales de los pacientes.

Material y método

Configuración y verificación de los aceleradores

Se revisa el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) con el fin de poder ajustar la energía de ambos equipos (Figura 1). La diferencia encontrada entre $TPR_{20,10}$ es de un 0.33%.

Con el fin de ajustar la simetría y planeidad se revisan los perfiles de radiación.

Los factores campo tienen especial relevancia por su contribución en los diferentes segmentos del tratamiento de IMRT. Se revisan campos clínicos fuertemente asimétricos. No se encuentran diferencias superiores al 0.5%. Cumplidos estos objetivos consideramos que las máquinas son equivalentes para tratamientos 3D.

Para considerar intercambiables las máquinas en IMRT existen otros dos parámetros relevantes que requieren un ajuste sensible: la transmisión de las láminas y el Dosimetric Leaf Gap (DLG). Estos dos parámetros se hallaron por métodos experimentales y se evaluaron mediante sendas baterías de pruebas descritas por Chauvet y Ann Van Esch.

Tras el modelado de la máquina en el sistema de planificación (Eclipse 11.0.31) se realizan verificaciones en ambos aceleradores. Se miden planes de tratamiento diseñados para verificar los diferentes parámetros que influyen en el cálculo mediante dos sistemas independientes. Se realizan medidas mediante un array de cámaras de ionización (PTW SRS1000 campos < 10x10cm^2 y PTW Seven29) y mediante la aplicación Portal Dosimetry. Se verifica la correcta modelización de cada acelerador por separado y se intercomparan los mapas de dosis entre ambos equipos.

Verificación de los tratamientos

Para la verificación de los tratamientos individuales de los pacientes se realizaron en una primera fase medidas mediante el array de cámaras de ionización y medida de dosis portal en ambos aceleradores. Se usan tolerancias de DTA=2mm, DD=2% para las medidas con el array, DTA=3mm y DD=3% para el Portal Dosimetry y Nº puntos con ?< 1 mayor del 95%.

Tras el análisis de un número razonable de tratamientos se considera suficiente la medida de la dosis portal en el acelerador equivalente como medida para asegurar la reproducción del tratamiento.

Resultados

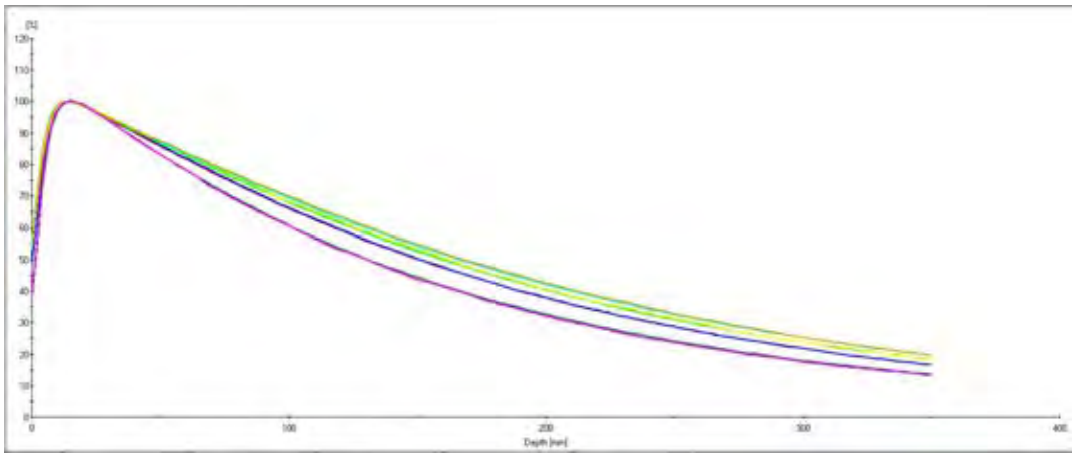
La comparación entre la dosis medida con matriz de cámaras y la calculada presenta un número de puntos con ?< 1 de un 98.74±1.49%, 98.64±1.06% y 98.05±1.51% para el equipo 1, el equipo 2 y la comparación entre ambos respectivamente (Figura 2). Las medidas realizadas con Portal Dosimetry dan resultados de 99.59±0.72%, 99.02±0.94% y 99.55±0.72%. Los resultados están dentro de las tolerancias y por tanto ambos equipos pueden considerarse gemelos.

Las medidas de los tratamientos individuales de pacientes también demuestran que éstos son equivalentes y que la verificación con la dosimetría portal se revela como suficiente.

Conclusión

Es posible configurar dos aceleradores de tal forma que puedan ser considerados equivalentes para tratamientos de IMRT. Esto implica el ajuste y verificación en la instalación de la energía, simetría/planeidad, factores de colimación, transmisión de las láminas y DLG. Una vez realizada ésta configuración es necesaria una verificación previa de los equipos.

Para la verificación de los tratamientos individuales se recomienda la medida de los mapas de dosis y dosis absoluta mediante array de cámaras de ionización y medida de dosis portal en uno de los aceleradores equivalentes. Para el resto de aceleradores es suficiente con la medida de la dosis portal.



Gamma 2D - Parameters

2.0 mm Distance- To- Agreement
2.0 % Dose difference with ref. to max. dose of calculated volume
Suppress dose below 5.0 % of max. dose of calculated volume
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Dose Points	977
Evaluated Dose Points	728 (74.5 %)
Passed	723 (99.3 %)
Failed	5 (0.7 %)
Result	99.3 % (Green)

Gamma 2D

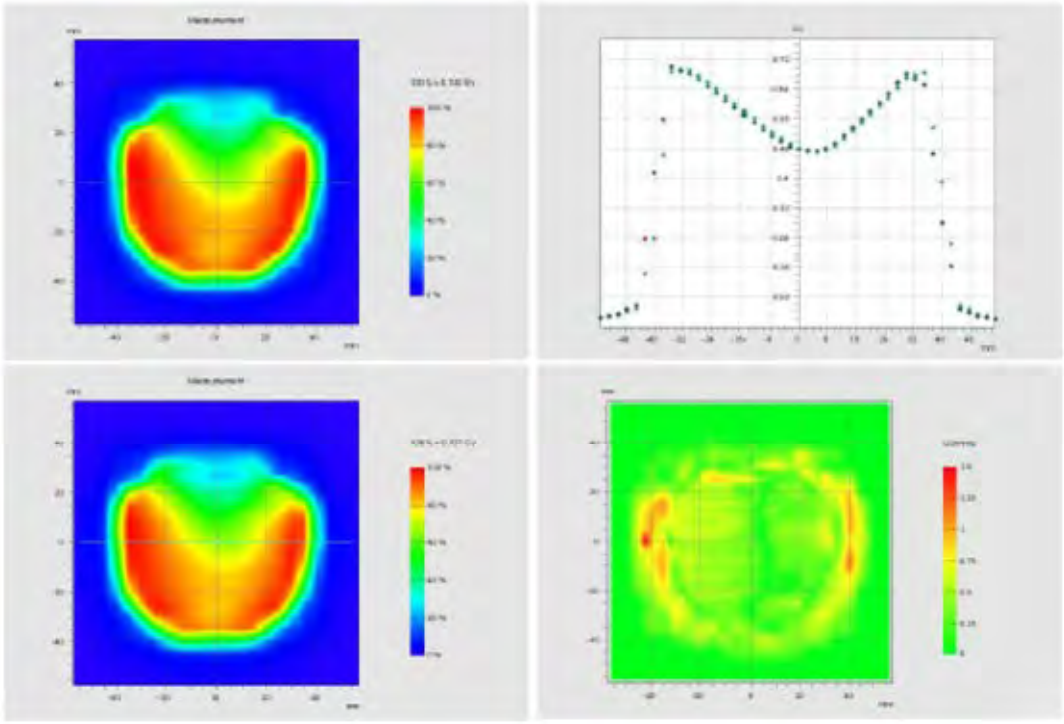
Arithmetic Mean	0.389
Min (LR = -5.0 mm; TG = 40.0 mm)	0.000
Max (LR = -42.5 mm; TG = 0.0 mm)	1.624
Median	0.376

Absolute Difference

Arithmetic Mean	0.014 Gy
Min (LR = -5.0 mm; TG = 40.0 mm)	0.000 Gy
Max (LR = -40.0 mm; TG = 0.0 mm)	0.177 Gy
Median	0.008 Gy

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



ID: 01169
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Análisis comparativo de los resultados gamma obtenidos mediante tres sistemas de verificación de tratamientos VMAT

Pablo Castro Tejero[1] , Pablo Chamorro Serrano[1] , María Roch González[1] , David Hernández González[1] , Leopoldo Pérez González[1]

1) Hospital Universitario de la Princesa

Objetivo: comparar los resultados dosimétricos en términos del índice gamma de varias soluciones comerciales existentes para la verificación de tratamientos de arcoterapia con modulación de intensidad. Se analiza la variabilidad en el índice gamma para diferentes patologías, estudiando posibles correlaciones con la dosis impartida, el índice de modulación y el volumen de tratamiento.

Material y métodos: Se consideran los siguientes sistemas:

- Dosimetría Portal (DP) EPID aS1000 con software Portal Dosimetry: detector plano de silicio amorfo de área activa 40 cm x 30 cm y una separación entre detectores de 0,392 mm. La dosimetría incluye correcciones *dark field* y *flat field*.
- Dosimetría ArcCHECK (DAC) con software SNC: 1386 diodos dispuestos en hélice a tres centímetros de profundidad a lo largo de un maniquí cilíndrico hueco de PMMA. Los centros de los diodos están separados 1 cm. En la cavidad central se coloca un inserto que admite la colocación de películas radiocrómicas.
- Dosimetría película radiocrómica (DPR) EBT3 con software FilmQA-Pro: se usan láminas de 20x16 cm que se introducen en el mencionado inserto. La digitalización se realiza con un escáner de sobremesa Epson 11000 XL a una resolución de 75 ppp. Para la conversión a dosis se aplica la curva de calibración del lote previamente obtenida junto con la dosimetría de triple canal implementada en FilmQA-Pro.

La unidad de tratamiento es un acelerador Varian Clinac 2300 iX. Cada distribución medida es comparada con la determinada por el planificador Eclipse de Varian. El indicador del grado de coincidencia es el porcentaje de puntos en los que el índice gamma es inferior a la unidad, utilizando como criterios 3%/3mm y 2%/2mm. En el caso de DAC y de DPR se realiza un TC al maniquí con el inserto para película en la cavidad central. Sobre este estudio de imagen se calcula la distribución de dosis. En el caso de DP la distribución es determinada por el algoritmo de predicción implementado en el planificador.

Se analizan tratamientos de pacientes con tres patologías diferentes: 5 hipófisis, 5 próstatas y 5 ORL. En todos los casos, la técnica de tratamiento es: VMAT, 2 arcos completos, velocidad de giro de *gantry* constante y tasa máxima 600 UM/min. Además, se estudia la repercusión de la dosis impartida, de la cantidad de modulación y del volumen de cada tratamiento sobre los resultados dosimétricos. El índice de modulación se calcula a partir de la información en cada punto de control proporcionada por los ficheros Dynalogs mediante la expresión:

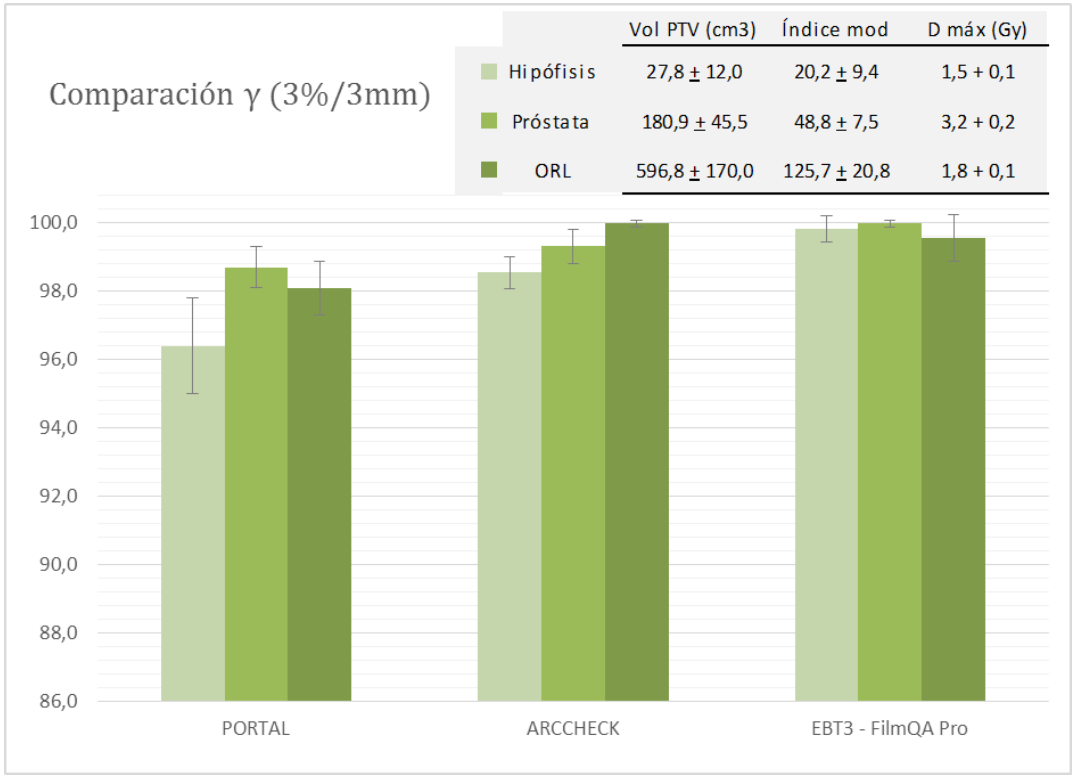
$$IM=?_{k=1}\{[?_{i=1}(|x_i\ (k)-x_i\ (k+1)|_A+|x_i\ (k)-x_i\ (k+1)|_B)\ ]\times[|(UM(k)-UM(k+1))/UM_{total}\ |]\}$$

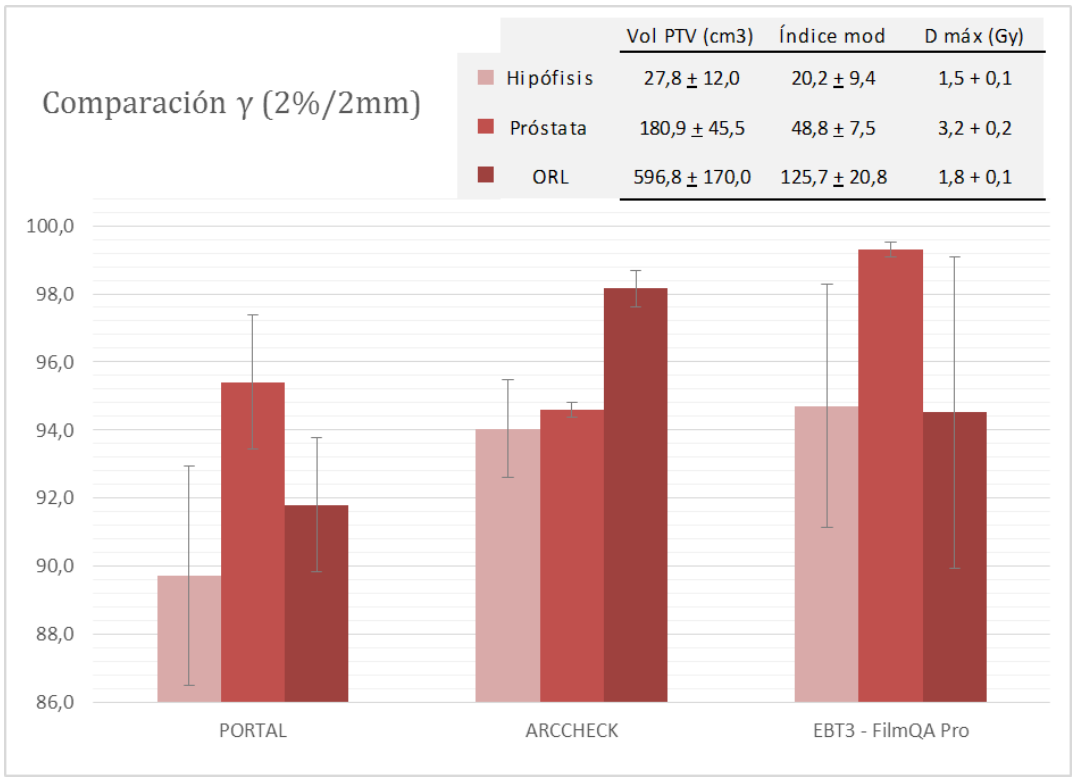
Donde k representa cada punto de control, i cada lámina y x la posición correspondiente en los carros A y B.

Resultados: Los tres sistemas analizados muestran unos resultados, para un umbral de dosis 10%, por encima del 95% para el criterio gamma 3%/3mm y por encima del 90% para 2%/2mm para la práctica totalidad de tratamientos (ver fig). En ninguno de los detectores parece existir una dependencia con la complejidad del plan. Por el contrario, se observa que para volúmenes pequeños medidos con DP se obtienen peores resultados. Una posible contribución a este comportamiento es la falta de modelado del MLC en el algoritmo de predicción. En DAC también se aprecia una ligera disminución con el tamaño de la lesión, hecho que puede estar relacionado con la resolución del equipo. Los resultados con DPR no presentan dependencia con el tamaño pero sí con la dosis, en el valor de gamma 2%/2mm, obteniendo valores inferiores para dosis más bajas. Este comportamiento

puede justificarse por la mayor incertidumbre en la zona de bajas dosis de la DPR.

Conclusiones: todos los sistemas analizados son capaces de llevar a cabo un control de calidad del tratamiento preciso. La respuesta de cada sistema dosimétrico sobre el índice de gamma parece no depender de la complejidad del tratamiento si bien parece existir una influencia del volumen de tratamiento tanto en DP como DAC y de la dosis en DPR.





ID: 01178
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

VALIDACIÓN DEL PROGAMA DE PTW DIAMOND PARA LA VERIFICACIÓN DE LAS DOSIS EN PUNTOS EN VMAT DE CABEZA Y CUELLO

Abel Niebla Piñero[1] , Breixo Carmelo Portas Ferradás[1] , Jose Ángel Merino Gestoso[1] , Paula Rosa Menéndez[1] , Manuel Rodríguez Pazos[1] , Daniel Pardo Calvo[1] , Breogán Sobral Aspérez[1] , María Fustes Sanjuan[2]

1) Servicio de Radiofísica Hospitalaria, Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria 2) Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

Introducción.

El propósito del estudio es la validación del programa DIAMOND, comercializado por PTW, como alternativa a la medida con cámara de ionización, para la verificación de dosis en puntos para tratamientos de VMAT de cabeza y cuello (CyC). Con tal fin, se han seleccionado un total de 47 casos de VMAT de CyC, tratados en nuestro centro desde el 16/03/2016 hasta el 23/11/2016. Comparando los resultados obtenidos en las medidas de verificación de los tratamientos con los resultados obtenidos con dicho software, se han obtenido mediante un análisis ROC las tolerancias equivalentes que se deben aplicar para la verificación pretratamiento.

Material y Métodos:

Se han seleccionado 47 casos de VMAT calculados en el planificador CMS MONACO. Dichos planes han sido calculados sobre el CT de planificación del propio paciente y sobre el maniquí I'mRT para la verificación de dosis medida con cámara de ionización. Dichos planes, tanto el simulado sobre paciente, como sobre el maniquí, fueron exportados a DIAMOND, donde fueron recalculados en un punto de alta dosis y bajo gradiente. Dichos puntos se han clasificado en puntos A (punto en una zona homogénea), B (cercano a una zona heterogénea) y C (punto superficial).

Resultados y Discusión:

Se ha calculado en DIAMOND la dosis en los puntos tanto para el plan definitivo calculado sobre el CT del paciente, como para el plan calculado sobre el maniquí. Dichos valores han sido comparados con los obtenidos en el planificador. Además se han comparado estos valores en función del tipo de punto de medida. Por último, se ha comparado dicha diferencia con la diferencia entre los valores medidos sobre el maniquí con los obtenidos en el planificador, obteniendo los resultados presentados en la Tabla 1.

Para establecer las tolerancias del método nos hemos ayudado en el cálculo de los intervalos del 95% de confianza para las diferencias porcentuales de dosis, así como del análisis ROC entre nuestro método de prueba (DIAMOND) y el anteriormente usado (medida cámara). Aunque en la Figura 1 se muestre que los intervalos del 95% de confianza son asimétricos, se ha preferido mantener los intervalos de tolerancia simétricos para evitar confusiones. Se ha establecido una nueva tolerancia para DIAMOND de ± 10 %, equivalente a un 3% en la verificación de la medida con cámara de ionización.

Como se puede observar tanto en la Tabla 1 como en la Figura 1, existen diferencias entre las distribuciones calculadas sobre el maniquí y sobre el paciente. Aunque globalmente estas diferencias no son importantes, existen casos donde estas diferencias son notables. En la Tabla 1 se puede observar que aunque el valor medio de la diferencia, calculada sobre el paciente, es menor para puntos tipos C, la desviación estándar es considerablemente mayor en comparación a los casos tipo B y A. Además los puntos tipo B presentan una desviación estándar mayor que los tipo A. Este resultado es congruente teniendo en cuenta los tipos de algoritmos utilizados (Monte Carlo para Monaco y Clarkson en el DIAMOND) y las diferencias dosimétricas existentes entre

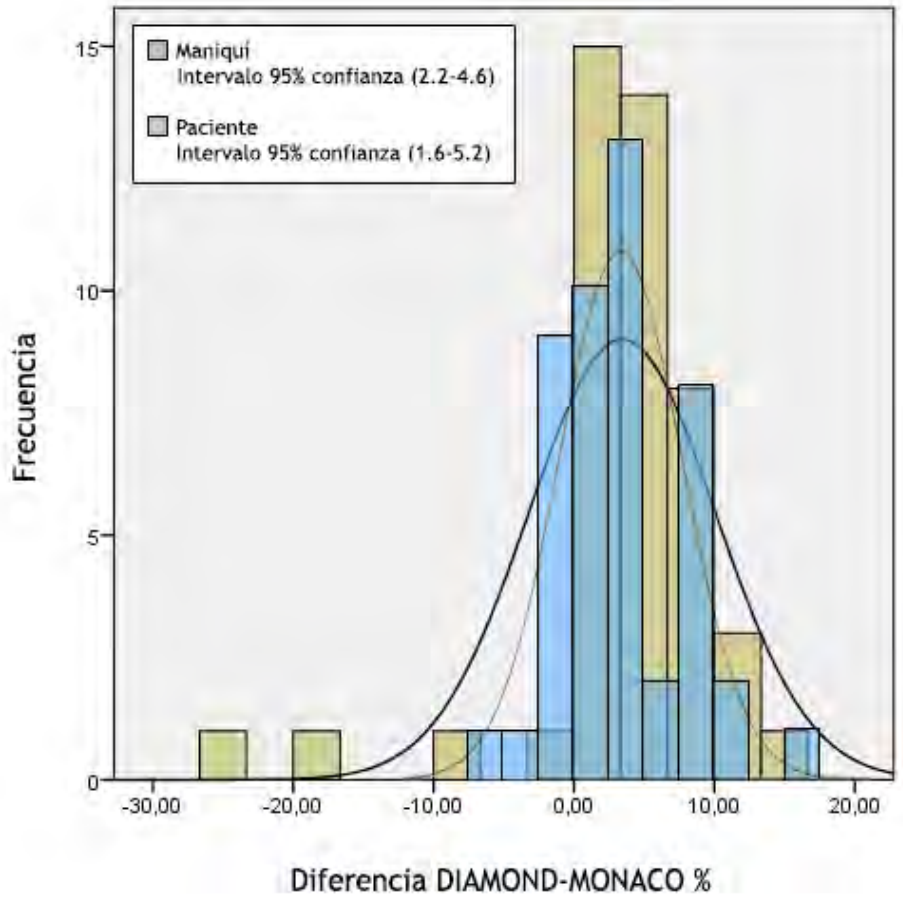
los diferentes tipos de puntos. A pesar de estas diferencias, se puede establecer una correlación entre los resultados obtenidos con el método inicial y el nuevo método alternativo, tanto si se calcula sobre el CT del paciente como si se hace sobre un maniquí homogéneo, donde se ha encontrado una diferencia de un 2,7 ± 5 % entre el cálculo de DIAMOND y la medida con cámara de ionización.

Conclusiones:

Se ha comprobado la viabilidad del programa DIAMOND para la verificación de tratamientos de IMRT-VMAT. Además se han derivado las tolerancias del método para su uso clínico. Con la puesta en marcha de este nuevo método se podrá ahorrar tiempo de máquina y de personal, así como reducir los tiempos entre planificación e inicio del tratamiento.

Tabla 1

Diferencia Monaco-Diamond (%)							
Tipo Punto	N	Maniqui			Paciente		
		Media	Máxima	Mínima	Media	Máxima	Mínima
A	24	2,6 ± 3,6	10.5	-6.4	4 ± 4	10.9	-8.29
B	19	4,2 ± 5,2	16.2	-2.1	3,3 ± 7,3	10.9	-23.6
C	4	4,5 ± 4,8	8.5	-2.1	1,1 ± 14,4	13.4	-19.3
Total	47	3,4 ± 4,5	16,2	-6,4	3,4 ± 6,6	13,4	-23,6



ID: 01194
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Estudio dosimétrico de la fuente I25.S17 plus y su verificación en Oncentra Prostate.

D. Sánchez-Artuñedo[1] , O. Jordi-Ollero[2] , C. Picón[2]

1) Hospital Universitari Vall d'Hebron 2) Institut Català d'Oncologia

Objetivo

Actualmente no existe un único organismo internacional que regule los datos dosimétricos de las fuentes de braquiterapia que se encuentran en el mercado. Estos datos se encuentran disponibles como mínimo en alguno de los bancos de datos existentes (TG-43, Estro TG-43 Database, IROC MD Anderson Source Registry). Tratándose de bases de datos retroalimentadas por la experiencia de los usuarios, datos que no estén en el TG-43 o sus actualizaciones, deben ser especialmente revisados por el usuario antes de caracterizar las semillas en el sistema de planificación de tratamientos (TPS). El nuevo modelo de semillas prostáticas I25.S17Plus (EcKert&Ziegler Bebig) no se halla en el TG-43 ni en ninguna actualización de éste. El objetivo de este trabajo es por un lado realizar un estudio de los datos dosimétricos de I25.S17Plus y por otro lado realizar la verificación del cálculo de la dosis absorbida con I25.S17Plus en el TPS Oncentra Prostate v4.2.2 (Elekta AB), para finalmente valorar el impacto clínico de los resultados encontrados.

Material/Métodos

Para todo el trabajo se usaron, como referencia, los datos de la simulación de Monte Carlo publicados en el artículo de *Pantelis, E. et Al (2013).* Para el estudio de los datos de I25.S17Plus, se realizaron dos cálculos independientes mediante el formalismo del TG-43. Por un lado, se realizó un cálculo independiente de la dosis absorbida a partir de los valores publicados de la función de anisotropia F(r,?) y la función radial de dosis $g_L(r)$; y por el otro, un cálculo independiente de F(r,?) y $g_L(r)$ a partir de la tabla de dosis *along-away* publicada y se compararon con otras fuentes similares.

Para la verificación de la dosis del TPS, se introdujeron sucesivamente una y dos semillas, y se evaluó la dosis calculada mediante un modelo de fuente lineal, en 60 y 31 puntos respectivamente. Estos se eligieron según las recomendaciones del RPT62 (TG-53 AAPM) y TRS-430(IAEA). Se compararon las dosis calculadas por el TPS con las dosis de la tabla *along-away* a fin de verificar el cálculo de dosis puntual, la simetría longitudinal y transversal de la distribución de la dosis absorbida, y la suma de dosis absorbida.

Resultados

El cálculo independiente de la dosis absorbida muestra diferencias fuera de tolerancias (>5%) con los valores de la tabla *along-away* en el eje longitudinal (z=4cm ?=+8.5%;z=5cm ?=-6.4%). Esto indicaría o bien un error en los factores de anisotropía publicados o en los valores de dosis absorbida publicados.
La gráfica1 muestra los F(r,0) calculados, los F(r,0) publicados y F(r,0) de otras fuentes caracterizadas en el TG-43. Los F(r,0) publicados presentan un comportamiento más similar a otras fuentes, que los F(r,0) calculados.
Respecto a la verificación del cálculo de dosis absorbida del TPS, se obtiene un límite de confianza (???+1.5?) de 1.7%. La simetría en *z* (0.09%), en *y* (0.22%) y la suma de dosis de dos semillas (?máx=1.9%) también muestran un resultado excelente. Las diferencias encontradas entre las dosis absorbidas calculadas por el TPS y las dosis absorbidas publicadas, son inferiores al 3%, excepto en los puntos (0,4) y (0,5).
La Figura 2 muestra que estas diferencias son coincidentes con las obtenidas en el estudio de la fuente.

Conclusión.

La Figura 2 indica que el cálculo del TPS es correcto y existe un error en los datos publicados. La Figura 1 señala que probablemente se trate de la tabla de dosis absorbida *along-away*. Pantelis et al. han confirmado un error en la tabla along-away y la publicación de un erratum. Aunque no fuera así, un error del 8% de los factores con 4

semillas en línea y dos a 1 cm en dirección perpendicular, supondría un error total en la dosis absorbida calculada por el TPS de un 0,05%, y por lo tanto no tendría repercusión clínica dadas las incertidumbres en el contorneo y del proceso en sí. Este estudio pone de manifiesto el papel activo del usuario en el control de calidad en braquiterapia, retroalimentando a los estudios originales.

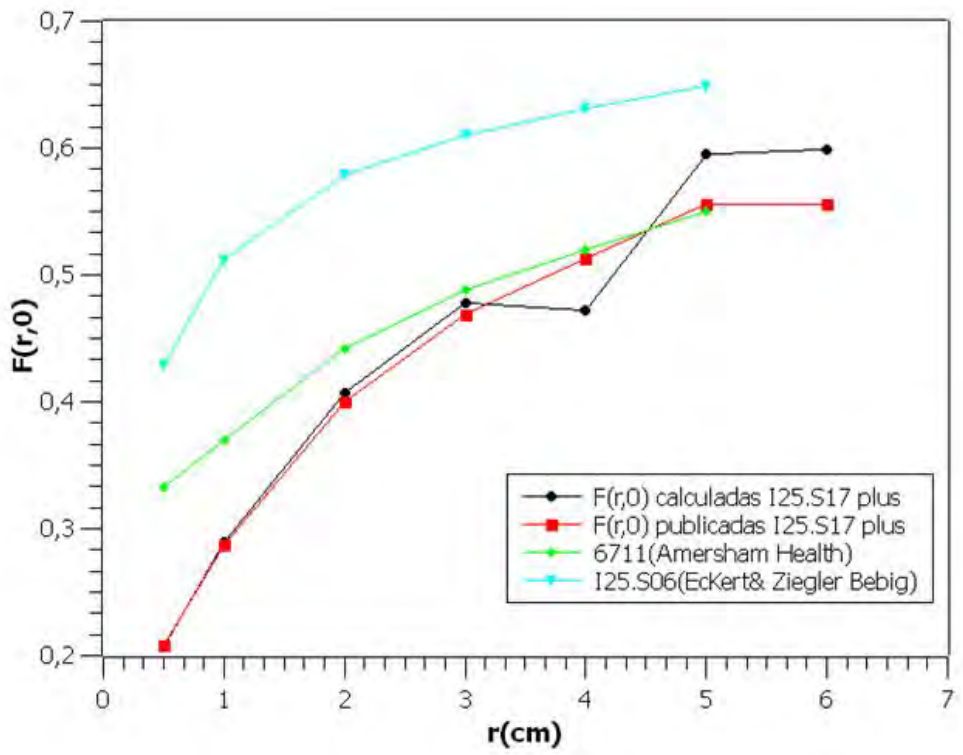


Figura 1: F(r,0) de diferentes fuentes que muestran una distribución de dosis similar según los autores del artículo. Se observa un claro comportamiento diferenciado para los valores calculados independientemente.

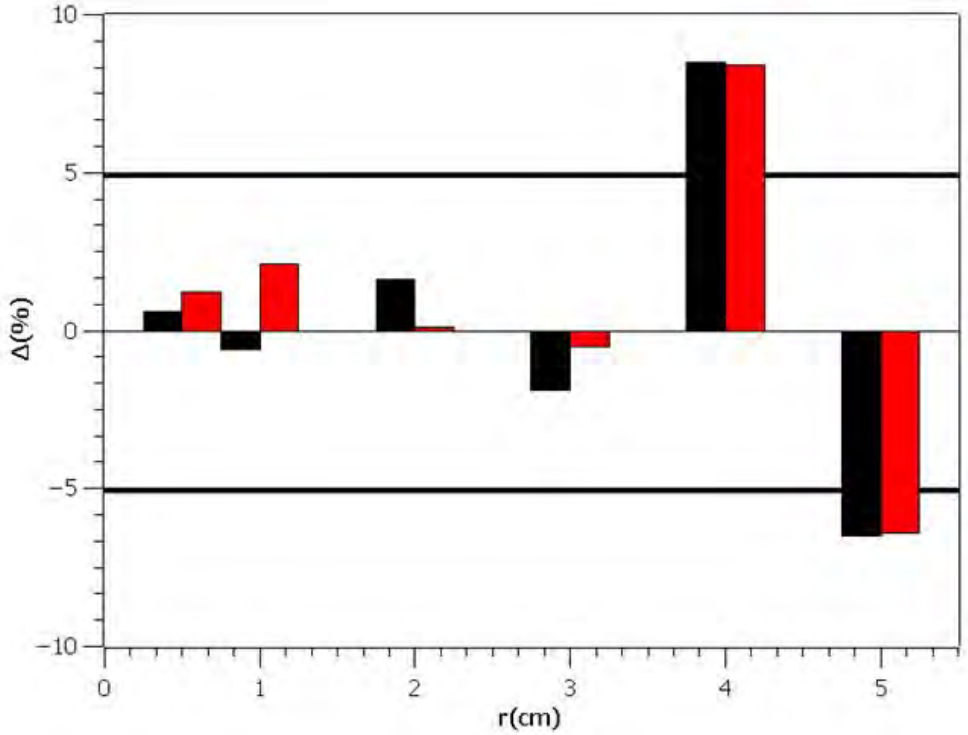


Figura 2: Diferencias de dosis absorbida en el eje longitudinal. En negro las diferencias de dosis entre las dosis calculadas independientemente a partir de los parámetros publicados y las dosis de la tabla along-away. En rojo las diferencias entre las dosis calculadas por el TPS y las dosis de la misma tabla. Se observa un comportamiento similar en ambos casos.

ID: 01221
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

MÉTODO Y EXPERIENCIA DE UN AÑO EN LA VERIFICACIÓN DE LA ESTABILIDAD DE UNA CÁMARA POZO.

Vicente Puchades Puchades[1] , Alfredo Serna Berná[1] , Fernando Mata Colodro[1] , David Ramos Amores[1] , Alejandro Jiménez Martínez[1] , Noelia Martínez Cozar[1]

1) Servicio de Radiofisica y protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucia . Cartagena. Murcia

OBEJTIVO:

Presentar nuestra metodología para la verificación de la estabilidad de la cámara pozo con la que se mide el TKRA de las fuentes de alta tasa y comentar la experiencia de las verificaciones a lo largo de un año en nuestro servicio.

MATERIAL Y METODOS:

En la braquitrerapia de alta tasa es necesario la verificación del TKRA proporcionado por el fabricante antes de su uso clínico. Además es conveniente la verificación de la estabilidad de los sistemas de medida antes de su uso. Esta verificación nos puede acotar el problema que se presenta si la verificación del TKRA de la fuente de alta tasa presenta desviaciones respecto de los valores esperados, descartando que el resultado no valido pueda deberse a un fallo de la cámara pozo y su electrómetro.

En nuestro hospital disponemos de una Varisource iX. EL TKRA de las fuentes se verifica con un electrómetro Standar Imaging CDX2000B y una cámara pozo de la misma casa comercial modelo HDR1000Plus.

Para poder comprobar la estabilidad del conjunto cámara electrómetro decidimos proceder a tomar medidas de referencia de la carga recogida por este conjunto al ser irradiado por el acelerador lineal Varian iX a la energía de 6MV con 100UM a la tasa de 100UM/min y una distancia Fuente-Superficie superior de la cámara de 100cm. La media de la carga recogida en un conjunto de 3 medidas es la cantidad que se toma para evaluar la estabilidad de la cámara y el electrómetro. Las medidas son corregidas por el factor Kpt y la relación Dosis /UM que presenta ese día el acelerador y que es tomada a partir de las verificaciones diarias del acelerador con un equipo Quick-check.

RESULTADOS:

En el año que llevamos usando este método la estabilidad de las medidas corregidas de carga del conjunto fuente electrómetro con las medidas del acelerador presentan desviaciones inferiores al 1% (Ver Tabla 1)

El montaje (ver figura 1), desmontaje y toma de medidas en el acelerador es inferior a 20 minutos, siendo un método eficiente en cuanto a tiempo consumido.

Presenta el inconveniente de que en nuestro servicio no disponemos de un cable suficientemente largo en el acelerador para conectar el electrómetro fuera del bunker, pudiendo dañar la electrónica del electrómetro por la radiación dispersa.

A mayor tasa de 100UM/min se producen efectos de saturación en la medida de la cámara pozo.

CONCLUSIONES:

La verificación de la estabilidad del conjunto electrómetro cámara pozo es de gran ayuda para acotar posibles errores en la determinación del TKRA. EL uso de la carga recogida al irradiar la cámara pozo con un haz de un acelerador lineal es un método rápido y económica de verificación de la estabilidad de la calibración



	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
1	UM/Dosis Quick	P(hPa)	T(°c)	kpt	M1 (nC)	M2 (nC)	M3 (nC)	M*	Desviación respecto/referencia	
2	1,005	1017,9	23,2	1,0060	8198,30	8197,10	8197,30	8206,11	0,00%	<--REF
3	1,006	1011,1	22,7	1,0111	8145,00	8139,30	8143,90	8184,06	-0,27%	
4	1,001	1010,3	21,7	1,0085	8101,70	8098,20	8097,10	8159,57	-0,57%	
5	0,9929	1013,4	22	1,0064	8108,40	8111,50	8111,10	8220,80	0,18%	

ID: 01279
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Ajuste Espectral y Ecuación de Transferencia Virtual de un Tubo de Rayos X

Javier García Ledesma[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , David Hernández González[2] , Cristina Ansón Marcos[2] , Noelia Súarez Álvarez[2]

1) Hospital Universitario de Salamanca 2) Hospital Universitario de La Princesa

Objetivos del Trabajo

El conocimiento del espectro energético de los tubos de rayos X en radiodiagnóstico, es una pieza fundamental para la mejora de la calidad de imagen y la reducción de la dosis recibida por los pacientes sometidos a pruebas radiodiagnósticas. Se desarrolla una aplicación informática que utiliza la herramienta *spektr3.0,* que posee funciones desarrolladas en MATLAB, que permiten la obtención del espectro energético, el rendimiento del tubo a partir del kilovoltaje pico y la filtración total de aluminio, para un tubo de rayos X con ánodo de túngsteno. A partir de los resultados calculados por estas funciones, la herramienta desarrollada, realiza un ajuste de la filtración total en aluminio para que los rendimientos teóricos mejor ajusten a los valores experimentales. Además proporciona la dosis transmitida primaria que atraviesa un espesor determinado de un maniquí de PMMA.

Materiales y Métodos

La herramienta pide al usuario los datos medidos de los siguientes tres parámetros:

- kVp
- Rendimiento
- Capa hemirreductora

Como dato adicional se pide al usuario la distancia del foco al punto de medida y la carga en mAs de las irradiaciones. Estos datos son cargados en el interfaz gráfico y posteriormente habilita la opción de ajustar la filtración total.

Con todos estos datos y utilizando la función *spektrAirKerma* de spektr3.0 se calcula el rendimiento normalizado a un metro y se ajusta la filtración total para que los rendimientos calculados se diferencien los menos posible de los medidos.

Una vez obtenida la filtración total característica de nuestro tubo, se habilita la opción de estimación de la dosis primaria transmitida por un maniquí de PMMA. Para ello se hace uso de las siguientes funciones de spektr3.0:

- *spektrAirKerma*
- *spektrBeersCompoundsNIST*
- *spektrSpectrum*

Para comprobar que los valores teóricos se ajustan a los valores experimentales se mide la dosis transmitida por un maniquí de PMMA, para diferentes espesores y para diferentes valores de kVp emitidos por un tubo de rayos X ubicado en el servicio de Radioterapia del Hospital Universitario de Salamanca.

Estas medidas se realizan colocando el maniquí de PMMA lo más cerca posible del tubo de rayos X y el detector alejado para eliminar la radiación dispersa.

Resultados

En la tabla 1 se muestran los resultados medidos con un detector Unfors X2 de Raysafe a una distancia del tubo de rayos X de 150 cm. Las primeras columnas se muestran los valores de kVp, rendimientos normalizados a 1 metro y las capas hemirreductoras medidas. A continuación, se muestra el ajuste realizado por la herramienta y por último las dosis transmitidas por diferentes maniquís y técnicas utilizadas.

Conclusiones

Existe un alto grado de concordancia entre los resultados teóricos y los valores experimentales. La aplicación desarrollada permite obtener la dosis primaria transmitida por un maniquí de PMMA para diferentes kVp y espesores de un maniquí de PMMA.

Esta herramienta resulta útil para optimizar y/o calibrar el control automático de exposición en equipos donde no se puede medir dosis tras la rejilla, empleando para ello el factor de atenuación de la rejilla.

Otra utilidad consiste en la generación de tablas de conversión para la selección manual de la carga en función del grosor del paciente y el kVp utilizado.

Tabla 1. Valores Teóricos y Experimentales

kVp, Rendimiento en Aire, Capa Hemirreductora					
Medidas Experimentales				Ajuste Teórico	
kVp	Rx	HVL	Filtración Total	Rx	HVL
59.95	25.4	2.36	3.36	25.5	2.45
64.45	30.7	2.58		29.7	2.6
69.3	36.2	2.76		35.3	2.79
74.25	42	2.95		41.4	2.98
79.4	48.1	3.16		47.8	3.17
89.65	61.4	3.6		63.1	3.6
94.9	67.8	3.82		70.6	3.79
99.75	74.9	4.04		78.4	3.99
110,1	89.7	4.42		94.8	4.38

Dosis Primaria Transmitida					
Espesor(mm)	kVp	Carga(mAs)	DFD(cm)	Dosis Medida(μGy)	Dosis Teórica(μGy)
100	60	20	150	8.854	8.45
100	80	10	150	11.2	11.04
100	100	5	150	10.9	10.76
150	60	32	150	3.281	3.14
150	80	20	150	5.895	5.81
150	100	10	150	6.101	6.15
200	60	100	150	2.683	2.4
200	80	20	150	1.724	1.61



ID: 01283
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Verificación y análisis de tratamientos de irradiación craneoespinal mediante la técnica VMAT

Rocío García Marcos[1] , Gema Ruíz Galán[1] , Ramón Polo Cezón[1] , Miguel Giner Sala[1] , Jose Miguel Jiménez González[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Rey Juan Carlos, Móstoles, MAdrid

Objetivo

En los tratamientos de irradiación craneosespinal (CE) con técnica VMAT [1][2], es necesario utilizar varios isocentros debido a la longitud del volumen a tratar. Como consecuencia, se irradia el PTV con diferentes arcos sobre distintas regiones, generando así zonas de solapamiento. Los solpamientos deben de verificarse dosimétricamente con el fin de analizar si existe en ellos sobredosificación, en la que la médula pudiese recibir dosis de hasta 74 Gy.

En éste trabajo se han realizado las verificaciones dosimétricas de dos irradiaciones CE en 2 pacientes adultos con cámara de ionización, matriz 2D de cámaras de ionización y película radiocrómica EBT3.

Material/Métodos

La unidad de tratamiento es un acelerador Elekta Synergy MLCi2 con capacidad para VMAT, con MLC de 1 cm en el isocentro y un tamaño de campo máximo de 40x40cm.

La planificación se ha realizado en el sistema de planificación de Elekta Mónaco v.3.3 con modelo de 3 fuentes virtuales de la cabeza del acelerador y algoritmo de cálculo MonteCarlo en el paciente.

La dosis de prescripción en ambos casos fue de 36 Gy a un fraccionamiento de 1,8 Gy por fracción.

Debido a la dimensión longitudinal del PTV (alrededor de 80-85 cm) es necesario la utilización de 3 isocentros, variando únicamente la coordenada longitudinal Y. Se mantienen fijas las mordazas de tal manera que exista un solapamiento de alrededor de 3.6-5 cm, dividiéndose el tratamiento en 3 partes, una por isocentro:

i) Parte holocraneal, Plan HC, un arco de 180º
ii) Parte superior de la médula espinal, Plan SUP,un arco de 180º
iii) Parte inferior de la médula, Plan INF,3 arcos para evitar entrar por los brazos.

La verificación del tratamiento la dividimos en 2 partes: medida de la dosis puntual y medidas de un plano de dosis por isocentro.

La dosis puntual se mide en 3 puntos de alta dosis y bajo gradiente (uno por isocentro). Además se realiza una medida adicional en la que se irradian todos los arcos sobre un mismo isocentro. La verificación se realiza sobre el maniquí EasyCube de RW3 y con la cámara de ionización CC13, ambas de Iba.
La medida de los planos de dosis se realiza de dos maneras diferentes:

1. Mediante el 2D Array MatriXX Evolution con maniquí Multicube de Iba
2. Con película radiocrómica EBT3, utilizando 2 cms de agua sólida para la retrodispersión y 1 cm de buildup. Se ha elaborado un programa en Matlab basado en el Método de los 3 canales para obtener la matriz de dosis irradiada.

Los análisis gamma de los planos de dosis se ha realizado a través del sistema OmniPro- IMRT de Iba.

Resultados

Para la dosis puntual se han obtenido valores inferiores a un -1% de diferencia con el valor esperado calculado por el planificador (ver tabla 1).

Con el análisis gamma 3%-3mm realizado con el OmniPro mediante la irradiación sobre el MatriXX para los diferentes planos de dosis por isocentro y del plan completo, se han obtenido valores mayores a un 97% (ver figura 1).

El análisis de las uniones de campo se ha realizado de la verificación del tratamiento completo con las 4 películas radiocrómicas. Se puede observar en la figura 2 la comparación y la buena concordancia de los perfiles a lo largo de los ejes lateral y longitudinal.

Conclusión

Debido a la longitud del PTV resulta muy difícil poder realizar una verificación dosimétrica con los equipos habituales de medida como una matriz o un equipo dosimétrico para medir VMAT, ya que no entra en la zona activa de los detectores y existe el riesgo de irradiar su electrónica.

El hecho de verificarlo con película radiocrómica nos permite realizar además una verificación dosimétrica de todo el volumen irradiado, y garantizar que en las uniones de campo no va a haber una sobredosificación.

[1] Pamela Myers, Sotirios Stathakis, Alonso N. Guitierrez. *'Dosimetric Comparison CSITreatments using Helical Tomotherapy , SmartArc, D Conventional Radiation Therapy'*

[2] Jennifer L. Peterson, Laura A. Vallow, Siyong Kim. *'A smart setup for craniospinal Irradiation'*

	Paciente 1	Paciente 2
$\Delta D_{Plan\ HC}(\%)$	-0,5	-0,7
$\Delta D_{Plan\ SUP}(\%)$	-0,4	-0,6
$\Delta D_{Plan\ INF}(\%)$	-0,4	-0,7
$\Delta D_{Plan}(\%)$	-0,9	-1,0

Tabla 1. Comparación de la dosis puntual medida para los diferentes arcos con sus 3 isocentros (Plan HC, Plan SUP, Plan INF) y del plan completo irradiado sobre un único isocentro (Plan) para ambos pacientes del tratamiento de irradiación CE.

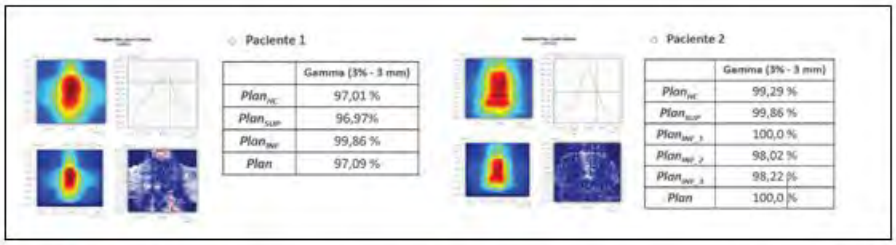


Figura 1. Análisis gamma 3%-3mm realizado con el OmniPro para los diferentes planos de dosis irradiados sobre el MatriXX

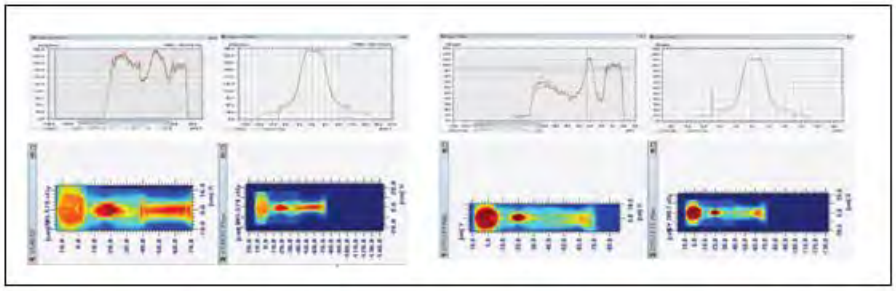


Figura 2. Comparativa de los perfiles del tratamiento completo con película radiocrómica para el paciente 1 (izquierda) y el paciente 2 (derecha) analizados con el OmniPro.

ID: 01325
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Análisis del efecto del suavizado en el algoritmo “electron Monte-Carlo (eMC)” 13.6

Néstor Cons Pérez[1] , Ana María Rodríguez Fernández[1] , Manuel Ángel García Pazos[1] , Luis Ángel López Losada[1]

1) Complexo Hospitalario Universitario de Ourense

OBJETIVO

Las isodosis generadas por el algoritmo eMC son bastante ruidosas en comparación con las proporcionadas por algoritmos pencil beam dada la naturaleza estadística del método Monte-Carlo. El nivel de ruido de la distribución de dosis estará ligado al número de historias que se procesen, pero incrementar este número tiene un elevado coste computacional y debe alcanzarse un compromiso entre un tiempo de cálculo práctico a nivel clínico y un nivel de ruido aceptable para la evaluación dosimétrica.

Entre las opciones de cálculo disponibles se encuentra la de realizar un suavizado de la dosis (mediante un filtro de mediana 2D o gaussiano 3D) que facilite la visualización de las distribución.

Dado el elevado tiempo de cálculo que requiere este algoritmo, para acelerarlo se pueden procesar menos historias (a través del parámetro “incertidumbre estadística” o estableciendolas manualmente) a costa de reducir la precisión, a la vez que se incrementa el ruido de la distribución obtenida y la necesidad del suavizado se hace más evidente.

Tras observar importantes discrepancias en los PDD bajo diferentes condiciones de suavizado y con una fuerte dependencia de la energía, nos proponemos estudiar qué valores del parámetro de suavizado pueden considerarse adecuados o cuáles no son aceptables y poder tomar así una decisión de cuál emplear clínicamente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Todos los cálculos se realizan con Eclipse 13.6, algoritmo de electrones eMC 13.6.23 para un Clinac DHX con energías de 6, 9, 12, 15 y 18 MeV.

Se comparan las discrepancias entre el PDD medido y el calculado para las distintas configuraciones del parámetro de suavizado con filtro gausiano 3D (fuerte, medio, débil) y sin suavizado. El cálculo se realiza para todas las energías y para los distintos tamaños de aplicador. Los PDD se calculan con el mínimo de incertidumbre estadística que permite el algoritmo en modo automático (1%) y para un tamaño de vóxel de 2 mm.

Como parámetros de evaluación se emplearán las discrepancias entre el PDD calculado y medido de: R95, R90, R85, R50 y R20. Se analizan las discrepancias igualando los perfiles en R50 para cada energía. Emplearemos un parámetro $F=100\cdot(R20-R90)/R50$ para modelizar la pendiente del gradiente del PDD.

RESULTADOS

En la figura 1 se puede ver el efecto no deseado que los niveles más intensos de suavizado producen en el PDD: el gradiente pierde pendiente (R90 es menor que el medido a la vez que R20 es mayor y esto hace que el parámetro F que hemos definido anteriormente se incremente) y la dosis antes del máximo está sobreestimada, especialmente en los primeros mm.

El comportamiento es aparentemente independiente del tamaño de campo, pero sí presenta una importante dependencia con la energía, siendo el efecto más acusado cuanto menor es la energía de los electrones, tanto es así que los resultados para 15 o 18MeV son iguales si no mejores que empleando el suavizado “low”.

En la figura 2 se presentan una serie de desviaciones de los parámetros R90, R85 respecto de la medida para

cada nivel de suavizado en función de la energía. Estos datos son el promedio de los resultados de los aplicadores de 6, 10 y 15cm. Hay que hacer hincapié en que los resultados para el cálculo sin suavizado están muy influenciados por el ruido (véase en Figura 1 el perfil de 12MeV).

De las figuras anteriores se extrae que el suavizado “strong” presenta importantes desviaciones para 6 y 9MeV con subestimaciones de aproximadamente -0,8 y -0,5mm respectivamente en R90 y R85, así como una importante sobreestimación de la dosis en el build-up de aproximadamente un 5% en 6 MeV y un 2% en 9MeV.

CONCLUSIONES

El parámetro de suavizado (Gaussiano 3D) empleado en el cálculo de campos de electrones mediante eMC debe ser empleado con precaución. En nuestro centro se ha decidido no usar los valores “strong” para 6 o 9MeV ni “medium” para 6MeV, configurando el algoritmo por defecto en “low” que tiene un comportamiento adecuado para todo el rango de energías.

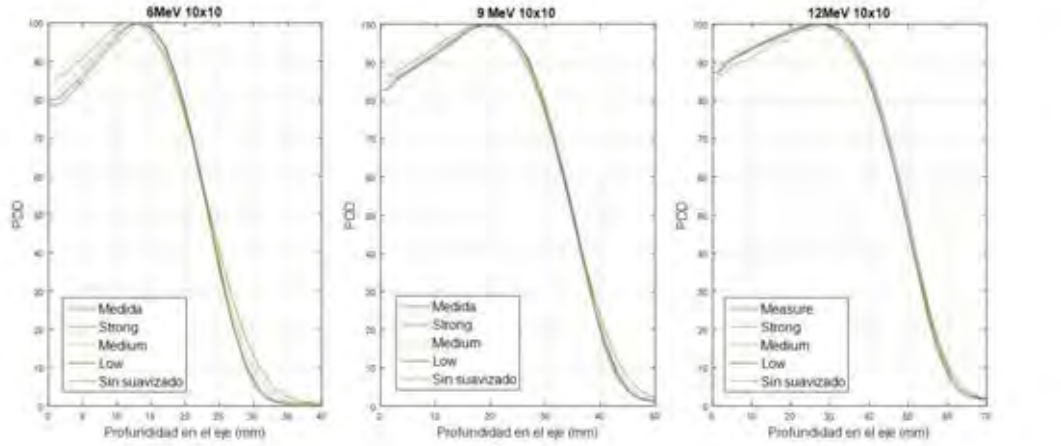


Figura 1. Efecto del suavizado en función de la energía. Se observa como con los suavizados más intensos el "fall off" pierde pendiente y se sobreestima la dosis cerca de la superficie. Este efecto es aplicable a todos los tamaños de campo estudiados y es más acusado para las energías más bajas.

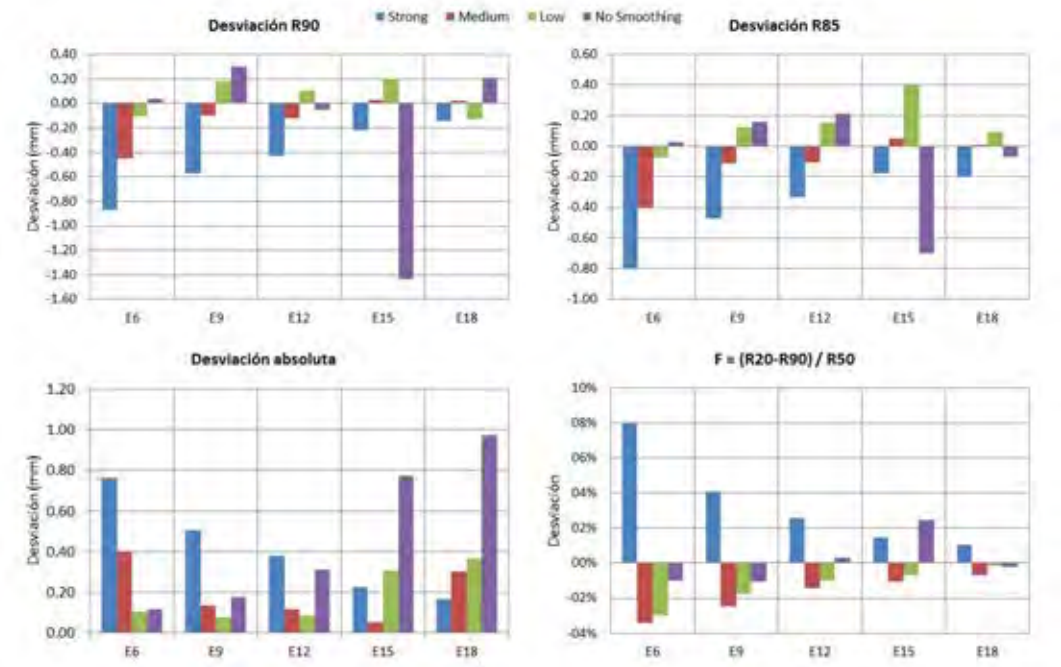


Figura 2. Desviaciones de los parámetros estudiados en función de la energía. La desviación absoluta es el promedio de las desviaciones en valor absoluto de R95, R90, R85 y R20. Las curvas se normalizan en R50 para realizar la comparación.

ID: 01331
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Seguimiento de equipos de rayos X de un hospital respecto a la producción de informes estructurados de dosis paciente

Julio Almansa López[1] , Diego Burgos Trujillo[1] , Cristina Forastero Rodriguez[1]

1) Complejo Hospitalario Universitario de Granada

Objetivo

El objetivo de este estudio es analizar la implementación inicial de los equipos de rayos X, pertenecientes al nuevo centro (Hospital del Campus de la Salud – Complejo Hospitalario de Granada), desde el punto de vista de la generación de informes estructurados de dosis.

Asimismo, el objetivo secundario es el análisis y establecimiento de dosis de referencia en Radiodiagnóstico (DRLs) locales con los que contribuir al establecimiento de las regionales y, en su caso, de las nacionales.

Material y método

Se dispone de todo el equipamiento que recientemente se ha instalado en el nuevo hospital, en fecha de julio de 2016, cuando fue inaugurado, y cuyas características en cuanto al tipo y número de equipos se indican en la tabla 1.

Se analiza la posibilidad que ofrece la empresa de instalación del equipamiento (Philips) de generar informes estructurados de dosis (RDSD - Radiation Dose Structured Report) y su evolución en el tiempo (tras seis meses de uso, o sea enero de 2017). Esa información es fundamental para el cumplimiento de la Directiva 59/2013/EURATOM, cuya entrada en vigor en la Unión Europea está fijada para el 6 de febrero de 2018 como fecha límite.

Se ha configurado la remisión automática al PACS del hospital de los RDSR que proporciona cada equipo al finalizar cada exploración. Así, desde el inicio, la información de dosis de cada exploración forma parte del estudio del paciente y permite su recuperación y análisis en cualquier momento por parte del servicio de Radiofísica o cualquier otro que pretenda analizar las dosis del paciente.

Resultados

Los resultados después de seis meses de la instalación son bastante desalentadores (23 % de equipos con RDSR del total), dado que no se ha avanzado de forma significativa en el aumento de equipos con posibilidades de proporcionar información útil para el establecimiento de las DRLs. No obstante, se prevé que en breve se podrán establecer fechas para la configuración de un mayor número de equipos con capacidad de producir los informes RDSR, con el fin de que los DRLs sean completos, incorporando todas las exploraciones posibles.

Como atenuante para la falta de conexión de los equipos por parte de la casa comercial se puede indicar la complejidad de la instalación de toda la radiología de un hospital al mismo tiempo, lo que dificulta el proceso global. No obstante, es interesante indicar que la conexión al PACS para el envió de los RDSR depende de licencias de cada equipo, lo que dificulta el proceso sin aportar nada interesante, sólo atraso, a las necesidades de control de dosis del centro.

Conclusiones

Tras el análisis de situación inicial y final (en seis meses de intervalo) de los equipos que proporcionan información suficiente para ser usada como soporte para el control de las dosis a pacientes, se considera fundamental que las empresas instaladoras sean conscientes de la importancia de estos controles en todo tipo de estudios. Esto es debido, no sólo por la que impone la legislación en vigor o futura, sino que tiene a la hora de controlar de forma periódica que las dosis de referencia no superen de forma consistente las establecidas con carácter local, regional o nacional.

Se pretende seguir el estudio hasta 1 año, durante el cual se espera que el porcentaje de equipos operativos haya aumentado considerablemente, pudiendo usar este análisis como experiencia previa para no repetir errores en la apertura de futuros centros y como base para establecer la recomendacion sobre la obligatoriedad de que durante las pruebas de aceptación se incluya de manera obligatoria la verificación de la conexión para el envió de RDSRs.

Tabla 1.

Tipo de equipo	*Número*	*Equipos con RDSR inicial*	*Equipos con RDSR final*
Convencionales	5	0	1
CT	5	2	3
Intervencionistas	2	0	2
Arcos quirúrgicos (1)	12	0	1
Arcos quirúrgicos (2)	3	0	0
Móviles	3	0	0
Total	**30**	**2**	**7**

(1) Nuevos
(2) Trasladados

ID: 01335
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Evaluación de incertidumbres del equipo de medida usado en los controles diarios de teleterapia.

María del Carmen Castellet García[1] , Xavier Jordi Juan Senabre[1] , Natalia Montenegro Iglesias[1] , Paula Monasor Dénia[1] , Noelia de Marco Blancas[1]

1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.

Objetivo

Establecer referencia inicial en los nuevos sistemas QUICKCHECK usados en los controles dosimétricos diarios y evaluación de consistencia e incertidumbres.

Material y Métodos

Dos sistemas QUICKCHECK (*PTW-Freiburg*, Alemania) adquiridos simultáneamente, que se denominarán QC1 y QC2. Se realizan medidas en dos aceleradores lineales de electrones (Ale): *Elekta Precise* (Ale1) y *Elekta Synergy* (Ale2) (*Elekta*, Stocolmo).

Todas las medidas se realizan mediante las parejas Ale1-QC1 y Ale2-QC2. Los datos se analizan posteriormente mediante hojas de cálculo. Se toma una referencia inicial para cada energía de fotones centrando el QC mediante los láseres de la sala de tratamiento del Ale (fig. 1a). Se toma también una referencia inicial para cada energía de electrones colocando el QC pegado en la superficie inferior del aplicador (fig. 1b). A continuación, se llevan a cabo medidas para evaluar la sensibilidad de los QC a pequeñas modificaciones en su posicionamiento y ángulo de gantry (brazo), a fin de estimar incertidumbres y justificar el nivel de acción del 3% recomendado. Estas mediciones se efectúan para las energías de 6 MV (haz fotones), 4 MeV y 15 MeV (haces de electrones) y un tamaño de haz de 20 cm x 20 cm para todas las energías. Los parámetros analizados son el *CAX* (dosis central), *Flatness* (planitud del haz), *SymmetryGT* (simetría del haz en la dirección brazo-blanco), *SymmetryLR* (simetría del haz en la dirección transversal) y *BQF* (medida de calidad del haz).
Se determina, por comparación con una estación meteorológica de referencia, la desviación de los valores medidos de presión (*p*) y Temperatura (*T*) dados por los QC.

Resultados

Inicialmente se calcula la dispersión del conjunto Ale-QC, que queda dentro del 0.2% para la mayoría de los parámetros, energías y ambos Ale (fig. 2).

Variaciones del ángulo de giro de gantry entre 1º y 5º implican unas desviaciones máximas respecto a la medida de referencia (gantry a 0º) de ±2.1% (Ale1, 6MV) y ±2.0% (Ale2, 6MV); ±1.4% (Ale1, 4 MeV) y ±2.5% (Ale2, 4MeV); ±3.0% (Ale1, 15MeV) y ±2.8% (Ale2, 15MeV).

Variaciones longitudinales y laterales de la mesa de tratamiento entre 1 mm y 5 mm suponen unas desviaciones máximas respecto a la posición de referencia de ±1.6% (Ale1, 6MV) y ±1.6% (Ale2, 6MV); ±5.7% (Ale1, 4MeV) y ±6.2% (Ale2, 4MeV); ±2.6% (Ale1, 15MeV) y ±4.3% (Ale2, 15MeV).

Desplazamientos verticales de la mesa de tratamiento entre 1 mm y 5 mm suponen unas desviaciones máximas respecto a la posición de referencia de 1.1% (Ale1, 6MV) y 0.8% (Ale2 y 6MV); 0.7% (Ale1, 4MeV) y ±0.9% (Ale2, 4MeV); ±0.7% (Ale1, 15MeV) y ±0.8% (Ale2, 15MeV).

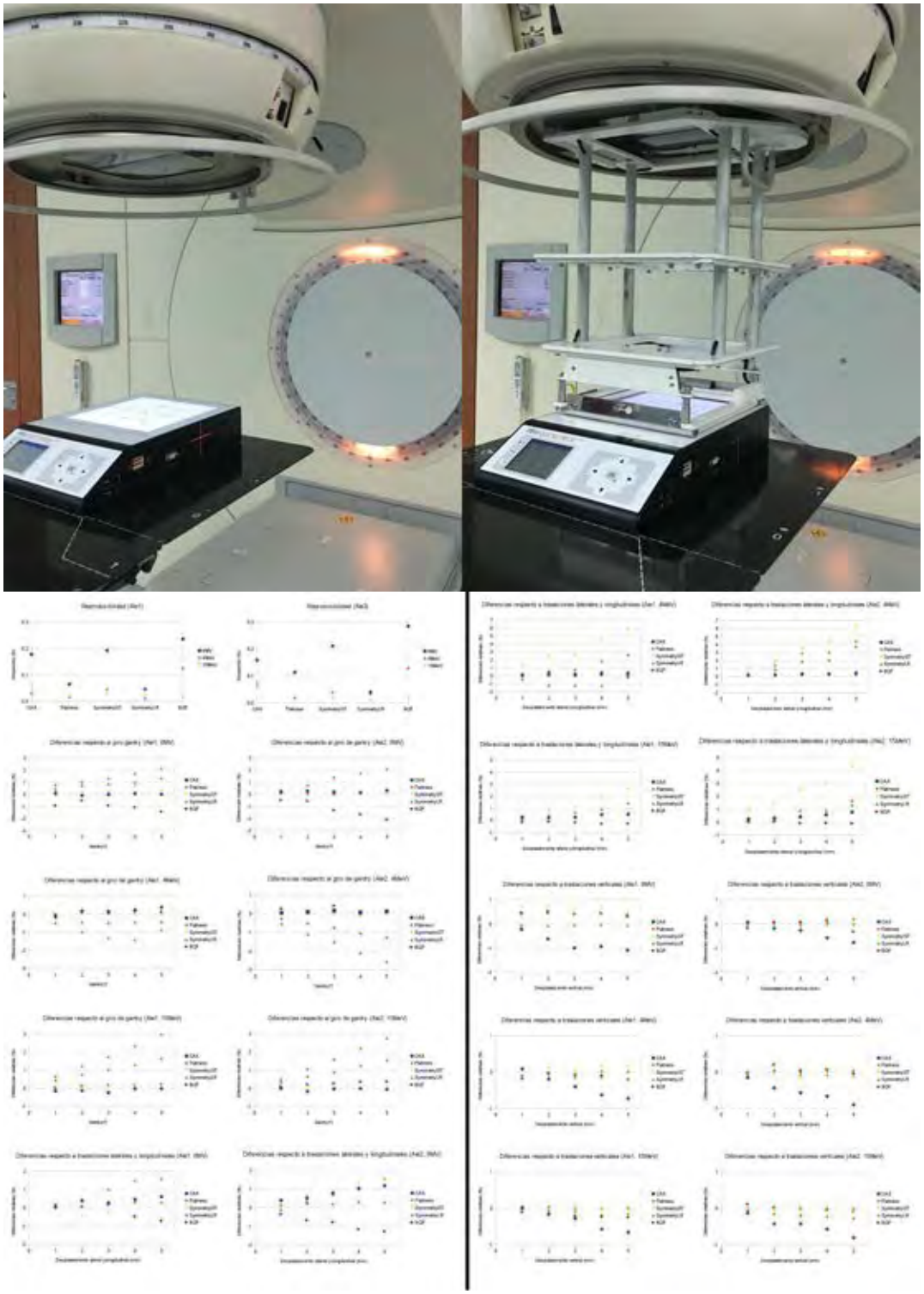
Finalmente se evalúan las incertidumbres intra e inter observador, obteniéndose unos valores de 0.01% y 0.3% respectivamente.

Conclusiones

A la vista de la fig. 2 las diferencias relativas obtenidas son simétricas en ambos Ale. Se observa que las medidas muestran discrepancias apreciables para valores de ángulo de gantry superiores a 2º y traslaciones laterales y longitudinales superiores a 2 mm.

Teniendo en cuenta la dispersión obtenida en las medidas de reproducibilidad, incertidumbre intra e inter observador y la resolución de las medidas, la incertidumbre total es de ±0.20% (6MV, ambos Ale), ±0.25% (4MeV, ambos Ale) y ±0.16% (15MeV, ambos Ale). La dispersión en las medidas de *p* y *T* para cada QC se traducen en una variación del factor de corrección dentro del ±0.5%. Estos valores avalan que se pueda fijar un nivel de acción de ±3% en los controles dosimétricos diarios.

Finalmente supone una comodidad y versatilidad que los QC sean sin cables, con una duración aproximada de su batería de 45 min.



ID: 01346
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Disminución de Dosis en Pacientes de Estudios Coronarios con Tomagrafía Computarizada

Mª Yolanda Molina López[1] , Juan Castro Novais[1] , Hugo Pérez García[1] , Sheila Ruiz Maqueda[1]

1) Hospital Universitario Quirón Madrid

I. OBJETIVO

Comparar las técnicas de dos equipos de Tomografía Computarizada (TC) en los estudios Coronarios y mostrar la disminución de dosis conseguidas tras el ajuste de las técnicas utilizadas para la realización de éstos.

II. MATERIARLES Y MÉTODOS

Los equipos que entran en este estudio son: un TC VCT LighSpeed y un TC Revolution TC (equipo nuevo) ambos de GE (Chicago, Illinois, United States).

Para la comparación se ha elegido el protocolo de estudios Coronarios, por ser uno de los más representativos y utilizados. Los estudios Coronarios constan de 3 Tomografías Computarizadas (TC):

1er TC: Score Cálcico con técnica baja y sin contraste

2º TC: Smartpre para controlar la entrada de contraste

3er TC: de alta definición cuando ha entrado el contraste.

Este último es el que requiere mayor calidad de imagen, además de rapidez en su adquisición para evitar la borrosidad cinética debido al movimiento del corazón.

Se modificaron los protocolos de realización de los estudios Coronarios, ya que el nuevo equipo, Revolution TC, dispone de nuevos software de reducción de dosis que el VCT LightSpeed no dispone, entre ellos la técnica Adaptive Statistica Imagen Reconstruction-V (ASIR-V), técnica de reconstrucción que permite reducir la desviación estándar del ruido del píxel. Y también dispone de un sistema de modulación de la corriente del tubo basada en la señal del electrocardiograma (EGC).

Se analizaron 15 estudios coronarios en ambos TC, y se compararon por un lado las técnicas de realización de dichos estudios, y por otro se evaluó la calidad de imagen y las dosis recibidas por los pacientes. Para evaluar la dosis se recogieron del informe estructurado de dosis que proporciona el equipo, el Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (Computed Tomography Dose Index (CTDI)) del último TC más representativo y el Producto Dosis Longitud (Dose Lenght Product (DLP)) de todo el estudio. Para evaluar la calidad se calculó la Relación Señal Ruido (Signal to Noise Ratio (RNR)), como el cociente entre el valor medio de pixel y la desviación estándar de una región homogénea de la arteria aorta ascendente.

III. Resultados y discusión

En la tabla I vemos por un lado las técnicas usadas en el equipo VCT LightSpeed. Debido al continuo movimiento del corazón es muy difícil obtener imágenes de buena calidad sin cierta borrosidad cinética, es por esto por lo que en el equipo VCT LighSpeed se hace uso de la adquisición de las imágenes en modo Cine, lo que aumenta la dosis al paciente. Además, en este equipo, la técnica usada para la realización del estudio es fija. Por otro lado, podemos ver la técnica utilizada en el nuevo equipo, Revolution TC, este TC puede realizar en menos de un segundo un TC coronario con buena calidad de imagen, gracias a la técnica de reconstrucción ASIR-V, es por esto por lo que no necesita de la técnica Cine para la adquisición de las imágenes y tiene en cuenta por un lado el espesor del paciente y por otro la modulación de la corriente de tubo con la señal de EGC, lo que hace que se reduzcan las dosis al paciente.

En la tabla II se muestran los valores promedio de la dosis y la calidad de imagen con sus desviaciones estándar. Podemos observar que, el cambio de técnica y el uso del nuevo equipo, reduce un promedio de un 70% las dosis totales del estudio coronario, sin embargo, esta reducción de dosis ha supuesto también una reducción de la calidad de imagen, disminuyendo la RNR en torno a un 25%, aun así, las imágenes han sido verificadas y aprobadas por radiólogos experimentados, que las han valorado y aprobado, comparando los resultados en ambos TC.

IV. Conclusión

Desde la adquisición del nuevo equipo, Revolution TC, y de la verificación de los nuevos protocolos coronarios, todos los pacientes de este tipo de estudios se realizan en este TC por los evidentes beneficios de la reducción de dosis.

VCT LighSpeed	
	Técnica Fija
1er TC SmartCore Cine	120kV 300mA 2,5mm 8mAs
2º TC SmartCore con contraste Axial	120kV 40mA 5mm 13mAs
3er TC Coronario Cine	120kV 600mA 0,63mm 1mAs
REVOLUTION CT	
	Técnica Modulada
1er TC Score Cálcio (Smart mA) Axial	120kV 130/300mA 2,5mm 1mAs
2º TC SmartPre con contraste Axial	120kV 70mA 5mm 19mAs
3er TC Coronario HD (Smart mA) Axial	100/120kV 200/500mA 0,63mm <1mAs

Tabla I Técnica protocolo Coronario en ambos TC

VCT LighSpeed	Valores Promedio		
	RSR	CTDI (mGy)	DLP (mGycm)
1er TC SmartCore Cine	3,0±0,8	5,35±0,03	92±12
2º TC SmartCore con contraste Axial		12±3	6,3±1,7
3er TC Coronario Cine	21±4	19,2±0,3	320±20
REVOLUTION CT	Valores Promedio		
	RSR	CTDI (mGy)	DLP (mGycm)
1er TC Score Cálcio (Smart mA) Axial	3,0±0,8	4±2	60±30
2º TC SmartPre con contraste Axial		20±9	10±4
3er TC Coronario HD (Smart mA) Axial	15,8±1,7	5±3	90±50

Tabla II Dosis y Calidad de imagen protocolo Coronario en ambos TC

ID: 01363
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Análisis de valores de CTDIvol y DLP para equipos CT de 4 hospitales del Servicio Navarro de Salud.

Fernando Caudepon[1] , Nerea Gallardo[1] , Vitor Raposo[1] , Daniel Martínez[1] , Santiago Miquélez[1] , Anastasio Rubio[1] , Naiara Fuentemilla[1] , Laura Bragado[1] , Santiago Pellejero[1] , Fernando Mañeru[1]

1) Complejo Hospitalario de Navarra, Radiofísica y Protección Radiológica , Pamplona, España

(1) Objetivo.

El objetivo de este trabajo es analizar los valores de dosis de 5 equipos de CT multicorte que están disponibles en diferentes hospitales del Servicio Navarro de Salud. Las magnitudes de dosis analizadas han sido el $CTDI_{vol}$ (Volume Computed Tomography Dose Index) y el DLP (Dose-Length Product). Es recomendable que estos valores sean homogéneos entre los distintos equipos y estén por debajo de los valores de dosis de referencia.

Este estudio ayudará a conocer la situación de los equipos y servirá de punto de partida para tomar las medidas oportunas para mantener los valores de dosis por debajo de los niveles de referencia.

(2)Material/ Métodos.

Para realizar la recopilación de todos los datos de $CTDI_{vol}$ y DLP se ha utilizado el software de gestión de dosis TQM (Qaelum NV, Leuven – Heverlee, Belgica). A este software están conectados todos los CT del Servicio Navarro de Salud. Se han descartado 2 equipos monocorte porque los procedimientos de trabajo son muy diferentes a los CT multicorte. Los datos recogidos se han sido analizados mediante el programa Excel 2003 (Microsoft, Redmond - Washington, Estados Unidos).

Se decidió analizar los valores de dosis más relevantes en los estudios de CT como son $CTDI_{vol}$ y el DLP. Todos los estudios seleccionados son de pacientes adultos. Se descartaron los estudios pediátricos por utilizar unas técnicas muy diferentes a los adultos. Se estudiaron los protocolos de imagen más significativos en cinco localizaciones anatómicas. En Cabeza se analizaron los estudios del protocolo TC craneal. En cadera el protocolo TC de columna. En tórax el protocolo TC intervencionista. En tórax-abdomen el protocolo TC vascular y en abdomen el protocolo TC de abdomen. Estos protocolos eran los que menos variación presentaban en cuanto a número de series y propósito diagnóstico entre los distintos equipos analizados en cada localización anatómica.

Se recogieron los datos del valor medio (mean) y de la mediana (median) de los valores de $CTDI_{vol}$ y DLP de los estudios que se realizaron a lo largo de un año para cada protocolo. Se pueden ver los datos obtenidos en la Tabla 1. Se realizó una comparación entre el valor de cada equipo con el valor promedio de los cinco equipos para cada localización anatómica, con el objeto de estimar la variabilidad de los resultados entre los distintos equipos.

(3)Resultados.

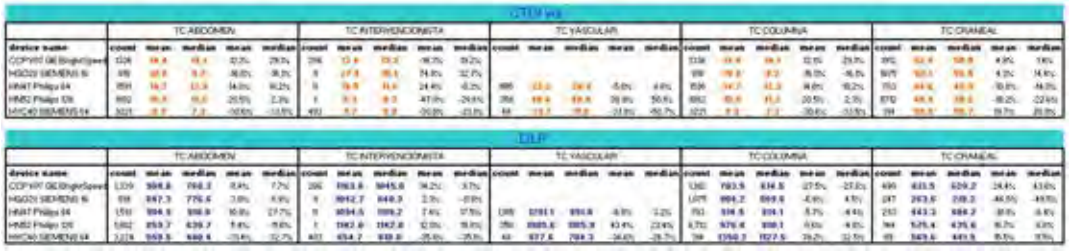
Las diferencias entre el mayor valor y el menor en cada localización anatómica nos indican la variabiliadad entre resultados. En los TC de abdomen las diferencias en los valores medios de $CTDI_{vol}$ son de un 50%, mientras que en los valores de DLP estas diferencias son del 40%. En los TC intervencionista las diferencias de valores medios de $CTDI_{vol}$ son superiores al 100%, mientras en los valores medios de DLP estas diferencias son del 50%. En los TC vascular las diferencias de valores medios de $CTDI_{vol}$ son del 70% y el los valores medios de DLP estas diferencias son de 80%. En los TC de columna las diferencias de los valores medios de $CTDI_{vol}$ son del 50%, mientras las diferencias de valores medios de DLP son de casi el 70%. En los TC craneal entre los valores medios de $CTDI_{vol}$ hay unas diferencias del 40%, mientras en los valores medios de DLP estas diferencias son del 60%.

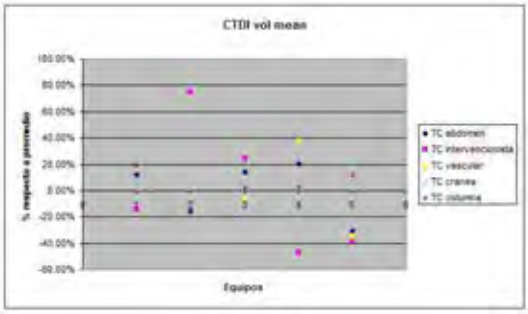
Se pueden ver gráficamente los resultados de las diferencias porcentuales obtenidas en la Grafica 1.

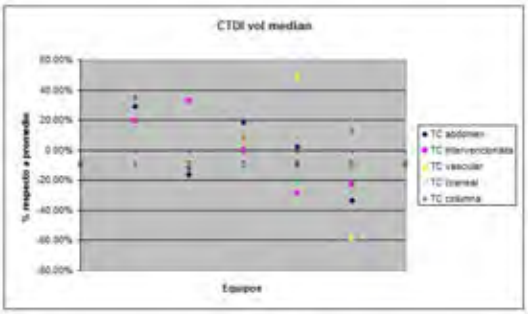
(4) Conclusiones.

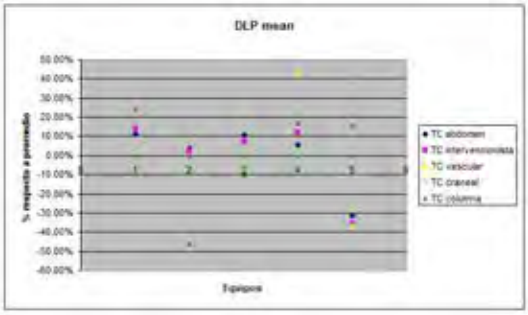
En todos los casos hay una gran variación tanto en valores de $CTDI_{vol}$ como de DLP entre los distintos equipos al realizar un mismo procedimiento. Es necesario homogeneizar las técnicas utilizadas en cada protocolo de manera que estas diferencias se vean reducidas.

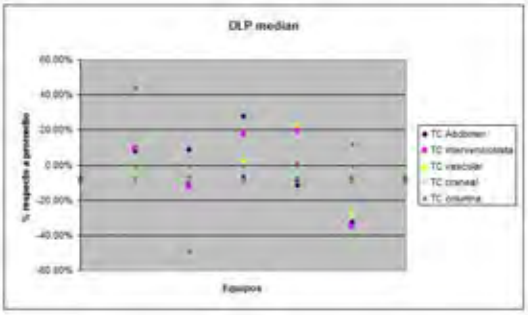
Las diferencias entre los valores de $CTDI_{vol}$ y DLP de un mismo protocolo se deben principalmente a las diferencias en la longitud de escaneo al realizar el estudio. Es recomendable ajustar las longitudes de estudio para que sean las optimas para el diagnóstico.




CTDI vol mean
% respecto a promedio
Equipos
TC abdomen
TC intervencionista
TC vascular
TC craneal
TC columna


CTDI vol median
% respecto a promedio
Equipos
TC abdomen
TC intervencionista
TC vascular
TC craneal
TC columna


DLP mean
% respecto a promedio
Equipos
TC abdomen
TC intervencionista
TC vascular
TC craneal
TC columna


DLP median
% respecto a promedio
Equipos
TC Abdomen
TC intervencionista
TC vascular
TC craneal
TC columna

ID: 01370
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

CONTROL DE LA DOSIS A PACIENTE EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Carlos Andrés Rodríguez[1] , Manuel Agulla Otero[1] , Ricardo Torres Cabrera[1] , David Miguel Pérez[1] , Ángel del Castillo Belmonte[1] , Delfín Alonso Hernández[1] , Jesús María de Frutos Baraja[1] , Carlos Pérez Rodríguez[1]

1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Objetivo: Se presenta el desarrollo de una aplicación propia que permite el control y análisis de las dosis impartidas a pacientes en procedimientos de radiología intervencionista.

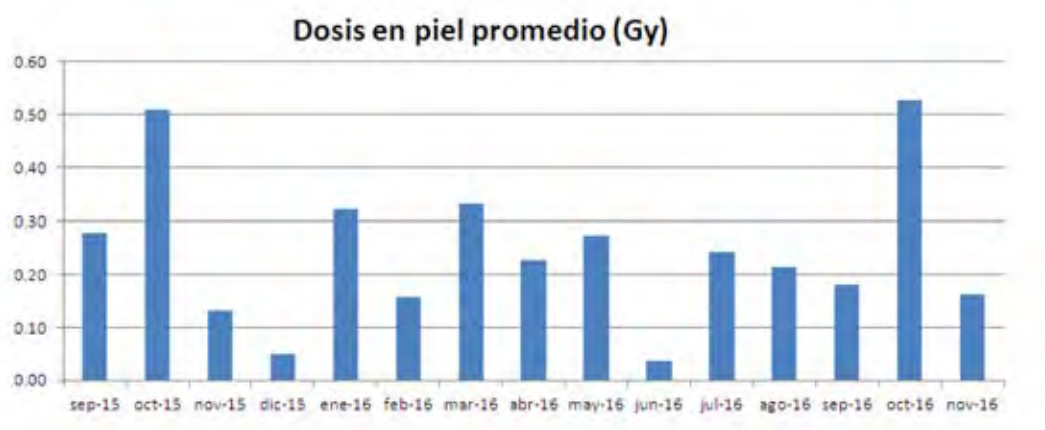
Material/Métodos: Diariamente se recogen los datos dosimétricos de cada procedimiento intervencionista haciendo uso de los Informes Estructurados de Dosis (IED) proporcionados por los equipos emisores de rayos X a través de la herramienta CARE Analytics, de Siemens (Siemens Healthcare, Erlangen, Alemania). Mensualmente se realiza un tratamiento de dichos datos mediante software propio, analizando tanto individual como globalmente los diferentes parámetros obtenidos: tiempo de irradiación, producto kerma-área, dosis en punto de referencia de entrada al paciente y dosis en piel máxima. En la actualidad se trabajan con los datos dosimétricos de tres salas dedicadas a intervencionismo: una sala de hemodinámica (Siemens Artis Zee), otra dedicada a procesos neurointervencionistas (Siemens Artis Zee Biplane) y un quirófano híbrido (Siemens Artis Zeego)

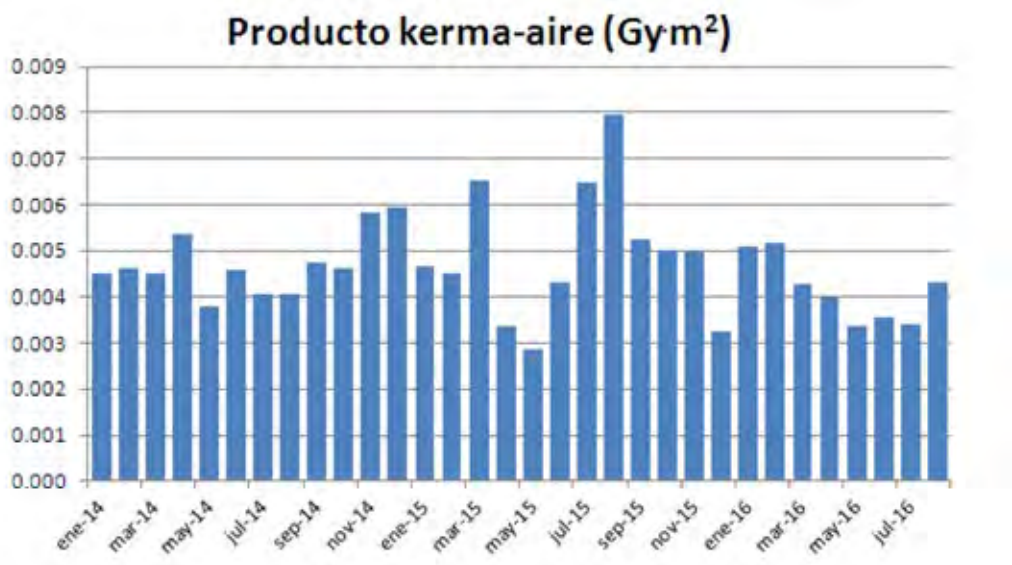
Resultados: El análisis global de los resultados de cada sala nos permite conocer la evolución de los parámetros dosimétricos para cada tipo de intervención, posibilitando así un control exhaustivo del estado de los equipos emisores de rayos X y de los protocolos y procedimientos empleados, tal y cómo podemos ver en las siguientes figuras, en las que se muestra, a modo de ejemplo, la evolución del producto dosis-área en una sala de hemodinámica (figura 1) y la evolución del punto de máxima dosis en piel del paciente en un quirófano híbrido (figura 2). A su vez, dicho análisis nos ayuda a establecer unos niveles de referencia personalizados para nuestro centro.

Por otro lado, se obtiene un control de las dosis individualizadas de cada paciente, mostrando señales de alarma en el caso de que los parámetros dosimétricos de una determinada intervención superen los niveles de referencia establecidos en nuestro centro.

Conclusión: El método desarrollado permite un exhaustivo control de la dosis de radiación recibida por los pacientes sometidos a procedimientos de radiología intervencionista así como un análisis de las dosis totales impartidas por los equipos y su evolución a lo largo del tiempo.

Conclusión: El método desarrollado permite un exhaustivo control de la dosis de radiación recibida por los pacientes sometidos a procedimientos de radiología intervencionista así como un análisis de las dosis totales impartidas por los equipos y su evolución a lo largo del tiempo.




Producto kerma-aire (Gy·m²)
0.009
0.008
0.007
0.006
0.005
0.004
0.003
0.002
0.001
0.000
ene-14
mar-14
may-14
jul-14
sep-14
nov-14
ene-15
mar-15
may-15
jul-15
sep-15
nov-15
ene-16
mar-16
may-16
jul-16

ID: 01376
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

DOSIS IMPARTIDA POR UN ANGIÓGRAFO BIPLANO

Carlos Andrés Rodríguez[1] , Manuel Agulla Otero[1] , Ricardo Torres Cabrera[1] , Hugo Pérez García[2] , David Miguel Pérez[1] , Ángel del Castillo Belmonte[1] , Delfín Alonso Hernández[1] , Jesús María de Frutos Baraja[1] , Carlos Pérez Rodríguez[1]

1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid 2) Hospital Universitario Quirón Madrid

Objetivo: El uso de un equipo de angiografía biplano, además de suponer un indudable avance en el caso de determinados procedimientos intervencionistas guiados por rayos X, puede conllevar un considerable aumento en las dosis a pacientes impartidas durante dicho procedimiento. Se pretende estudiar dichas dosis en un equipo de estas características y compararlo con otros equipos similares.

Material/Métodos: Mediante el uso de una aplicación propia se analizan mensualmente los datos dosimétricos de cada procedimiento intervencionista llevado a cabo en 2016 en una sala dotada con un equipo Siemens Artis Zee Biplane (Siemens Healthcare, Erlangen, Alemania) y obtenidos a través de los informes estructurados de dosis. Se obtiene de esta manera un promedio mensual del producto kerma-aire (P_{KA}) y de la dosis en el punto de referencia de entrada del paciente (D_{PERP}) debido a cada tubo. Por último, se comparan dichos resultados con los valores típicos de P_{KA} obtenidos en otras dos salas de intervencionismo de nuestro hospital, un quirófano híbrido dedicado a procedimientos de vascular (Artis Zeego) y una sala dedicada a hemodinámica (Siemens Artis Zee).

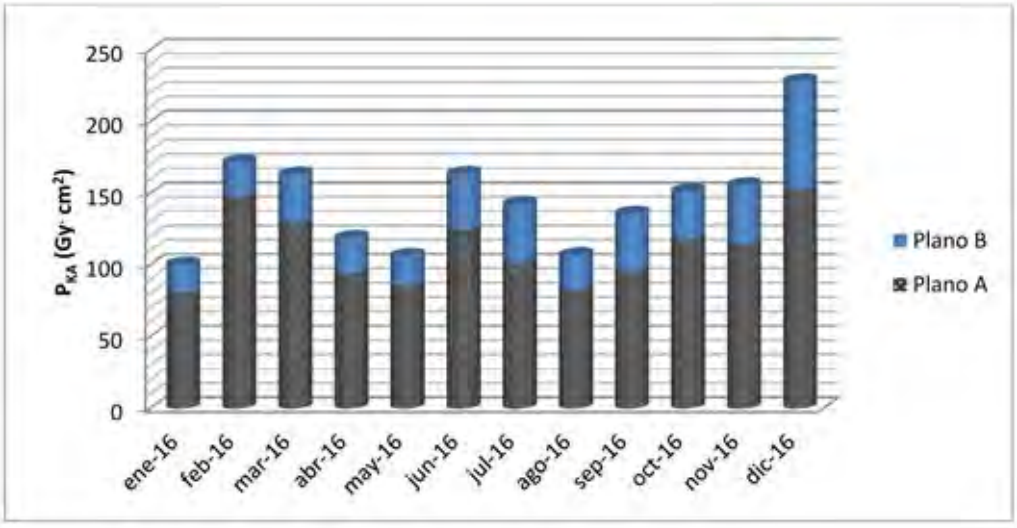
Resultados: El promedio mensual de los parámetros dosimétricos obtenidos para el angiógrafo biplano estudiado pueden verse en la siguiente tabla:

En la figura a continuación se muestra, además, la evolución mensual del producto kerma-aire obtenido:

En la comparativa de los resultados con otras salas de intervencionismo, se encuentra que el P_{KA} en el angiógrafo biplano es un 54% superior al del equipo híbrido ($P_{KA\text{-híbrido}} = 67 \pm 20$) y un 66% superior a la sala de hemodinámica ($P_{KA\text{-hemodinámica}} = 49 \pm 15$)

Conclusión: Los valores obtenidos en el estudio dosimétrico de las intervenciones llevadas a cabo por un equipo de angiografía biplano son considerablemente superiores a los de una sala de hemodinámica y un quirófano híbrido vascular. Es, por tanto, necesario llevar a cabo un control de las dosis impartidas por dicho equipo para comprobar que se mantienen siempre dentro de valores considerados razonables.

Número de tratamientos	P_{KA} plano A ($Gy \cdot cm^2$)	P_{KA} plano B ($Gy \cdot cm^2$)	P_{KA} total ($Gy \cdot cm^2$)	D_{PERP} plano A (Gy)	D_{PERP} plano B (Gy)
34 ± 7	111 ± 25	35 ± 15	146 ± 36	1.16 ± 0.28	0.34 ± 0.13


250
200
150
100
50
0
P_{KA} (Gy· cm²)
ene-16
feb-16
mar-16
abr-16
may-16
jun-16
jul-16
ago-16
sep-16
oct-16
nov-16
dic-16
Plano B
Plano A

ID: 01382
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

CONTROL DE LAS DOSIS IMPARTIDAS POR UN EQUIPO DE TC A PARTIR DEL INFORME ESTRUCTURADO DE DOSIS

Manuel Agulla Otero[1] , Carlos Andrés Rodríguez[1] , Ricardo Torres Cabrera[1] , David Miguel Pérez[1] , Ángel del Castillo Belmonte[1] , Hugo Pérez García[2] , Carlos Pérez Rodríguez[1] , Jesús de Frutos Baraja[1] , Delfín Alonso Hernández[1]

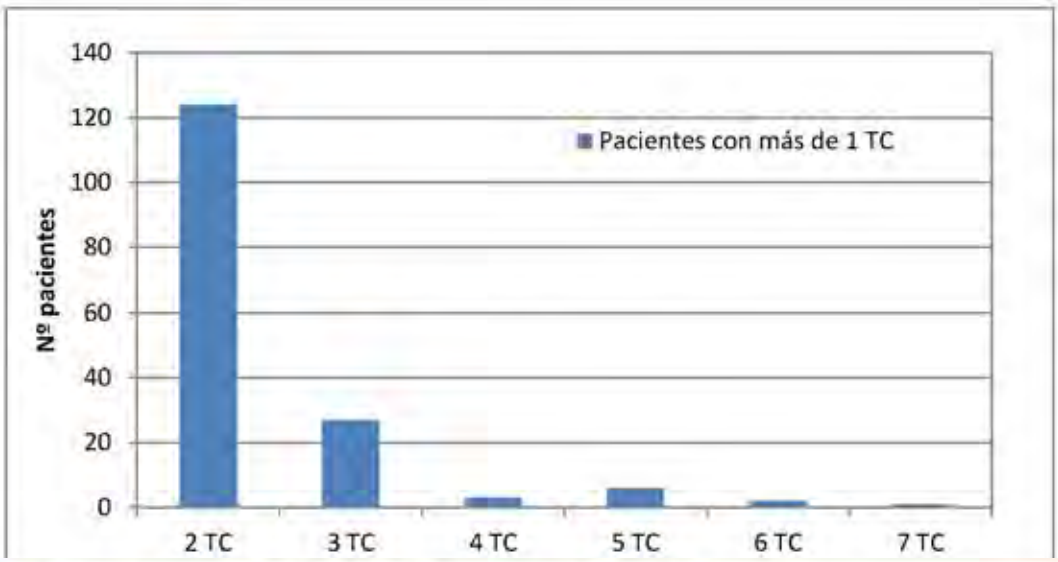
1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid 2) Hospital Universitario Quirón, Madrid

Objetivo: Se presenta el método desarrollado en nuestro servicio para estimar, analizar y controlar las dosis recibidas por los pacientes en un equipo de TC a través de la explotación de la información contenida en los informes estructurados de dosis que el equipo genera.

Material/Métodos: Se ha realizado la evaluación de las dosis impartidas a los pacientes en el equipo de TC Siemens Somatom Scope desde su instalación en febrero de 2016 hasta la actualidad. Este equipo genera automáticamente un informe estructurado de dosis para cada estudio, el cual puede ser recuperado remotamente a través de la herramienta CARE Analytics. Los informes son recogidos diariamente para su exportación y son almacenados en formato de hojas Excel. Complementariamente, se ha elaborado una aplicación en una hoja Excel en la que se vuelcan los datos recogidos para su explotación. Entre todos los parámetros recogidos en el informe estructurado de dosis se encuentran los más relevantes para el análisis: tipo de estudio, edad e ID del paciente, fecha del estudio, Producto dosis-Longitud (DLP) total, etc. Aquí los datos son tratados automáticamente, de manera que se identifica la región anatómica explorada y se calcula la dosis efectiva multiplicando el valor del DLP total de la exploración por el factor correspondiente que propone ICRP. La aplicación permite tratar estadísticamente todos los resultados obtenidos.

Resultados: El análisis de los datos obtenidos permite obtener una serie de resultados interesantes para el control de la actividad del TC. Así, para cada tipo de estudio se recogen el número de exploraciones, la dosis efectiva promedio y máxima, así como el valor del DLP promedio y máximo. Adicionalmente, también es posible hacer el seguimiento de las dosis efectivas acumuladas por cada paciente, en el caso de que sean objeto de más de una exploración en el TC. En la figura 1 se muestra la distribución del número de pacientes que han recibido más de una exploración. Estos pacientes son susceptibles de recibir una gran cantidad de dosis efectiva acumulada, por lo que su seguimiento resulta interesante. Así, la aplicación permite conocer cuántos y de qué edad son estos pacientes con altas dosis. A modo de ejemplo, en la figura 2 se muestra la distribución por edad del número de pacientes que han recibido una dosis efectiva acumulada entre 20 y 50 mSv.

Conclusión: La explotación de la información contenida en los informes estructurados de dosis permite un exhaustivo control de la dosis de radiación recibida por los pacientes debido a exploraciones de TC. No sólo permite conocer las dosis efectivas promedio para cada tipo de estudio y controlar su evolución a lo largo del tiempo, sino que también permite realizar el seguimiento de las dosis acumuladas en aquellos pacientes que reciben más de una exploración de TC.



Pacientes con dosis efectiva acumulada 20-50 mSv	
Pacientes <15 años	0
Pacientes 15-30 años	0
Pacientes 30-40 años	1
Pacientes 40-50 años	1
Pacientes 50-60 años	2
Pacientes >60 años	10
Total	**14**

ID: 01387
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Una herramienta para la planificación de tratamientos de radioembolización con microesferas de Y-90

Fernando Mañeru Cámara[1] , Nerea Gallardo Rodríguez[1] , Víctor Raposo Furelos[1] , Daniel Martínez González[1] , Elena Goñi Gironés[1] , Santiago Pellejero Pellejero[1] , Laura Bragado Álvarez[1] , Naiara Fuentemilla Urío[1] , Fernando Caudepón Moreno[1] , Santiago Miquelez Alonso[1] , Anastasio Rubio Arróniz[1]

1) Complejo Hospitalario de Navarra

Objetivo y aportación del trabajo: se presenta una herramienta de libre disposición y fácil manejo para la gestión y planificación de tratamientos de radioembolización hepática con microesferas de Y-90. Proporciona tanto una base de datos como herramientas de cálculo para la prescripción y dosimetría del paciente. Las estimaciones de la actividad a administrar y de las dosis recibidas se realizan mediante los distintos métodos disponibles actualmente.

Material y Métodos: se ha desarrollado un libro Excel (Microsoft) con diferentes hojas de cálculo, cada una de ellas responsable de una tarea diferente del proceso de planificación y tratamiento de radioembolización. La programación se basa en macros sencillas con el fin de prevenir al máximo errores de programa no deseados y permitir la edición por el usuario. Las fórmulas empleadas para los cálculos de actividad a administrar siguen las recomendaciones internacionalmente aceptadas, incluyendo las emitidas por los dos principales fabricantes de microesferas. El método de cálculo de dosis absorbida se basa en el esquema MIRD. El libro ha sido probado con una base de datos de más de 40 casos reales tratados en nuestro centro, teniendo en cuenta las diferentes posibilidades que se han ido planteando durante la experiencia de más de 5 años de uso de la técnica.

Resultados: la herramienta consiste en un libro Excel que, a partir de un sencillo menú de inicio, permite navegar mediante botones por los distintos subprocesos de un tratamiento con microesferas:
- Base de datos de pacientes.

- Estimación de las fugas pulmonares (*shunt)* y de la relación de captación tumor-tejido sano (*relación T/N*) a partir de un estudio SPECT de simulación con macroagregados de albúmina marcados con Tc-99m.

- Cálculo de actividad a administrar mediante tres métodos distintos: superficie corporal total (BSA), partición y monocompartimental (empleados habitualmente para esferas de resina –los dos primeros- y de vidrio –el tercero-).

- Estimación de dosis previa al tratamiento en función de la actividad deseada.

- Preparación del vial de Y-90 para cada tratamiento, estimación de dosis en tumores y órganos de riesgo a partir de la actividad administrada.

- Elaboración del informe dosimétrico final.

Las hojas de cálculo están protegidas para evitar errores accidentales en el uso rutinario. Cada centro tiene la posibilidad de editar el logo corporativo y la lista de radiofísicos para el informe dosimétrico final. Contiene también una hoja complementaria con una tabla editable con los datos útiles de todos los casos para ser cómodamente exportada, manipulada y explotada sin necesidad de desproteger ni manipular el resto del libro excel. También existe una hoja de ayuda donde se explica el funcionamiento básico del libro y las fórmulas empleadas en los cálculos. Al estar desarrollada en Excel es posible cualquier modificación por un usuario administrador, o añadir otras hojas Excel al libro para labores complementarias como pruebas de constancia de detectores, cálculos alternativos o gestión del pedido de viales. La herramienta está disponible de forma libre y gratuita para aquellos profesionales que la requieran.

Conclusión: se ofrece una herramienta para la gestión del proceso de radioembolización, incluyendo la planificación y dosimetría, adaptada a las recomendaciones actuales. Permite abordar la prescripción, tratamiento y dosimetría con los métodos de cálculo disponibles, así como explotar los datos resultantes para evaluar los resultados clínicos de la técnica, todo ello sin necesidad de invertir recursos en obtener una herramienta propia en cada centro.

ID: 01402
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Uso de niveles de referencia en TAC en HM Hospitales

Jaime Marti Asenjo[1] , Pedro Fernández León[1] , Juan García Ruiz-Zorrilla[1] , Daniel Zucca Aparicio[1] , Miguel Ángel de la Casa de Julián[1]

1) Hospital Universitario HM Sanchinarro

Objetivo

El uso de la imagen TC es uno de los procedimientos radiológicos más extendidos y generalizados. El uso de esta técnica ha crecido sustancialmente durante los últimos años y es por ello que contribuye de manera importante a la dosis colectiva por exposiciones médicas. A lo largo de tres años se ha registrado la infromación dosimétrica de más de 25000 estudios, en 5 Hospitales del grupo. Nuestro objetivo es el estudio de los valores promedio en los índices dosimétricos más habituales, la comparación con valores de referencia europeos y el análisis de las causas en aquellos casos donde los valores sean elevados. Estudiaremos aquellas localizaciones más habituales y para las que existen valores de referencia.

Materiales y métodos

Los datos fueron recogidos mediante la herramienta DoseWatch v1.4.3.0 de General Electric. Esta herramienta registra los datos del estudio incluyendo kV, mA, pitch, colimación, CTDIvol (CT *dose index*), longitud del estudio, DLP (*dose length product*). Estos datos han sido corregidos por los valores de CTDI medidos directamente en el equipo mediante una cámara lápiz de ionización PTW (NS, fecha de calibración) y de fantoma de 32 cm (cuerpo) de PMMA Pro-project. Además, quedan registrados datos demográficos como altura y peso del paciente. Los equipos TAC empleados son marca Toshiba y los modelos son dos Aquilion Prime (HM Puerta del Sur y Montepríncipe), Aquilion 64 (HM Sanchinarro), Aquilion 32 (HM Madrid) y Aquilion 16 (HM Torrelodones).

El concepto de niveles de referencia de dosis (DRL) es introducido por primera vez por la ICRP en su publicación 73, aunque la idea ya había aparecido previamente en el documento 60 de la ICRP (1991). Un nivel de dosis de referencia debe ser fácilmente medible y estar directamente relacionado con la dosis a paciente. Constituye una herramienta para detectar situaciones donde la dosis a paciente sea anormalmente alta. Estos niveles deben estar adecuados a pacientes y procedimientos estándar y revisarse periódicamente. Los niveles de referencia elegidos para compararnos son los establecidos en Suiza (2010), Alemania (2010) y Noruega (2009) y que se muestran en la siguiente tabla (longitudes calculadas a partir de los valores de DLP y $CTDI_{vol}$).

Resultados

Los datos presentados corresponden a estudios realizados entre Enero 2014 y Diciembre de 2016. Se muestran valores del percentil 50 (P50) y el percentil 75 (P75) para los índices más habituales de dosis en CT: $CTDI_{vol}$ y DLP, así como la longitud del estudio. Los protocolos de cráneo son estudios en hélice, sin modulación. Los protocolos empleados en los estudios de tórax y abdomen son también en hélice, de intensidad modulada y 120 kV. En los estudios de cráneo observamos que todos los centros están por debajo de los DRLs propuestos, tanto en el caso de los $CTDI_{VOL}$ como en el DLP. Además observamos que los valores de longitud del estudio son muy similares a los de referencia en todos los hospitales.

El caso del tórax tenemos en HM Madrid y HM Sanchinarro valores de $CTDI_{VOL}$ por encima de los propuestos, longitudes del estudio un poco inferiores y por tanto valores de DLP ligeramente por encima. Puerta del Sur, Torrelodones y Montepríncipe muestran valores muy altos en la longitud del estudio, lo que muestra que es habitual utilizar este protocolo para estudios más amplios en longitud.

En Abdomen encontramos valores en buena concordancia con los niveles europeos, a excepción de Madrid y Sanchinarro con valores superiores en general, especialmente en Sanchinarro donde encontramos valores altos en la longitud del estudio, indicando probablemente el uso de este protocolo para el estudio de regiones abdomen-pelvis. Además, los valores de $CTDI_{VOL}$ superan en todos los casos a los de referencia.

Conclusiones

El registro de dosis es una herramienta muy útil. Estos sistemas nos permiten la comparación con valores estándar y por lo tanto detectar protocolos que puedan ser optimizados o que estén funcionando anormalmente.

	Suiza 2010			Noruega 2009			Alemania 2010		
	CTDIvol (mGy)	L (mm)*	DLP (mGy·cm)	CTDIvol (mGy)	L (mm)*	DLP (mGy·cm)	CTDIvol (mGy)	L (mm)*	DLP (mGy·cm)
Cabeza	65	154	1000	75	133	1000	65	146	950
Torax	10	400	400	15	267	400	12	333	400
								450	900

		CRANEO		TORAX		ABDOMEN	
		P50	P75	P50	P75	P50	P75
HM Madrid	*DLP (mGy·cm)*	710	750	356	535	610	926
	L (mm)	150	160	320	340	440	475
	$CTDI_{vol}$ (mGy)	40,1	40,1	15,7	24,3	17,9	25,4
	N	442		1096		1517	
HM Puerta del Sur	*DLP (mGy·cm)*	982	1011	303	388	354	488
	L (mm)	155	160	594	645	456	486
	$CTDI_{vol}$ (mGy)	57,5	57,5	4,8	6,1	6,9	9,1
	N	476		346		485	
HM Monteprincipe	*DLP (mGy·cm)*	842	867	554	638	463	585
	L (mm)	150	160	595	640	460	490
	$CTDI_{vol}$ (mGy)	49,3	49,3	8,7	9,9	8,8	10,5
	N	773		883		546	
HM Sanchinarro	*DLP (mGy·cm)*	754	791	391	569	686	992
	L (mm)	150	160	315	335	530	625
	$CTDI_{vol}$ (mGy)	37,1	37,1	17,3	26,2	20,1	30,0
	N	1975		231		13100	
HM Torrelodones	*DLP (mGy·cm)*	945	983	337	448	383	479
	L (mm)	150	160	550	630	480	460
	$CTDI_{vol}$ (mGy)	56,2	56,2	8,9	13,9	9,5	14,6
	N	254		2611		2255	

ID: 01417
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Implicaciones dosimétricas de la presencia de airgaps indeseados bajo bolus de alta densidad

Mónica Ortiz Seidel[1] , María Gil Conde[1] , Santiago Velázquez Miranda[2]

1) Hospital Universitario Virgen Macarena 2) Hospital Universitario Virgen del Rocío

INTRODUCCIÓN

La deposición de dosis en profundidad de los haces de fotones de alta energía parte de una dosis en superficie relativamente baja hasta alcanzar el máximo al establecerse equilibrio electrónico, en lo que se conoce como zona de buildup. Este efecto, que implica una dosis menor en la piel deseable en la mayoría de tratamientos, conlleva subdosificación cuando se desea tratarla. Para evitarlo, se superponen bolus que elevan la dosis en superficie llevando el máximo prácticamente a ésta.

En la práctica, la mayoría de bolus comerciales no contactan perfectamente en las zonas irregulares de la superficie del paciente, particularmente en nariz, oreja o cicatrices, con lo que el airgap resultante produce un efecto de rebuildup indeseado. Este efecto es esencialmente impredecible con lo que no puede ser tenido en cuenta durante el diseño del tratamiento, produciendo discrepancias entre la dosis planificada y la administrada finalmente, razón por la que dichos bolus deben ser usados con precaución al aplicarlos a superficies muy irregulares.

Se estudia la influencia de tales airgaps bajo bolus de alta densidad moldeable, partiendo de la situación de contacto (airgap 0cm) y pasando por 1, 2 y 3cm, para campos de de 5x5cm^2 y 10x10cm^2 y únicamente energía de 6MV dado la tendencia decreciente a usar altas energías.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analiza el bolus eXaSkin (AnatGe SL), producto moldeable de densidad 1.35g/cm^3, que para este estudio se conformó a una plancha de espesor 1cm.

La dosimetría se realiza con película radiocrómica (Gafchromic EBT3, ISP) por su gran resolución espacial, aunque su procesado en delicado. Para cada tamaño de campo se extraen de una misma placa 8 tiras de 4x10cm^2 más dos rectángulos de 4x5cm^2 para calibración.

Las tiras se colocan en vertical, paralelas al eje del haz, enrasadas con su borde de fábrica a la superficie, entre láminas de agua sólida, y a distancia fuente-superficie de 95cm. Se administran 200um con haces de 6MV y campos de 10x10cm^2 y 5x5cm^2, apoyando directamente el bolus sobre la superficie y luego espaciándolo de ésta 1, 2 y 3cm.

Transcurridos al menos 12 horas desde la irradiación, se escanean los recortes usando un escáner Epson Expression 10000XL, centrando siempre su posición en una plantilla para minimizar la dependencia con la no uniformidad de éste. Las imágenes tiff resultantes de 48bits se linealizan en dosis usando un programa desarrollado en el Servicio. Finalmente se analizan las curvas de rendimiento.

Dado que la medida de dosis en superficie a partir las curvas de rendimiento está sujeta a mucha incertidumbre, adicionalmente se han irradiado recortes de 3x2.5cm^2, colocados perpendiculares al eje del haz y sobre la superficie del maniquí para las distintas situaciones.

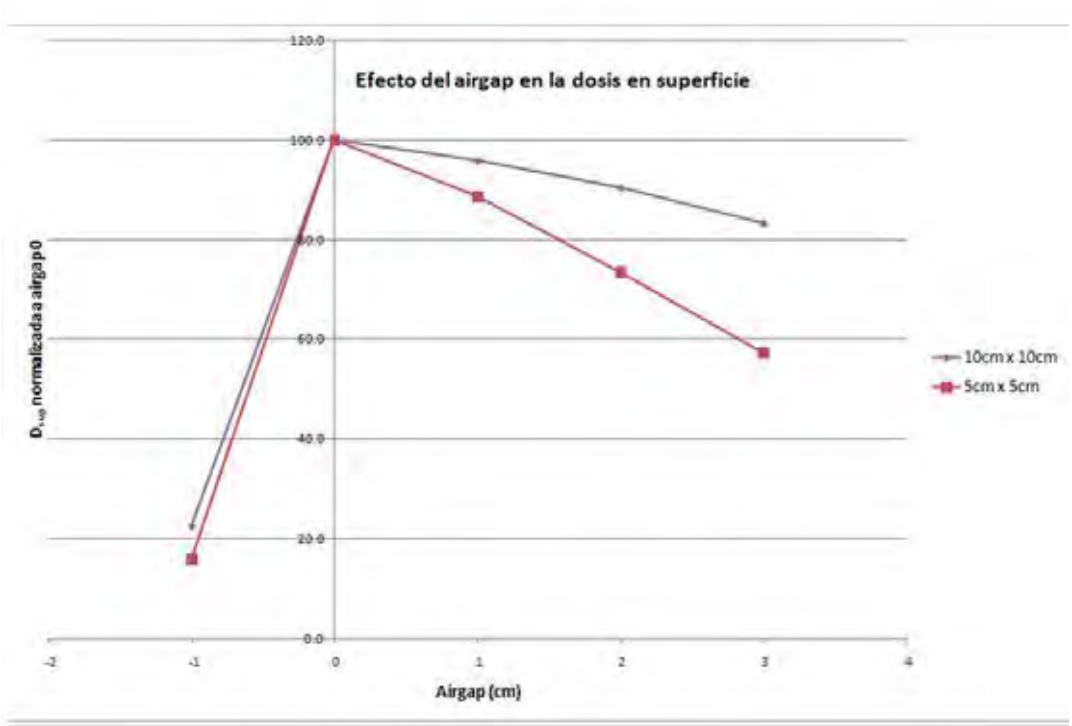
RESULTADOS

La medida de la dosis en superficie extraída de los recortes irradiados sobre ésta, normalizada a la dosis a airgap cero, muestra (fig.1) un ligero decremento por efecto del rebuildup a airgaps crecientes. Para campo 10x10cm^2, el efecto es leve, manteniéndose la dosis en superficie por encima del 80% en la situación más desfavorable. Sin embargo se observa como en caso de campos más pequeños como 5x5cm^2, usuales en técnicas de imrt, el efecto es más acusado.

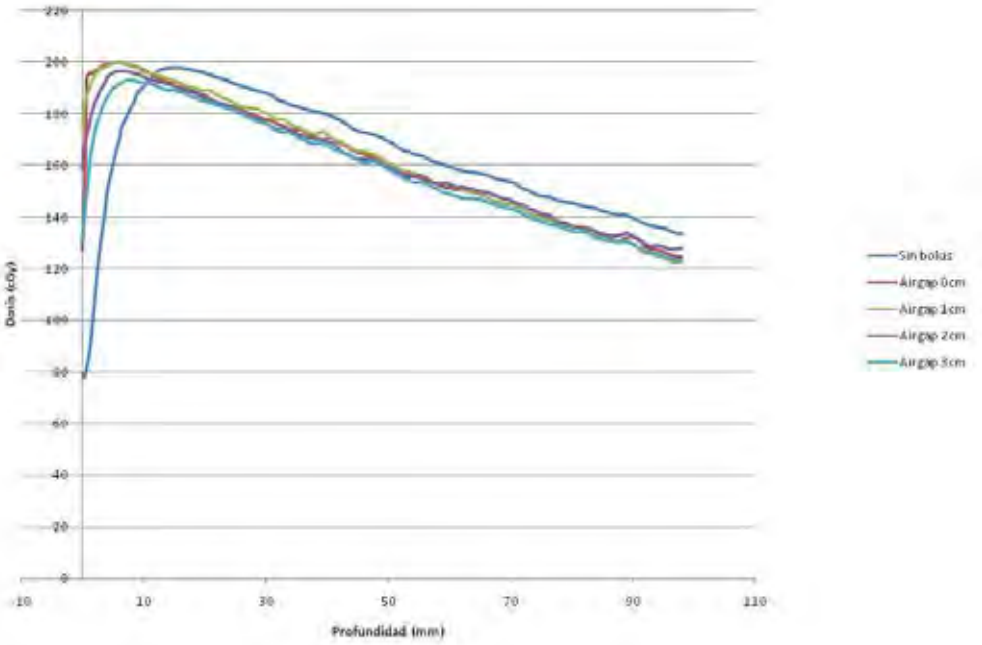
En la figura 2 se muestra la variación en las curvas de rendimiento para campo de 5x5cm^2 y bolus de alta densidad, habiéndose representado también la curva correspondiente a la situación sin bolus.

CONCLUSIÓN

Se ha verificado la dependencia del rebuildup con el airgap para distintos campos observándose que al mantener estos airgaps por debajo del cm, las consecuencias son menores en lo que a incertidumbre en la dosis superficial se refiere. Por otra parte, a mayor tamaño de campo, mayor cantidad de radiación dispersa se produce en el bolus y atraviesa el airgap, por lo que el decrecimiento de la dosis en superficie con ésta, será menor.



Curvas de rendimiento para campo 5x5, bolus de alta densidad y distintos airgaps



ID: 01423
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

REDUCCIÓN DE DOSIS EN TOMOGRAFIA COMPUTADA ABDOMINAL EN UN SERVICIO DE RADIOLOGÍA GENERAL

Sebastià Agramunt[1] , Joan Baños[2] , Laia Valls[2] , Pedro Ortuño[2] , Salvador Pedraza[2]

1) Institut Català d'Oncologia - Girona 2) Institut de Diagnòstic per la Imatge - Girona

1. MOTIVACIÓN Y OBJETIVO

Gran parte de la dosis que recibe la población proviene de la actividad de los servicios de radiología, principalmente de las exploraciones de tomografía computada (TC) abdominales. Hoy en día, cada vez más servicios focalizan parte de sus esfuerzos en intentar reducir las dosis de este tipo de exploraciones manteniendo la eficacia diagnóstica.

La dosis en TC está ligada con la calidad de imagen, especialmente con el ruido. Si reducimos la dosis, necesariamente aumentamos los niveles de ruido.

Las estrategias para reducir las dosis en exámenes TC son difíciles de concebir y de adaptar; intervienen factores muy variados. Entre la comunidad científica no existe consenso sobre qué consideraciones o parámetros se deben tener en cuenta.

El objetivo de este trabajo es presentar un método de reducción de dosis en exploraciones de TC abdominal adaptado a un servicio de radiología general.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

Para el estudio se utilizaron las exploraciones de dos equipos TC Ingenuity Core 128 (Philips). Se escogió un protocolo concreto de abdomen con adquisición helicoidal y reconstrucción de cortes de 2mm aplicado a pacientes adultos.

-Fundamento teórico:

En radiología se consideran aptas las imágenes reconstruidas con un grosor de corte menor o igual a 5mm; en general, todas las estructuras menores que se puedan identificar tienen un interés clínico reducido. En nuestro protocolo se propuso aumentar el grosor de corte de 2 a 3mm. De esta manera se obtuvo más radiación por corte.

Se puede aproximar que el ruido en una imagen es inversamente proporcional al cuadrado de la dosis administrada. Así la dosis se incrementaría proporcionalmente a 3/2 y el ruido se reduciría a (en un 20%). Esta circunstancia nos permitiría reducir teóricamente la cantidad de dosis a 2/3 (en un 33%), manteniendo los niveles de ruido.

-Procedimiento:

Primero, se recogieron los índices dosimétricos CTDIvol medio de 184 exploraciones consecutivas durante un período de 120 días para establecer la referencia. Se obtuvo la mediana (M) y la desviación estándar (s). También se valoró subjetivamente su calidad diagnóstica.

Segundo, previo consenso entre radiólogos, físicos y técnicos, se modifi?o únicamente el corte de reconstrucción del protocolo, pasando de 2 a 3mm. El resto de los parámetros de adquisición no se alteraron. A partir de ese momento se fue reduciendo progresivamente la dosis en cada exploración hasta llegar a los niveles de ruido aceptables.

Por último, durante el periodo de 120 días posterior se recogieron de 112 exploraciones los mismos parámetros dosimétricos que en el primero. Se volvió a valorar subjetivamente la calidad diagnóstica.

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

La calidad diagnóstica se consideró suficiente en ambos periodos por los radiólogos del servicio.

Del índice CTDIvol medio, se obtuvo M=17.2mGy y s=4.4mGy en el primer periodo y, M=13.1 y s=3.2mGy en el segundo, constantando una reducción del 22% en la mediana (figura).

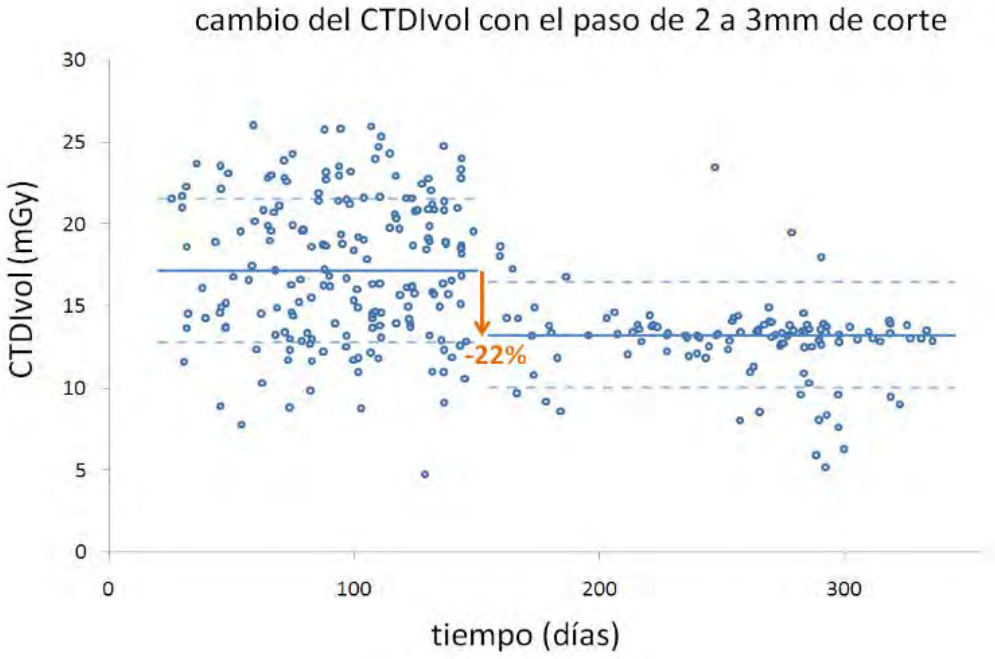
El resultado obtenido (22%) es compatible con la asunción teórica (33%). Debe tenerse en cuenta la curva de aprendizaje de los radiólogos en la valoración de la calidad de la imagen. Previsiblemente, con la experiencia se llegue a aceptar niveles más bajos de ruido en el nuevo protocolo y reducir más la dosis.

Se debe tener en cuenta la reducción de la variabilidad en el valor de dosis (de 4.4 a 3.2mGy) presumiblemente debido a que en el segundo periodo se prestó especial atención a la realización del protocolo por parte de todos los profesionales.

4. CONCLUSIÓN

Se ha constatado que a través de la simple acción de aumentar el grosor de corte de 2 a 3mm, se consigue una reducción efectiva de dosis, manteniendo el mismo nivel de calidad de imagen.

Se considera que es un método validado y aboca a implemetarlo en otras exploraciones donde la resolución espacial no se vea involucrada con estructuras de tamaño inferior a 5mm.


cambio del CTDIvol con el paso de 2 a 3mm de corte
CTDIvol (mGy)
30
25
20
15
10
5
0
0
100
200
300
tiempo (días)
-22%

ID: 01425
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Verificación Dosimétrica de un Meduloblastoma tratado con VMAT

Rodrigo Plaza Núñez[1] , Carlos Huerga Cabrerizo[1] , Concepción Huertas Martínez[1] , Carlos Ferrer García[1] , Zulima Aza Villarrubia[1] , Eva Corredoira Silva[1] , Antonio Serrada Hierro[1]

1) Hospital Universitario La Paz

OBJETIVO

El meduloblastoma es un tumor intracraneal maligno que tiene una alta predisposición a extenderse a lo largo del sistema nervioso central (SNC). Un tratamiento estándar consistiría en cirugía seguida de radioterapia en la zona cráneo-espinal, aplicando quimioterapia si fuese necesario. La caracterización del tumor y estado del paciente limitarán la dosis de irradiación, pero siendo la radioterapia irremplazable para el control de la enfermedad.

El objetivo de nuestro estudio es realizar una dosimetría in vivo de distintos órganos a lo largo de la zona tratada del neuroeje cráneo-espinal, así como de órganos fuera del campo de tratamiento, para comprobar el nivel de precisión de los valores calculados por el método de Monte Carlo, con el planificador Mónaco, en un tratamiento de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT).

MATERIAL / MÉTODO

Figura 1.

La estrategia que se siguió con un paciente de cinco años de edad, con zona cráneo espinal a tratar de aproximadamente 56 cm, fue de asignar dos isocentros. El primer isocentro se intentó localizar en la región cerebral, a la altura de la segunda vértebra cervical, mientras que el segundo isocentro se encontraba desplazado unos 28 cm. En la zona cerebral se utilizaron dos arcos para modular y conformar la dosis intentando reducir todo lo posible la dosis en cristalino. El raquis fue tratado con tres arcos, ya que se evitaron los brazos en las zonas de entrada de los haces. Entre ambos grupos de arcos existía un solapamiento de unos 5 cm.

Para verificar la calidad del tratamiento realizado mediante el método de Monte Carlo se utilizaron varios métodos: el ArcCheck que es un maniquí de control de calidad de tratamientos de radioterapia, el cual consiste en una matriz de detectores 4D; películas radiocrómicras a lo largo de toda la zona a tratar y por último dosimetría in vivo con detectores de luminiscencia Ópticamente Estimulada, OSL. Con los OSL fuimos capaces de obtener la radiación en zonas concretas y en órganos de riesgo, así como en zonas fuera del campo de tratamiento.

RESULTADOS

El tratamiento consistía en radiar la zona a tratar con 23.4 Gy en 13 ss. Se colocaron detectores OSL en los ojos, tiroides, ombligo y fuera de campo, en los testículos.

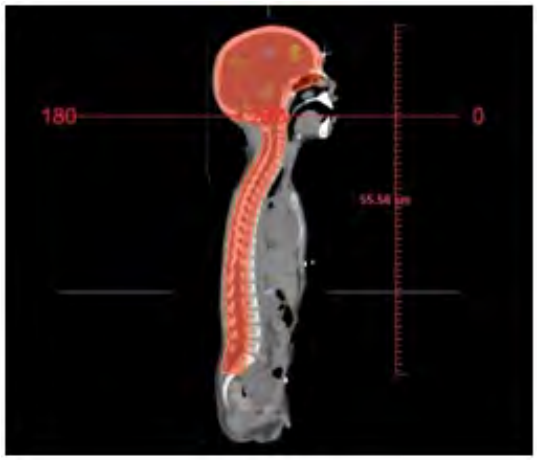
Tabla

CONCLUSIONES

Con el ArcCheck y las películas radiocrómicas EBT3 somos capaces de comparar el plan de dosis calculado por el

planificador con el tratamiento realizado en el acelerador, obteniendo unos altos niveles de concordancia.

Mientras que con los detectores OSL somos capaces de estimar la radiación en órganos; llegando a la conclusión de que el planificador Mónaco, con el método de Monte Carlo, estima con una alta exactitud la radiación en dichas zonas.



	Medidas OSL (mGy)							
	1 Sesión	2 Sesión	3 Sesión	4 Sesión	Dosis media mGy/sesión	Dosis Tratamiento	Monaco (mGy)	Diferencia (%)
Cristalino Izquierdo	606,02	519,28	670,38	590,43	596,53	7754,84	6601,00	17,48
Cristalino Derecho	571,35	471,51	639,05	619,54	575,36	7479,71	6734,00	11,07
Tiroides	881,22	869,24	953,17	552,69	814,08	10583,03	12652,00	16,35

ID: 01426
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Cálculo de Dosis en Adquisición de Imágenes por Tomografía Computarizada mediante MC-GPU

Clara García Garrido[1] , Sergio Morató Rafet[1] , Rafael Miró Herrero[1] , Belén Juste Vidal[1] , Gumersindo Verdú Martín[1] , Irene Torres[2] , Cristian Candela[2]

1) ISIRYM-UPV, Instituto Universitario de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental 2) Hospital Universitari i Politècnic La Fe de València

Resumen – El 5 de diciembre del 2013 la directiva del Tratado constitutivo de la *Comunidad Europea de la Energía Atómica (Euratom)* aprobó una ley que pretendía proteger a la población y a los trabajadores del daño que ocasionaban los equipos médicos con radiaciones ionizantes.

Una de las medidas que se ha tomado para cumplir esta ley ha sido obligar a que todos los equipos de Tomografía Computarizada posteriores al 6 de febrero del 2018 tengan un dispositivo o función capaz de evaluar la dosimetría al final del tratamiento, es decir, los equipos tendrán que ser capaces de realizar un historial dosimétrico para cada paciente.

Por este hecho, el presente trabajo se centra en realizar una estimación de dosis en órganos cuando se realiza una prueba de Tomografía Computarizada (TC).

Para ello se ha desarrollado e implementado una metodología haciendo uso de códigos Monte Carlo para simular la adquisición de imagen TC sobre un maniquí antropomórfico *Rando*. De esta forma, se podrá recoger y comparar la dosis que llega a cada órgano al final de cada simulación de forma rápida, automatizada y sencilla.

1. Materiales y Métodos.

Para la implementación de la geometría se han utilizado programas que nos permitieran modelar y mallar las reconstrucciones realizadas. Por esta razón, se ha usado software *CAD* como *Space Claim* o *SolidWorks para el modelado* y para la parte de mallado *Abaqus/CAE.*

Para la simulación del transporte de la radiación se ha buscado un código que se ejecutase a gran velocidad para que el tiempo de cálculo pudiese ser aceptable, en este aspecto *MC-GPU* ha demostrado ser un código extremadamente ágil en sus cálculos gracias a su paralelización en GPU´s. Por otro lado, también se ha utilizado el código Monte Carlo *MCNP v.6.1.1* por ser un código ampliamente contrastado por lo que se han tomado sus resultados como fiables para la comparación con los resultados obtenidos con *MC-GPU*.

En este trabajo se ha hecho uso del maniquí antropomórfico masculino *Rando* (Figura 1). Este maniquí está compuesto de cinco materiales diferentes que son: hueso natural , un material que simula el tejido blando, otro material que simula los pulmones y las cavidades de aire. La parte que nos interesa en este trabajo es la cabeza y parte superior del torso.

Se tomaron medidas experimentales en el interior del maniquí *Rando* , para ello se ha utilizado dosímetros *MOSFETS* utilizados normalmente en dosimetría in vivo para registrar la dosis entregada en piel a los pacientes sometidos a tratamientos radioterapéuticos.

MC-GPU es un código Monte Carlo basado en *PENELOPE* que ha sido modificado para la simulación de adquisición de imágenes TC y se ha adaptado para su uso paralelizado en GPU's que hacen uso de la tecnología *CUDA* disminuyendo de forma significativa los tiempos de simulación.

Tras la simulación *MCNP* obtenemos una visualización 3D con resultados de dosis, para obtener las mismas unidades que en *MC-GPU* fue necesario incluir conversores de flujo a dosis.

2. Conclusiones.

Los resultados muestran un buen ajuste entre los valores obtenidos por simulación *MC-GPU* y *MCNP6.1.1, así como* con los datos obtenidos en las medidas experimentales en el *Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia*. La paralelización en GPU´s de *MC-GPU* se ve reflejada en la gran rapidez de cálculo que muestra este código Monte Carlo por lo que es un buen candidato para el cálculo de dosis en adquisición de imágenes TC.

Se ha comprobado que, aunque el uso de la nueva versión de *MCNP* conlleva una mejora en la velocidad de cálculo debido al uso de mallas geométricas, *MCNP* sigue estando lejos de poder ser una opción viable para el cálculo de la dosis de un paciente de TC. Sin embargo, la paralelización en GPU´s de *MC-GPU* se ve reflejada en la agilidad de cálculo que muestra este código Monte Carlo por lo que es un buen candidato para el cálculo de dosis en adquisición de imágenes TC.

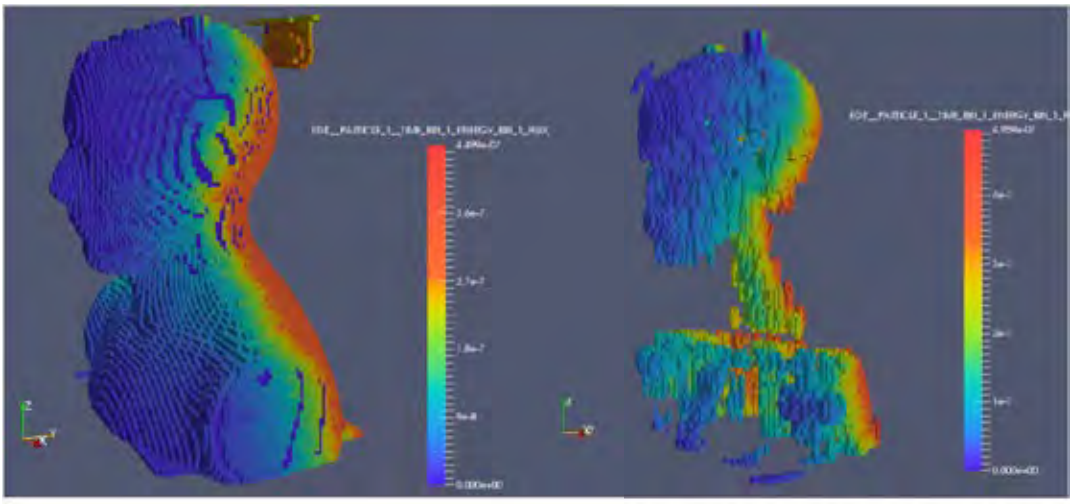


Figura 8: Dosis suministrada en tejido blando y en hueso del maniquí antropomórfico [MeV/g·s]

Tabla 2: Error absoluto y error relativo porcentual entre MCNP y MC-GPU.

ERROR ABSOLUTO				ERROR RELATIVO PORCENTUAL			
1	0.01	**24**	0.46	**1**	50	**24**	15.91
2	0.014	**25**	0.69	**2**	41.17	**25**	22.92
3	0.014	**26**	0.7	**3**	31.81	**26**	21.87
4	0.009	**27**	0.74	**4**	18.36	**27**	22.46
5	0.01	**28**	0.84	**5**	16.67	**28**	24.7
6	0.025	**29**	0.27	**6**	6.67	**29**	6.65
7	0.04	**30**	0.3	**7**	15	**30**	7.19
8	0.301	**31**	0.56	**8**	1.01	**31**	13.27
9	0.96	**32**	0.17	**9**	7.84	**32**	3.6
10	1.34	**33**	0.32	**10**	25	**33**	6.55
11	0.65	**34**	0.27	**11**	30.08	**34**	5.06
12	0.45	**35**	0.24	**12**	34.88	**35**	4.39
13	0.19	**36**	0.34	**13**	11.17	**36**	5.97
14	0.13	**37**	0.2	**14**	6.98	**37**	3.22
15	0.135	**38**	0.56	**15**	7.12	**38**	8.43
16	0.146	**39**	0.24	**16**	6.87	**39**	3.35
17	0.16	**40**	0.37	**17**	7.47	**40**	4.36
18	0.26	**41**	0.25	**18**	12.03	**41**	2.61
19	0.42	**42**	0.52	**19**	18.44	**42**	4.82
20	0.55	**43**	0.47	**20**	23.6	**43**	3.95
21	0.45	**44**	0.84	**21**	18.44	**44**	6.08
22	0.41	**45**	0.4	**22**	15.58	**45**	2.87
23	0.35			**23**	12.63		

ID: 01430
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Computation and validation of central and peripheral dose profile on cylindrical phantom using PENELOPE/PenEasy

Alejandro Heyner Lopez Gonzales[1] , Paulo Roberto Costa[1]

1) Universidad de San Pablo, San Pablo, Brasil

Objective:

Computation of central and peripheral dose profiles in cylindrical phantom using the PENELOPE/PenEasy Monte Carlo system in order to assess the CTDI metric used in CT dosimetry.

Validation of PENELOPE/PenEasy Monte Carlo results with analytical formulation and with others radiation transport codes.

Materials and Methods

PENELOPE/PenEasy package incorporates a tool named Tally Cylindrical Dose Distribution that was used to determine the dose profile in the central and peripheral cylindrical phantom. The Tally determine the absorbed dose per gram and per simulated history. For this work, an infinitive cylindrical phantom was constructed. Nevertheless, for the calculation of the dose profile, only a portion with 40 cm of length was considered.

In order to implement an x-ray source model the semi-empirical TBC model (Tucker et al., 1991, Costa et al., 2007) was used to produce the photon energy spectrum emitted by a tungsten target.

The assessment of the central dose profile using a stationary x-ray source is possible due to the cylindrical symmetry. Nevertheless, for peripheral phantom axis, the cylindrical symmetry is broken and it became necessary the implementation of the rotation source in order to assess the corresponding peripheral dose profile. To implement the rotation of the phase space file was modified the Fortran file corresponding the sourcePhaseSpaceFile file written in Fortran 90. The subroutines modified were:

- subroutine PSFSource
- subroutine PSFSinisrc(activated,emax)

Simulation was assisted using the phase space file source. This file saves information about particles crossing the plane defined previously. The information particles are i.e. type of particle, energy, position, direction, statistical weight.

Results

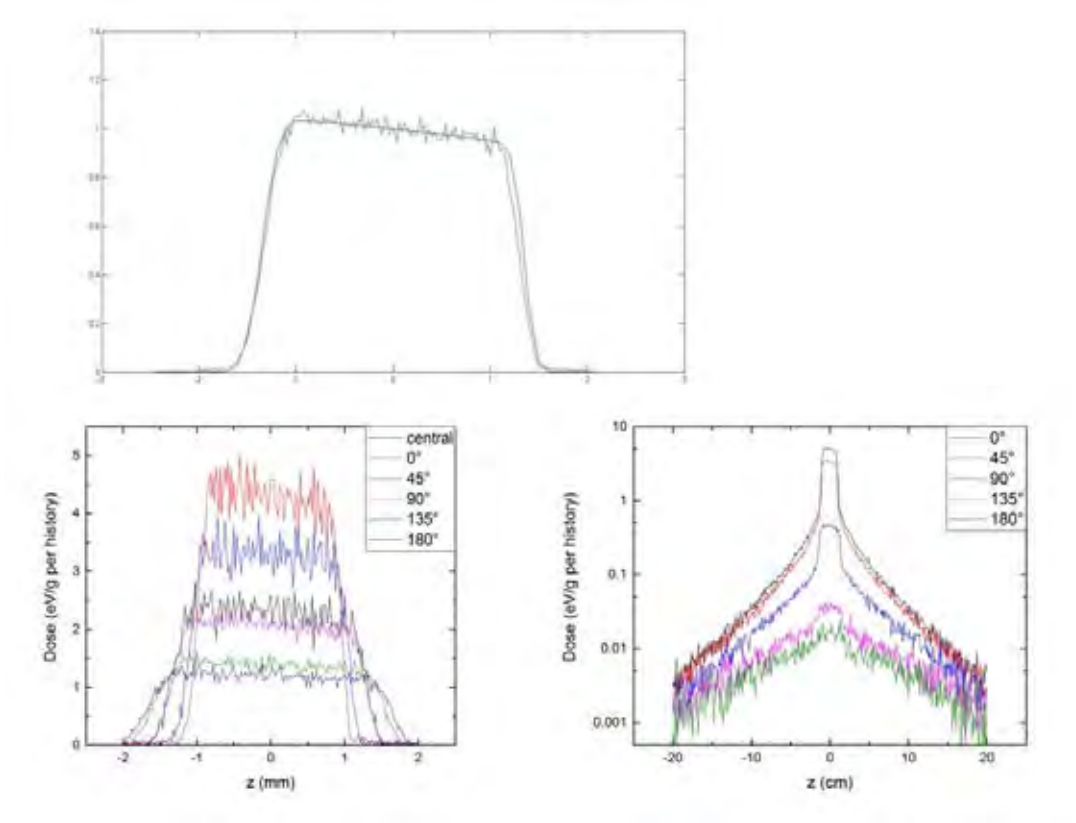
Primary dose spread function was validated using the analytical formulations published by Dixon and collaborators (Dixon et al., 2005). The anode tilt and the target self-attenuation were implemented in the x-ray source model and they affect the primary dose profile on the top distribution of the primary profile and in the asymmetric penumbra shown in all computed profile. A comparison between a simulated primary profile and the corresponding analytical formulation are presented in Figure 1?1.

The Figure 1?1 shows the primary profile with 27 mm width onto the axis of rotation. The simulated profile was computed using the photon energy distribution corresponding to 120 kV generated by the modified TBC model. The number of particles used in the simulation was 10^8 photons. The simulation time was around 12 hours.

Figure 1?2 shows the primary and total profiles for central and peripheral phantom axis. For the peripheral primary profile were chosen angles of 0, 45, 90, 135 and 180 degrees with respect to the central ray . The profile width increases with the distance between the radiation source and the peripheral axis. The photon fluence is affected by the inverse square law due to the divergence nature of the x-ray beam and therefore, the energy deposited per gram and per simulated history is affected.

Conclusion

- Primary and total dose spread function in CTDI cylindrical phantom were computed on the central and peripheral axis using the PENELOPE/PenEasy Monte Carlo system. An x-ray source model was implemented aiming to reproduce the x-ray spectrum emitted by a CT machine affected by the anode tilt and target self-attenuation. In order to reduce the simulation time a phase space file was used to run the simulation for photons reaching the space after the CT collimator.
- For next steps, to compute the dose profile onto the peripheral phantom axis, was modified the source phase space file in order to implement the x-ray source rotation around the central axis. Validation of the total dose spread function with the analytical formulation will performed and will compute the accumulated dose profile to assess the CTDI metric.



ID: 00876
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

DISEÑO DE UNA NUEVA TECNICA SIMPLE DE ICTE MEDIANTE TECNICAS DE MONTECARLO

Alberto Sanchez-Reyes[1] , Alberto Gomez Barrado[1] , Jose Antonio Benitez[1] , Mª Luisa Brosed[1]

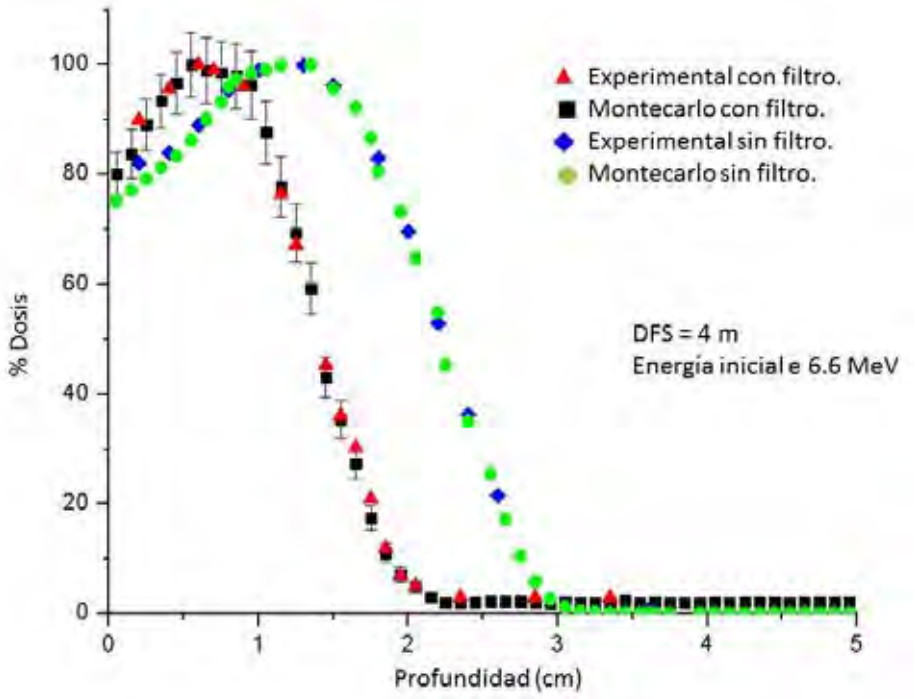
1) IMOncology-Genesiscare

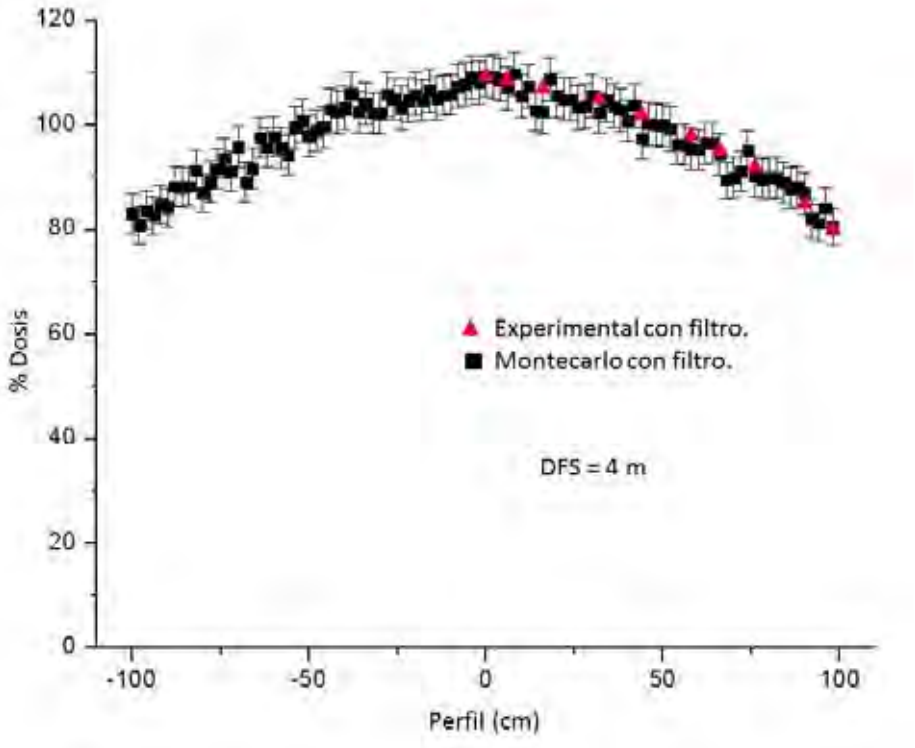
OBJETIVOS
Presentamos en esta comunicación los resultados preliminares obtenidos en el diseño de una nueva y sencilla técnica de tratamiento de irradiación cutanea total de electrones (ICTE,campo de electrones único y extenso, aceleradores ELEKTA) mediante el empleo y ayuda de las técnicas de simulación Montecarlo y posterior aplicación para uso clínico en cualquiera de nuestros aceleradores instalados en IMOncology cuya instalación, distancia foco-superficie (DFS) lo permita (4-5m).

MATERIAL/METODOS
El primer paso del proyecto consiste en el diseño mediante simulación Montecarlo (código PENEASY) los distintos filtros que se tendrían que colocar a la salida del haz de electrones del acelerador lineal (campo de 40x40 cm2, energía nominal de 6 MeV) a fin de conseguir un campo homogéneo a distancias superiores a 4 metros del acelerador. A este fin hemos simulado mediante montecarlo una simplificación de un cabezal de un acelerador ELEKTA para un campo de electrones de un tamaño 40 x40 cm2 en isocentro. Posteriormente hemos añadido un filtro dispersor diseñado con láminas sobrepuestas de aluminio, PVC de baja densidad y poliestileno blanco de distintos espesores y tamaños. La simulación de la dosis final se ha efectuado sobre un maniqui de poliestireno a DFS=4m. La energía inicial de los electrones ha sido de 6.6 MeV, energía más probable (E0)obtenida a partir de la curva de rendimiento en profundidad del acelerador del campo de 6 MeV nominales con un aplicador de 20x20 cm2 y DFS= 100cm.
La simulación montecarlo ha sido comparada con los datos experimentales obtenidos mediante una cámara plana tipo Roos en las mismas condiciones experimentales que la simulación.

RESULTADOS
En la figura 1 mostramos los rendimientos en profundidad (PDD) del campo de electrones en el maniquí de poliestileno (DFS=4m) obtenidos mediante la simulación montecarlo y medidas experimentales tanto para campo filtrado como sin flitrar. En dicha figura podemos observar la muy buena correlación entre los datos experimentales y los obtenidos mediante simulación. Tambien podemos reseñar que el PDD del campo filtrado es óptimo para el tipo de tratamientos al que lo queremos aplicar (ICTE).
En la figura 2 podemos observar el perfil del campo filtrado (profundidad 6mm) tanto para la simulación montecarlo como para los datos obtenidos experimentalmente. Observamos una perefcta correlación entre los resultados de la simulación y los datos experimentales. En este caso obtenemos un campo útil de 180 cm (+-10% dosis).

CONCLUSIONES
De los resultados preliminares obtenidos deducimos que es posible el diseño de un campo extenso de elctrones para tratamientos de ICTE para distancias de entre 4-5 m del foco del acelerador. Los siguientes pasos del estudio consistiran en la realizacion de nuevas simulaciones a distintas DFS para determinar nuevos campos útiles de radiación.


Experimental con filtro.
Montecarlo con filtro.
Experimental sin filtro.
Montecarlo sin filtro.
DFS = 4 m
Energía inicial e 6.6 MeV
% Dosis
Profundidad (cm)
0
20
40
60
80
100
0
1
2
3
4
5


Experimental con filtro.
Montecarlo con filtro.
DFS = 4 m
% Dosis
Perfil (cm)
0
20
40
60
80
100
120
-100
-50
0
50
100

ID: 00877
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

DOSIS OCUPACIONAL Y A PACIENTES EN ENDOUROLOGÍA. EFECTO DE LA CURVA DE APRENDIZAJE

Jacobo Guiu-Souto[1] , Carlos Otero-Martínez[1] , Daniel Adolfo Pérez-Fentes[2] , Carlos Fernández-Baltar[2] , Camilo García-Freire[2] , Emilio Jiménez[1] , Miguel Pombar-Camean[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela 2) Servicio de Urología. Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela

Objetivo del trabajo y aportación original: La nefrolitotomía es un procedimiento de endourología destinado a eliminar cálculos renales de gran tamaño. Un informe realizado por la Asociación Española de Urología (http://cv.aeu.es/eventos/cnu2016/) revela que al menos el 63% de los urólogos no recibe formación en Protección Radiológica y que sólo un 6% monitoriza la dosis en cristalino. Según Vañó et al. (J. Radiol Prot. 2016) los endourólogos pueden recibir hasta 18.7 veces más dosis en cristalino que otras especialidades como vascular o radiología intervencionista. El presente trabajo1 pretende cuantificar el impacto de la curva de aprendizaje del endourólogo sobre la dosis ocupacional y sobre la dosis a pacientes.

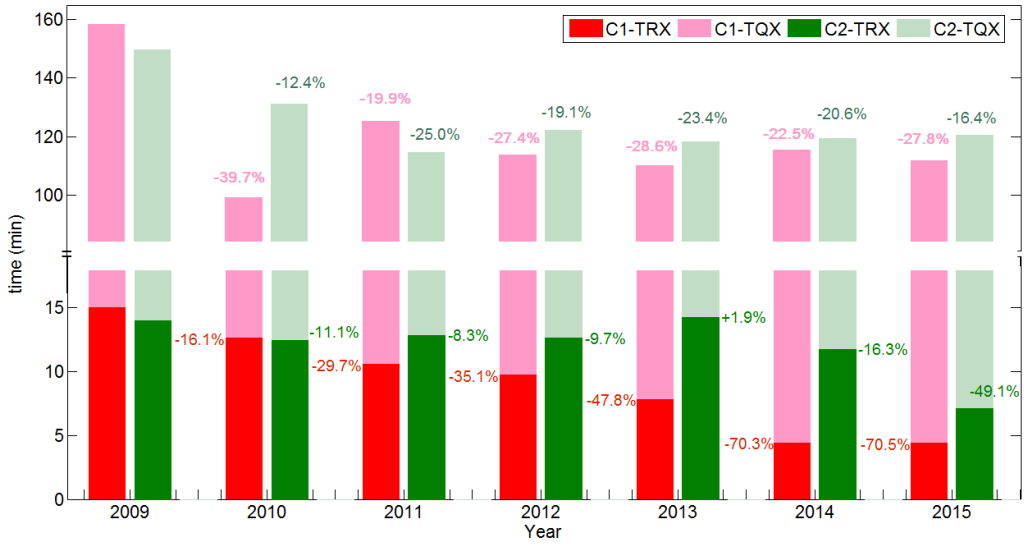
Material/Métodos: En este estudio se han monitorizado los procedimientos involucrados en nefrolitotomía desde la puesta en marcha de la técnica, en 2009, hasta la actualidad. Durante este tiempo se han evaluado un total de 301 intervenciones, registrando parámetros como: el producto dosis área (PDA), el tiempo de exposición/intervención total (TRX/TQX), el índice de masa corporal de los pacientes (IMC), etc. El registro se ha llevado a cabo sobre 2 endourólogos diferentes: uno de los cuales, denominado de referencia (c1), ha recibido esta formación en protección radiológica (técnicas de optimización de dosis), mientras que el otro, denominado estándar (c2), no ha recibido formación. Se ha utilizado un dosímetro (TLD) localizado en el hombro de c1 para la estimación de la dosis en cristalino.

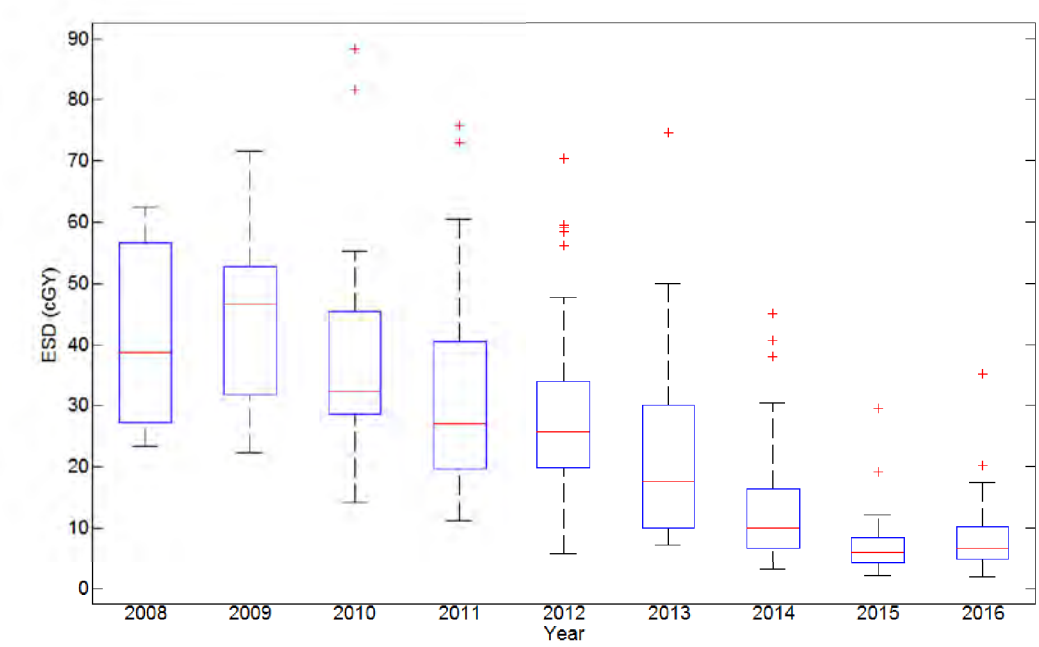
Resultados: A lo largo de los 7 años de duración del estudio, se observa como el endourólogo de referencia (c1) presenta una mayor reducción de los tiempos de escopia (TRX) que el estándar (c2) (Fig.1). En concreto para el año 2014, c1 ha conseguido reducir el tiempo un 70%, mientras que c2 únicamente un 16.3%. La reducción del tiempo de intervención (TQX) es similar para sendos endourólogos, entorno un 20%, a partir del 3er año de experiencia. Existe una correlación entre el TRX y el PDA con un coeficiente de Pearson del 0.95 ($p< 0.01$). La evolución con el tiempo de dosis a la entrada del paciente presenta dos comportamientos diferentes (Fig. 2): Por un lado, la dosis media por procedimiento experimenta una reducción importante con los años de experiencia, y por otro, la dispersión respecto de la media también se reduce de una manera considerable. Una vez alcanzado el estacionario de la curva de aprendizaje para escopia, esto es a partir del 5º año, se pueden atribuir dicha variabilidad a las diferencias en el IMC de los pacientes. En lo referente a la dosimetría personal, para c1 se ha llegado a obtener una reducción de dosis del 90% durante el año 2015, lo cual es especialmente relevante en cristalino, donde se pasa de una dosis inicial entorno a 16.3 mSv/a a 3.5mSv/a una vez alcanzado el estacionario.

Conclusión: La influencia de la curva de aprendizaje en procedimientos intervencionistas, como el estudiado, junto con la importancia de una buena praxis del endourólogo en materia de protección radiológica (sin afección a la calidad de la intervención) ha quedado patente en este estudio. Se observa una reducción de dosis significativa hasta el 5º año de experiencia, alcanzándose a partir de ahí el estacionario de la curva de aprendizaje. Las repercusiones de este hecho afectan de manera significativa a la dosimetría del paciente y a la ocupacional.

_____

[1]J. Guiu-Souto, C. Otero, D. Pérez-Fentes, C. Fernández-Baltar, C. García-Freire and M. Pombar-Camean. \"Characterizing endourologist learning curve during percutaneous nephrolithotomy: implications on occupational doses and patients\". Journal of Radiológical Protection (in review)


C1-TRX
C1-TQX
C2-TRX
C2-TQX
time (min)
Year
2009
2010
2011
2012
2013
2014
2015
-16.1%
-39.7%
-12.4%
-29.7%
-11.1%
-19.9%
-35.1%
-25.0%
-8.3%
-27.4%
-19.1%
-9.7%
-47.8%
-28.6%
-23.4%
+1.9%
-70.3%
-22.5%
-20.6%
-16.3%
-70.5%
-27.8%
-16.4%
-49.1%


ESD (cGY)
Year
2008
2009
2010
2011
2012
2013
2014
2015
2016

ID: 00902
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Cálculo de dosis en superficie para distintas modelizaciones de haz en un sistema de planificación

Carla Cases[1] , Pablo Carrasco[1] , M.Amor Duch[2] , Maria Lizondo[1] , Artur Latorre-Musoll[1] , Nuria Jornet[1] , Agustín Ruiz-Martínez[1] , Teresa Eudaldo[1] , Paula Delgado-Tapias[1] , Montserrat Ribas [1]

1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau 2) Institut de Tècniques Energètiques

Objetivo:

En técnicas de radioterapia como la SBRT o la IMRT se han descrito casos con un alto grado de toxicidad en piel. En este contexto, calcular la dosis en la zona próxima a la superficie corporal es de primordial importancia. En este trabajo hemos estudiado el comportamiento del Sistema de Planificación (SP) al introducir información más exacta de la dosis en superficie en los rendimientos en profundidad (PDD), obtenida mediante simulación Monte Carlo y validada por medidas realizadas con detectores TLD de tipo ultrafinos, cámara de extrapolación y películas EBT3.

Material/Métodos:

Hemos añadido una nueva unidad de tratamiento en nuestro SP (Eclipse AAA v13.5) configurándola con PDDs cuyos valores más superficiales han sido obtenidos mediante simulación Monte Carlo. Dado que la resolución de las simulaciones en profundidad es de 0.2mm (superior a la profundidad de referencia ICRU de la piel, de 70µm) hemos añadido un primer valor obtenido con cámara de extrapolación.

Posteriormente hemos evaluado las diferencias en el cálculo de dosis de SP modificado en diferentes situaciones:

1. PDD sobre un maniquí cúbico virtual equivalente a agua de 40cm de lado para un campo de 10x10cm^2 i DSF=100cm con RX de 6MV y 15MV. Comparación del SP modificado con el SP utilizado en la práctica clínica (SPclínico).
2. Tratamientos complejos y clínicamente representativos planificados sobre el TC de un maniquí antropomórfico RANDO utilizando dos planes de SBRT (pulmón e hígado) y dos de IMRT (cabeza y cuello y mama). Hemos comparado los cálculos de dosis en eje central del haz a una profundidad de 1mm entre el SP modificado, el SPclínico y las dosis medidas en puntos escogidos (ROI) sobre tiras de películas EBT3 colocadas en la superficie del maniquí durante una sesión de tratamiento (valores del SPclínico y de las películas EBT3 presentados en otro trabajo). El contorno del maniquí se ha delimitado usando una herramienta de contorno automática a partir de las Unidades Hounsfield (HU) (umbral -350HU) de forma análoga a la práctica clínica.

Resultados

1. Las figuras 1.a-d representan los PDD sobre el maniquí cúbico virtual equivalente a agua. De la observación de los rendimientos (Figuras 1.a y b) concluimos que el cálculo de la dosis en profundidad es independiente de la unidad de tratamiento (clínica vs modificada) utilizada, con diferencias de dosis promedio en el primer milímetro inferior al 5% y 4% para 6MV y 15MV respectivamente. El cálculo de dosis de ambas unidades de tratamiento coincide con la simulación Monte Carlo. El algoritmo de cálculo no describe correctamente la pérdida de equilibrio electrónico en la salida de los haces (*Build-down*).En las figuras 1.c y 1.d se observa que los algoritmos de cálculo reproducen bien la dosis en la superficie:
2. En la figura 2 se observa que para todas las técnicas estudiadas el cálculo realizado por Eclipse sobreestima la dosis absorbida respecto las medidas, con diferencias significativas en muchos de los puntos analizados. El cálculo realizado por ambas unidades es compatible.

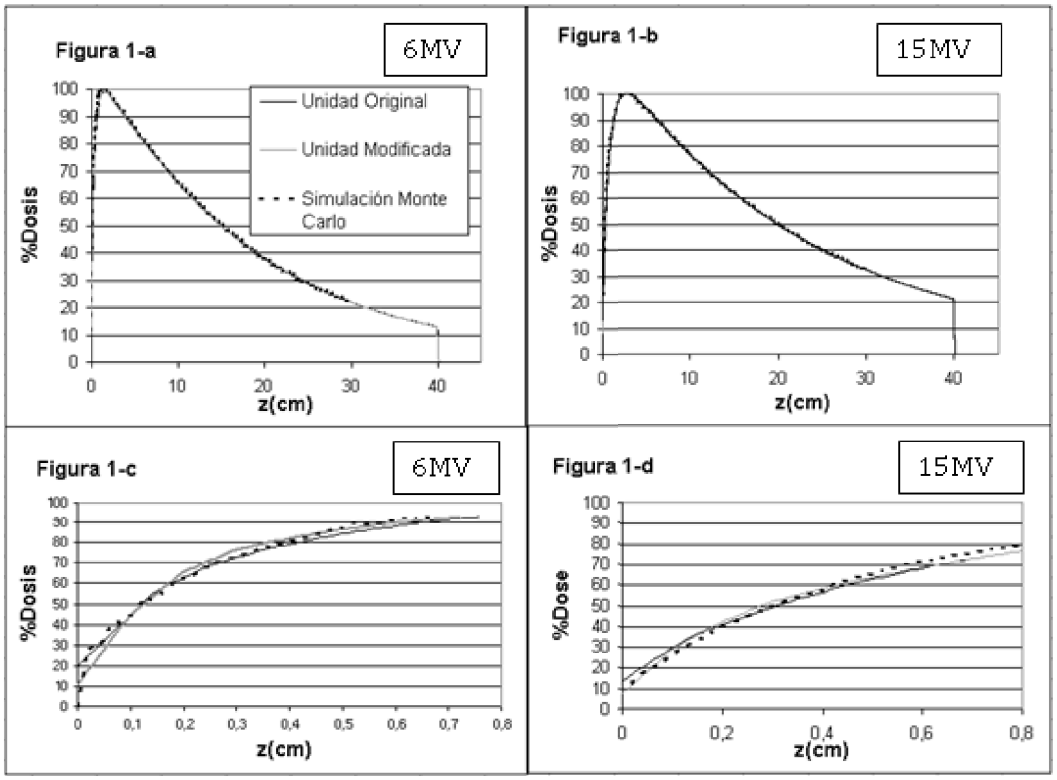
La definición automática del contorno incluye puntos dentro del contorno del maniquí con valores de HU inferiores a los correspondientes al material maniquí.

Conclusiones

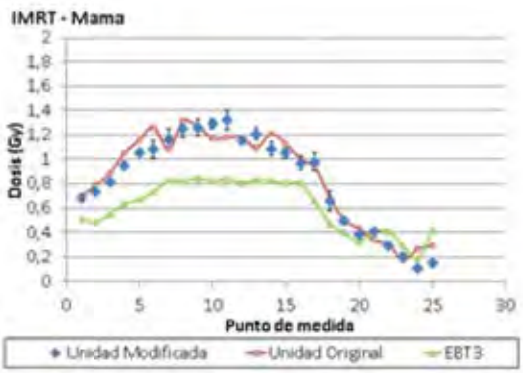
La introducción de valores obtenidos mediante simulación Monte Carlo en los rendimientos en profundidad de nuestro SP no modifica de manera significativa los resultados obtenidos en el cálculo de dosis en superficie para ninguno de los casos estudiados.

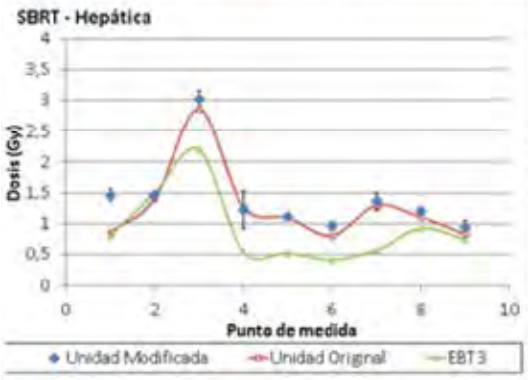
El cálculo de dosis en superficie de ambas unidades en el SP sobreestima la dosis absorbida en relación a las medidas realizadas con películas EBT3, además, la definición de la superficie a partir del TC de planificación, y como consecuencia la posición del punto de medida, es crítica en la determinación de dicha dosis.

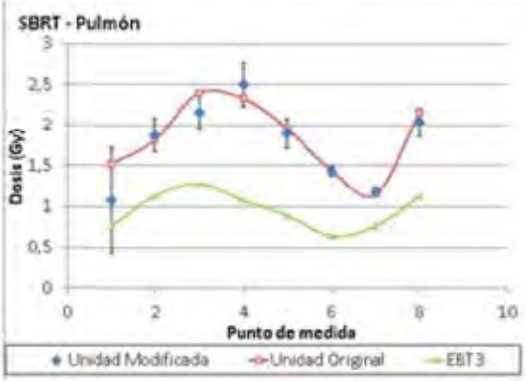
Trabajo parcialmente financiado por la beca *Proyectos Singulares 2015* de la Asociación Española Contra el Cáncer (AECC).




IMRT - Cabeza y cuello
Dosis (Gy)
Punto de medida
Unidad Modificada
Unidad Original
EBT3


IMRT - Mama
Dosis (Gy)
Punto de medida
Unidad Modificada
Unidad Original
EBT3


SBRT - Hepática
Dosis (Gy)
Punto de medida
Unidad Modificada
Unidad Original
EBT3


SBRT - Pulmón
Dosis (Gy)
Punto de medida
Unidad Modificada
Unidad Original
EBT3

ID: 00907
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Comparación de la dosis en superficie con EBT3 y TPS en tratamientos de mama: 3DRT, IMRT y VMAT

Hugo Perez-Garcia[1] , Mª Yolanda Molina López[1] , Xésus González Soto[1] , Juan Castro Novais[1] , Eduardo Pardo Pérez[1] , Sheila Ruiz Maqueda[1] , Elia del Cerro Peñalver[1] , Ana Díaz Gavela[1]

1) Hospital Universitario Quirón Salud Madrid

1-Objetivo: Comparar la dosis en la superficie de entrada en tratamientos de carcinoma de mama empleando tres técnicas distintas (3DRT, IMRT y VMAT) mediante el empleo de películas radiocrómicas. Los resultados obtenidos se comparan a su vez con la dosis predicha por el sistema de planificación (TPS) a diferentes profundidades.

2-Material y Método: Empleando las piezas laterales del maniquí Easycube IMRT de Iba Dosimetry (Schwarzenbruck, Alemania) se consigue un maniquí cilíndrico de 9 cm de radio y material RW3 al que se le hace un escáner de simulación en un equipo Discovery PET/CT 600 de GE (Fairfield, EEUU). En el módulo *Conturing* de Aria 11 (Varian Medical System (VMS), Palo Alto, EEUU) se efectúa la segmentación de un volumen de tratamiento (PTV) en la zona superior simulando el volumen de tratamiento de mama y dejando 3 mm de margen en la superficie, y de dos volúmenes inferiores que actúan como órganos de riesgo (OAR) de pulmón y corazón. En el TPS se elaboran tres planes de tratamiento empleando diferentes técnicas: (1) 3DRT con dos campos tangenciales con 4 cm de apertura “al aire” en la zona de piel, cada uno de ellos con un segmento para mejorar la homogeneidad; (2) seis campos de IMRT con fluencia extendida en piel mediante la herramienta *Flash Skin*, dos de ellos con las angulaciones del caso anterior, y los otros cuatro con angulaciones de ± 30º (evitando entradas perpendiculares); (3) dos semiarcos de VMAT que recorren el volumen de un tangencial a otro, pero extendiendo el recorrido 40º en cada extremo. Los planes de IMRT y VMAT comparten los mismos objetivos para PTV y OAR’s.

Se posiciona el maniquí cilíndrico en un acelerador TrueBeam STX de VMS y se dispara cada uno de los planes, colocando en la superficie superior una tira de película radiocrómica EBT3, cuyo lote ha sido previamente calibrado. Se realiza la lectura de las películas en un escáner reflector EPSON 10000XL (Suwa, Japón) y se analiza empleando el desarrollo multicanal mediante un script en el programa Matlab de MathWorks (Massachusetts, EEUU). Se obtiene el perfil de dosis a lo largo de la superficie para cada una de las técnicas.

En el TPS, se exporta la matriz de dosis (calculada con algoritmo AAA y rejilla de 1 mm, la más fina disponible) de un plano transversal para cada uno de los planes y se analiza mediante un script de Matlab. Se obtiene la dosis a lo largo de la superficie y a diferentes profundidades. Por último, se obtiene la dosis media predicha en el planificador en toda la superficie y en la zona central (± 2 cm) y se comparan con la dosis en superficie medida experimentalmente con la película radiocrómica.

3-Resultados y Discusión: Como puede apreciarse en la Fig 1, la técnica 3DRT e IMRT sigue una tendencia parecida. Este hecho se puede deber a que el tratamiento de IMRT tiene entradas similares al 3DRT (se evita las entradas perpendiculares al PTV). En el caso de VMAT, la dosis máxima es un 20% inferior, lo cual puede ser debido a que tenga mayor angulación de entrada que ninguna de las otras dos técnicas.

Si se atiende a los datos de la Fig.2 referentes a la película radiocrómicas, se infiere que la técnica que da una dosis media mayor en la superficie de entrada es 3DRT, seguido de IMRT y VMAT, y que esta tendencia también se cumple en la zona central de la mama pero con mayor dispersión.
Sin embargo, en la dosis calculada por el planificador de forma generalizada el valor en superficie difiere aproximadamente un 30% respecto del obtenido experimentalmente. Pero a media que aumenta la profundidad, la técnica que menor dosis media tiene a lo largo del perfil es el 3DRT, mientras que es esta misma técnica la que produce mayor dosis media en la zona central, tal como ocurre experimentalmente.

4-Conclusión: La técnica que mayor dosis produce en la superficie de entrada es el 3DRT, seguido por IMRT y

VMAT. Se encuentran discrepancias próximas al 30% entre las medidas en superficie y la dosis calculada por el TPS.

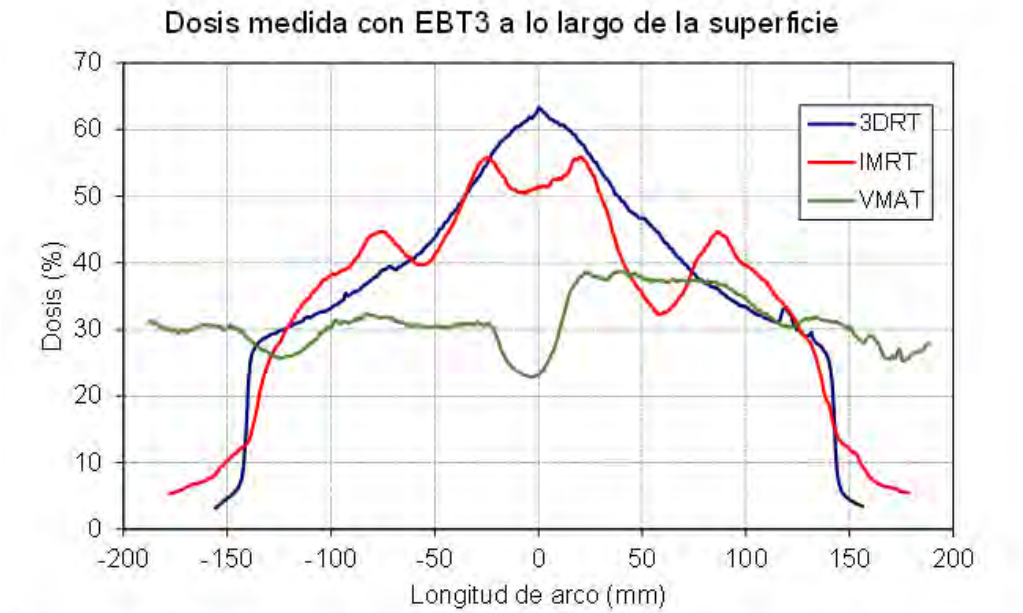


Fig. 1- Perfil de dosis (normalizada a la dosis de prescripción) medido en la superficie del maniquí mediante el uso de películas radiocrómicas

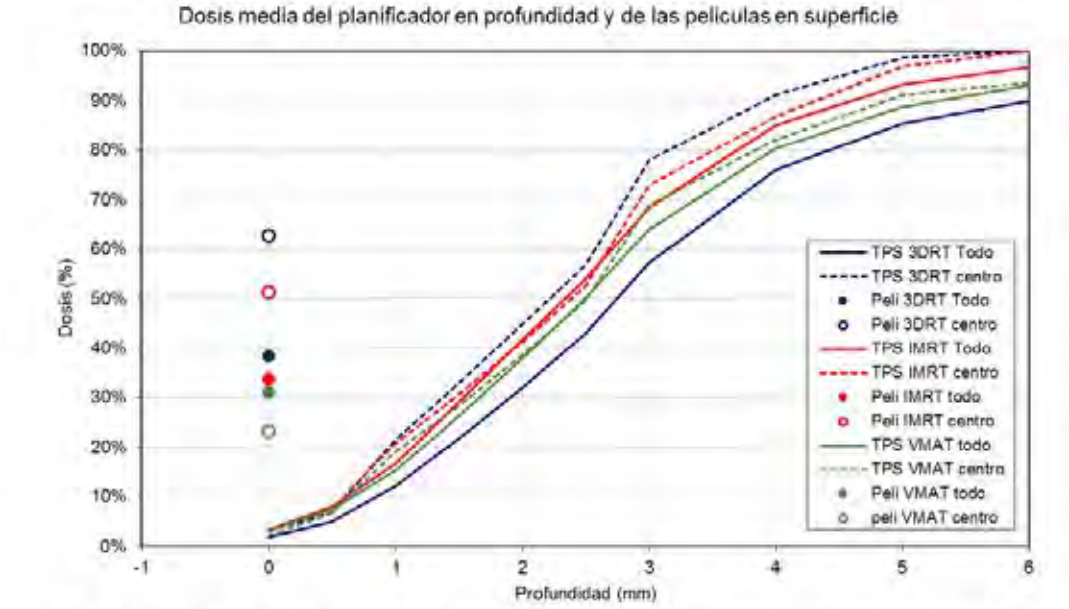


Fig. 2- Dosis media (normalizada a la dosis de prescripción) de todo el perfil y de la zona central (±2cm)medido con película radiocrómica EBT3 en superficie, y a diferente profundidades con el TPS.

ID: 01051
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Análisis de los softwares de registro y gestión de dosis en exploraciones diagnósticas

Gabriel Reynés-Llompart[1] , Carles Muñoz[2] , Núria Serra[3]

1) Unitat PET Bellvitge, Institut de Diagnòstic per la Imatge, L'Hospitalet de Llobregat, España 2) Direcció de Sistemes d'Informació, Tecnologia i Física, Institut Català d'Oncologia-L'Hospitalet de Llobregat 3) Direcció de Planificacio, seguiment i resultats, Institut de Diagnòstic per la Imatge, Barcelona

Introducción

El *Insititut de Diagnòstic per la Imatge* (IDI) es la principal empresa pública de diagnóstico por la imagen en Cataluña. Tiene presencia en la mayoría de los grandes hospitales de la comunidad y realiza aproximadamente un total de exploraciones anual de 140.000 CT, 7.000 PET y 3.000 angiografías, entre otros tipos de estudios.

Próximamente se va a realizar un concurso público para la adjudicación de un software de gestión de dosis en todo el instituto. Como paso previo, se decidió realizar una experiencia piloto instalando versiones de prueba de distintos software, para poder hacer una valoración previa de estos y a la vez determinar las necesidades específicas de un proyecto de tal envergadura.

El objetivo del presente estudio ha sido la realización de un informe en el que se han enumerado y justificado todas las necesidades de un software de gestión de dosis, especificando para cada uno de los participantes en las pruebas piloto, y, a posteriori, se ha valorado la experiencia de usuario en dichas pruebas, por parte de todos los profesionales involucrados.

Material y Método

Se han analizado los programas DoseWatch (GE Healthcare, Waukesha, WI), DoseWise (Philips Medical Systems, Eindhoven, The Netherlands), Radimetrics (Bayer, Germany) y tqm|Dose (QAELUM, Belgium). Los softwares se han repartido de forma asimétrica entre los distintos centros, teniendo en cuenta la actividad y distribución geográfica de cada uno. En total se han instalado softwares de gestión de dosis en 11 CT, 6 equipos de intervencionismo, 3 PET/CT, 2 SPECT/CT y 4 mamógrafos.

En una primera fase del estudio se recogió la información bibliográfica comercial disponible en general y de cada software, permitiendo elaborar una lista de capacidades de cada uno de ellos e identificando a su vez las necesidades concretas del proyecto. También se valoró la información extraída de los concursos públicos ya realizados en otras comunidades.

Una vez pasado un tiempo desde la instalación, formación y uso de los programas. Se realizaron visitas a los centros piloto para la valoración de la experiencia real con cada solución. Se intentó obtener respuesta de todos los estamentos involucrados: técnicos, físicos, médicos y servicios informáticos.

Resultados

Se ha realizado un informe que analiza en profundidad las necesidades técnicas, operativas y económicas de los gestores de dosis: instalación e integración con equipos, PACS, HIS e historia clínica compartida, extracción de datos, índices de dosis disponibles, modalidades aceptadas, alertas, cuadro de mando e informes, estandarización de protocolos, modelo contractual y de acompañamiento, herramientas de calidad de imagen, etc. . Se incluye ~~con~~ la descripción ~~técnica~~ concreta de cada software probado, justificando la importancia de cada punto para las necesidades del IDI.

En cuanto a la prueba piloto, la implicación de las empresas ha sido desigual. Por motivos organizativos y según la dificultad de instalación, los tiempos de prueba, han variado entre 1 mes (DoseWise) y 1 año (DoseWatch). En el

caso de Radimetrics, por dificultades de compatibilidad entre la organización intrahospitalaria del IDI y los requerimientos de Bayer, no ha sido posible valorar una versión funcional.

Se han podido valorar de forma completa DoseWatch, tqm|Dose y DoseWise.

Todos ellos cumplieron con las necesidades mínimas para el IDI en cuanto al funcionamiento del registro de dosis. Los usuarios destacaron los puntos fuertes y débiles de cada software.

Conclusiones

Se ha elaborado un informe multidimensional acerca de los gestores de dosis que recoge también el resultado y experiencia de usuario de un conjunto de pilotos. Todos los programas que han, cumplen con las necesidades establecidas para el IDI.

ID: 01094
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Evaluación de los indicadores dosimétricos de la planificación VMAT en SBRT (AcurosXB vs AAA)

Jaume Molero Savall[1] , Ernest Luguera Sánchez[1] , Alex Melero Nogués[1] , Lluís Prats Cabacés[1]

1) Institut Català d'Oncologia - Hospital Germans Trias i Pujol - Badalona - Barcelona

Objetivos: en este trabajo evaluamos el efecto de los algoritmos de cálculo AcurosXB y AAA en los indicadores dosimétricos de los planes de radioterapia esterotáxica extracraneal de pulmón.

Materiales y método: el planificador Eclipse (Varian M.S.) incorpora en sus últimas versiones dos algoritmos de cálculo para haces de fotones: AAA y AcurosXB. AcurosXB ha sido desarrollado en base a la solución semianalítica de la ecuación de transporte de Boltzman y diferentes estudios han puesto de manifiesto su gran aproximación a los resultados de cálculo ofrecidos por MonteCarlo en medios de alta heterogeneidad.

El presente estudio se ha llevado a cabo sobre un conjunto de 30 pacientes tributarios de radioterapia esterotáxica extracraneal (SBRT). La prescripción de tratamiento fue de 60 Gy en 5 fracciones (12Gy/fx). La planificación se llevó a cabo mediante arcos dinámicos de intensidad modulada (VMAT) diseñada con dos hemiarcos de fotones de 6MV con optimización volumétrica y utilizando el algoritmo de cálculo AAA. Para cada uno de los casos, se evaluaron los principales indicadores dosimétricos referidos en protocolos internacionales. La calidad dosimétrica del plan refiere tanto a la cobertura del volumen blanco como a su influencia en los órganos de riesgo y tejidos sanos. Cada uno de los casos ha sido recalculado con el algoritmo AcurosXB, manteniendo la optimización y las unidades de monitor de los campos. Los indicadores dosimétricos han sido determinados y comparados con los valores obtenidos con el algoritmo AAA. Para valorar si las diferencias encontradas son estadísticamente significativas se ha aplicado el test *t* de *student* a ambas muestras ($p< 0.05$).

Resultados: se han evaluado un total de 25 indicadores dosimétricos para cada uno de los planes y casos objeto del estudio. El cálculo con AcurosXB revela una cobertura ligeramente menor del volumen blanco (PTV). Las dosis que cubren el 95% y el 98% del PTV resultan un (1.8±3.6)% y un (2.6±4.4)%, respectivamente, por debajo de las ofrecidas por el AAA. Por otro lado, los valores de D_2 y D_1 son superiores en el cálculo con AcurosXB, (1.91±0.94)% y (1.92±0.96)%, respectivamente. No se aprecian diferencias significativas en el índice de conformidad entre los dos algoritmos AcurosXB (1.01±0.12) y AAA (1.03±0.04). Los parámetros dosimétricos establecidos para evaluar la influencia del tratamiento en el tejido pulmonar sano, V_{20} y V_5, son ligeramente superiores en AcurosXB que los calculados con AAA. Para el V_{20} encontramos una diferencia del (3.3±1.5)% y para el V_5 del (1.6±6.3)%. Igual comportamiento se refleja en la dosis promedio al tejido pulmonar sano. En lo que se refiere a órganos o estructuras adyacentes, la dosis media a corazón y costillas calculada por AcurosXB es mayor: un (7.9±8.7)% y (2.11±1.05)%, respectivamente. No se han encontrado diferencias significativas en la dosis recibida por la médula espinal.

Conclusiones: los resultados obtenidos muestran que el algoritmo de cálculo AAA sobrestima la dosis recibida por el volumen blanco, en acuerdo con lo descrito por otros autores. La distribución de dosis altamente conformada que ofrecen los tratamientos con VMAT en SBRT de pulmón da lugar a índices de conformidad compatibles entre los algoritmos de cálculo AAA y AcurosXB. Las diferencias encontradas en la comparación de los índices dosimétricos evaluados con ambos algoritmos, aunque pequeñas, son estadísticamente significativas. Numerosos autores han puesto de manifiesto que el algoritmo AcurosXB se aproxima a las predicciones de dosis del estándar Monte-Carlo. Se ha implementado el uso en rutina del algoritmo AcurosXB para el cálculo de los

planes de SBRT pulmonar.

ID: 01170
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Detección de errores forzados en planes de VMAT mediante el uso del EPID

Domingo Granero Cabañero[1] , Luis Brualla González[1] , Aurora Vicedo González[1] , M. Trinidad Garcia Hernández[1] , Joan Rosello Ferrando[1]

1) ERESA-Hospital General Universitario de Valencia

Objetivo: Los tratamientos de radioterapia con VMAT se verifican habitualmente mediante métodos experimentales tales como la medida en puntos discretos con cámara de ionización, la dosimetría con películas, el EPID o cualquier otro método similar. En este estudio hemos analizado la capacidad de detección de errores en planes de tratamiento con VMAT del sistema formado por el EPID del acelerador lineal TrueBeam 2.0 con el software para dosimetría portal Epiqa v4.0.12 de EPIdos. Para ello hemos introducido diversos errores forzados en los planes de tratamiento de 5 pacientes diferentes tratados con VMAT analizando la capacidad del sistema para detectar estos errores.

Material y Métodos: Hemos seleccionado 5 pacientes diferentes, un tratamiento hipofraccionado de próstata+vesículas, un tratamiento hipofraccionado de próstata+vesículas+ganglios linfáticos, un paciente de cabeza y cuello con 3 niveles de dosis, una SBRT espinal y finalmente un tratamiento de los ganglios linfáticos paraaórticos. Los planes de tratamiento se diseñaron con uno o 2 arcos completos. Los errores forzados se introdujeron en el sistema de planificación Pinnacle usando unas macros realizadas en Excel. Se han irradiado en el acelerador TrueBeam 2.0 un total de 160 planes de tratamiento diferentes con errores forzados y se ha obtenido la dosis acumulada en el EPID para cada arco de tratamiento. Los errores en los planes de tratamiento introducidos fueron los siguientes: i) ángulo de colimador modificado 1º, 2º y 3º, ii) mordazas-X modificadas +2, +5, -2, y -5 mm, iii) mordazas-Y modificadas 5 y -5 mm, iv) el gantry modificado 2º en 4 puntos de control (CP) de forma aleatoria, 1º en 8 CP, 1º en todos los CP y finalmente 2º en todos los CP, v) las unidades monitor totales, esto es, la dosis total cambiada en un porcentaje del 1, 2, 3, 5 y 10%, vi) las unidades monitor en 4 CP se modificaron un 10%, en 8 CP un 10% y en un 20% en 8 CP, vii) la posición de las laminas se modifico de forma sistemática en todos los CP +0.5, -0.5, +1 y -1 mm, viii) en otros planes las laminas se modificaron en cada CP de forma aleatoria con un máximo desplazamiento de la posición original de 1, 2 y 5 mm y finalmente ix) las laminas se modificaron de forma aleatoria con un máximo desplazamiento de 1, 2, 5 y 10 mm pero usando el mismo desplazamiento en todos los CP para una determinada lamina. Se ha comparado la dosis medida con el EPID con la calculada por el sistema de planificación Pinnacle v9.10 colapsando los planes de VMAT y usando el software Epiqa. Hemos obtenido el gamma 3%/3mm, 2%/2mm y 2%/1mm de estas comparaciones de dosis medida/dosis calculada. También hemos buscado de forma visual diferencias entre la dosis obtenida con el EPID y la calculada por Pinnacle.

Resultados: El análisis de los datos muestra que ciertos errores forzados pueden ser detectados, tales como los errores en el giro de colimador, algunos de los errores en las mordazas X e Y, los errores introducidos por los errores de las laminas con un desplazamiento sistemático, los planes con una diferencia en la dosis del 3, 5 y 10%. Algunos errores introducidos en los planes son muy difíciles o imposible de detectar, tales como, los planes con diferentes UM en algunos puntos de control, los planes con diferentes posiciones de gantry, los planes con diferencias de dosis totales pequeñas del 1 y 2%, y algunos planes con errores aleatorios pequeños en la posición de las laminas en cada punto de control.

Conclusiones: El uso del EPID aS1200 del acelerador TrueBeam 2.0 con el software Epiqa es capaz de detectar ciertos errores en los planes de tratamiento con VMAT, sin embargo, muchos otros de los errores introducidos son indetectables con este tipo de sistemas. Todo esto hace del EPID un sistema dosimétrico útil para el control de calidad de los planes de tratamiento con VMAT.

ID: 01179
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Importancia de la dosimetría pre y post tratamiento en el tratamiento del hipertiroidismo con I-131

David Jiménez Feltström[1] , Francisco Manzano Martínez[1] , Manuel Muñoz Espejo[1] , María José Hungría Estévez[1] , Cristina Ponce Herrera[1]

1) Hospital Vithas Xanit Internacional

OBJETIVO Y APORTACIÓN ORIGINAL

En el tratamiento del hipertiroidismo con yodo radiactivo es frecuente la administración de actividades fijas. Como la anatomía y fisiología de cada paciente es distinta, esto implica que distintos pacientes reciben dosis absorbidas en tiroides muy distintas. Lo más grave del asunto es que muchos pacientes reciben dosis muy por encima de la necesaria para alcanzar el éxito terapéutico, violando así criterios ALARA. Por ello, la dosimetría previa al tratamiento es imprescindible.

La dosimetría posterior al tratamiento no solo sirve para cerciorarse de que la dosis absorbida finalmente en la tiroides va a ser igual a la planificada en la dosimetría previa. Además, puede servir para corregir desviaciones en la curva de captación respecto a lo planificado.

Por este motivo, en nuestro hospital intentamos llevar a cabo dosimetrías previas y posterior al tratamiento. Para ello utilizamos un software propio que simplifica de forma notable cada paso del proceso.

MATERIAL/MÉTODOS

Se ha desarrollado un software propio (Thyrdose) para la dosimetría interna en el hipertiroidismo tratado con I131. Una versión preliminar de este software ya fue presentado en el Congreso SEFM/SEPR de Valencia de 2015. La nueva versión del programa la presentó el autor principal como parte de un trabajo de comienzo a la investigación (TCI) del Máster de Física Médica de la UNED (Dosimetría previa y posterior al tratamiento en pacientes hipertiroideos tratados con I-131 mediante una nueva aplicación informática). En la última versión se ha implementado además la posibilidad de utilizar imagen cuantitativa de gammacámara para la dosimetría, como alternativa al uso de una sonda de captación.

RESULTADOS

En la versión anterior de Thyrdose, las curvas de captación se obtenían a partir de medidas en el paciente con una sonda de captación. En esta nueva versión se puede utilizar de forma alternativa imágenes de gammacámara. El programa utiliza el método de las imágenes conjugadas y para ello admite la adquisición de parámetros específicos de la gammacámara como son curvas de sensibilidad, factores de buildup, correción por atenuación y dispersión, etc.

Normalmente, las curvas de captación de actividad en tiroides en la dosimetría previa y posterior al tratamiento son muy parecidas. Sin embargo, hemos tenido casos en el que la curva post tratamiento era inicialmente muy diferente a la obtenida en la dosimetría previa. Tras consultar con el paciente concluimos que esto se debía a cambios de hábitos y fue posible corregir los resultados invitando al paciente a beber abundante agua, con lo que, aunque las curvas de captación fueron distintas, su integración, y con ello la dosimetría, fueron coincidentes con lo planificado.

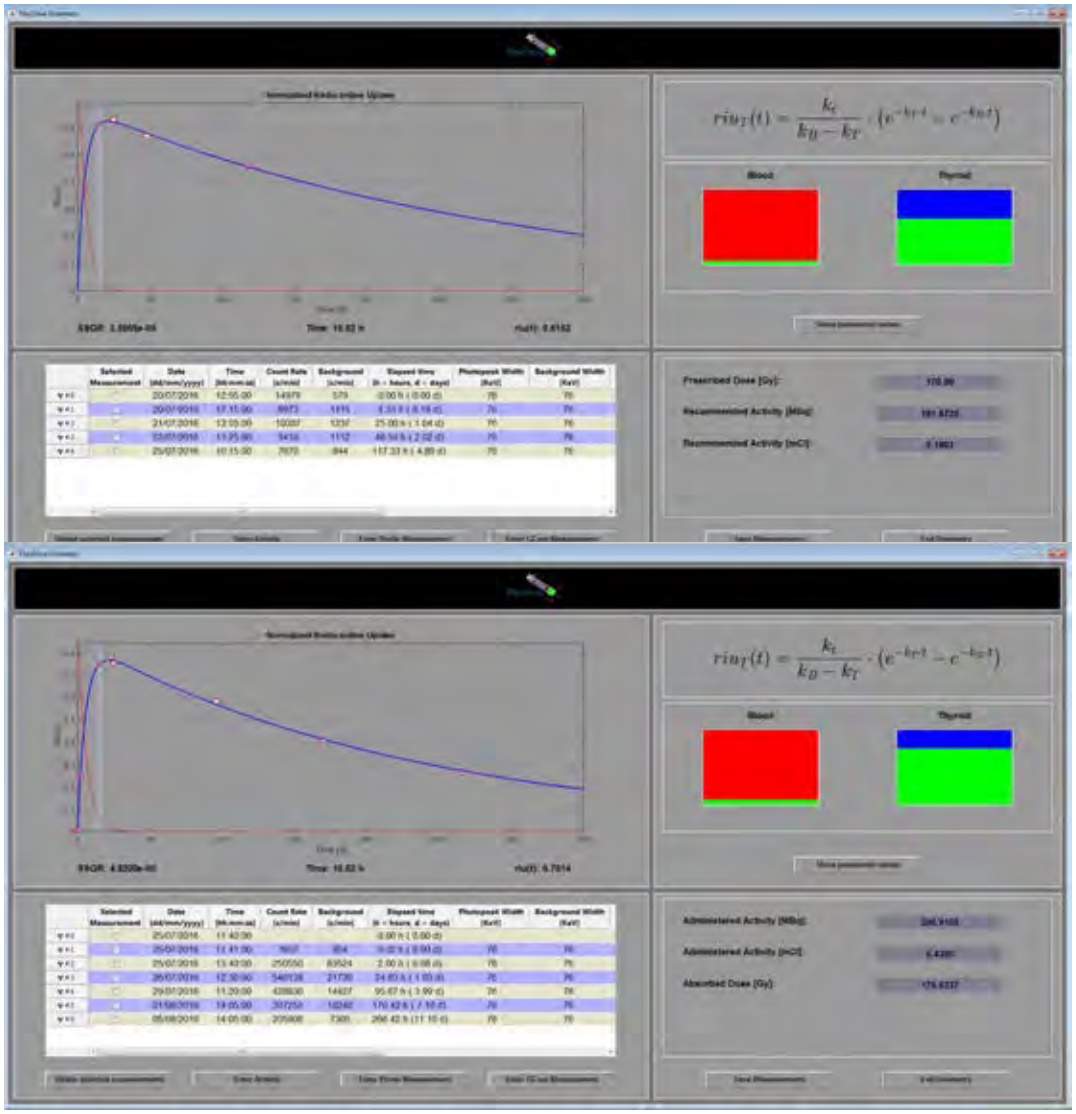
En la figura 1 observamos la curva de captación de la dosimetría previa y en la figura 2 la correspondiente curva

en dosimetría post. Comentar que, aunque en el tratamiento del hipertiroidismo conseguir un paciente hipotiroideo se considera un éxito terapéutico, en nuestro centro intentamos dejar al paciente eutiroideo, y para ello se suele prescribir dosis entre 150 y 170 Gy en tiroides (según recomiendan las guías europeas de la EANM).

CONCLUSIÓN

La dosimetría previa al tratamiento resulta imprescindible para optimizar la actividad que hay que administrar al paciente para alcanzar un éxito terapéutico minimizando así la dosis absorbida en tiroides y en tejido sano. Esto es llevado a cabo en nuestro hospital por un físico médico, lo que será requisito necesario cuando entre en vigor la nueva normativa EURATOM 2013/59.

La dosimetría posterior al tratamiento es igual de importante, ya que nos permite verificar que el tratamiento va según lo planificado, y de no ser así, nos ofrece la posibilidad de intentar corregir la curva de captación para que la dosis absorbida en la tiroides sea igual a la planificada en la dosimetría previa.



ID: 01189
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Evaluación del análisis gamma en diferentes sistemas basados en matrices de detectores

Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Sofía García Repiso[1] , Javier Sánchez Ruipérez[1] , Álvaro A. Fernández Lara[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Noelia Suárez Álvarez[1] , Carlos Martín Rincón[1] , Enrique de Sena Espinel[1]

1) Servicio de Radiofísica y P. R. Complejo Asistencial de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca

Objetivo

Según recomendaciones, es necesario realizar un control de calidad personalizado del plan del paciente cuando su tratamiento se imparte con técnicas de intensidad modulada. Existe una gran variedad de sistemas de medida diseñados para dicho control, basados principalmente en matrices de detectores (diodos o cámaras). Las distribuciones de dosis medidas y calculadas se evalúan utilizando el índice gamma. Dicho análisis proporciona resultados diferentes según el sistema detector utilizado para las mismas distribuciones de dosis, planteando una problemática al verse comprometidos los criterios de aceptación según el detector. El objetivo es estudiar la dependencia de estas variaciones, y cómo están condicionados los resultados según las características dosimétricas de cada plan de tratamiento. Para ello se han evaluado, con 3 arrays diferentes, 20 pacientes con distintas localizaciones, dosis por fracción y técnica de planificación.

Material y métodos

A) *Equipo de irradiación*:

Los planes se han irradiado en un acelerador Clinac DHX (Varian), calculados con el planificador Eclipse v10.0 y con algoritmo Acuros XB.

B) *Equipamiento de medida*:

-MatriXX Evolution con MULTICube (IBA Dosimetry):

- 1020 cámaras plano-paralelas abiertas de 0.08 cm^3.
- Área de detección: 24 x 24 cm^2.
- Resolución: 7.619 mm.

-Octavius 4D con 2D Array 1500 (PTW):

- 1405 cámaras de ionización abiertas de 0.06 cm^3.
- Área de detección: 27 x 27 cm^2.
- Resolución: 7.07 mm.

-Octavius 4D con 2D Array 1000^{srs} (PTW):

- 977 cámaras de ionización con líquido de 0.003 cm^3.
- Área de detección: 10 x 10 cm^2.
- Resolución: 2.5 mm.

C) *Tipos de análisis*:

Los análisis de las distribuciones con MatriXX se realizan con el software OmniPro I’mRT. Este array no gira solidario con el gantry, por lo que sólo proporciona la distribución de dosis en un plano coronal, donde se sitúan las cámaras.

Para Octavius 4D se usa el software Verisoft y la matriz de detectores gira solidariamente con el gantry, de forma que la radiación siempre es perpendicular a la misma. Se obtiene una distribución volumétrica de dosis 3D dentro del maniquí, reconstruida a partir de las distribuciones 2D registradas, los ángulos de irradiación y los PDD que tiene el detector definidos. En este caso, el análisis gamma puede ser más completo, pudiéndose hacer un gamma local o global, 2D o 3D y evaluar cualquier plano o el volumen completo.

Para la comparación entre los 3 arrays, el análisis gamma se realiza con los mismos parámetros, aplicando sobre el plano coronal un gamma global 3%-3mm, y un umbral del 10%.

Además se comparan los 2 arrays del Octavius de forma más precisa, evaluando la distribución volumétrica completa. En este caso el análisis gamma además es local y 3D.

Resultados

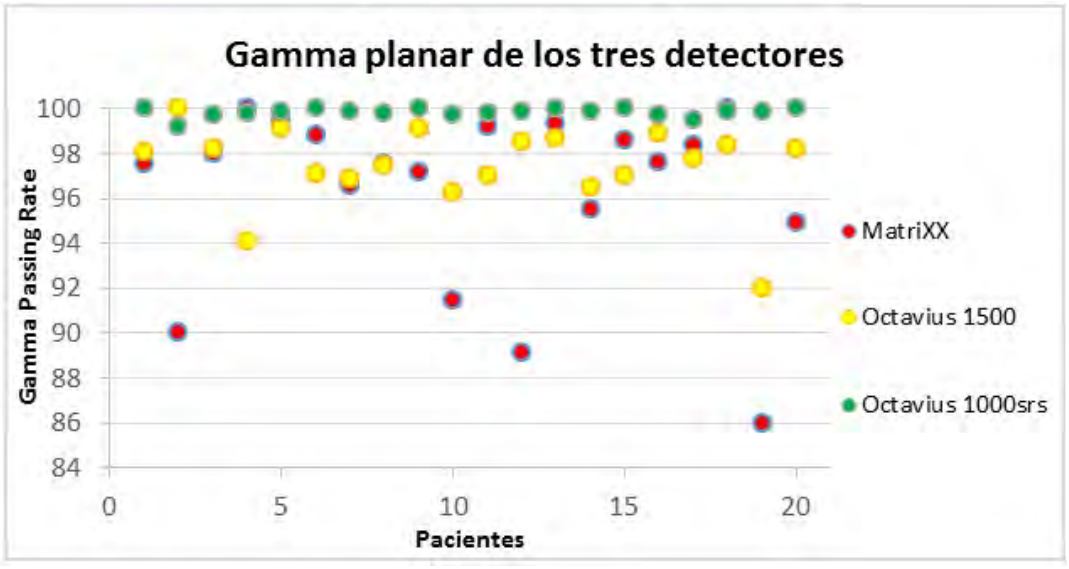
Los 20 casos evaluados comprenden distintas localizaciones, fraccionamientos y complejidades (campos estáticos, VMAT y/o arcos conformados). Los resultados de los análisis para el gamma global 2D del plano coronal se muestran en la fig. 1, obteniéndose un valor medio para *gamma passing rate (*Número de puntos que cumplen/Número de puntos totales x 100) de 96.2% para MatriXX, 97.5% para Octavius 1500 y de 99.8% para Octavius 1000^{srs}.

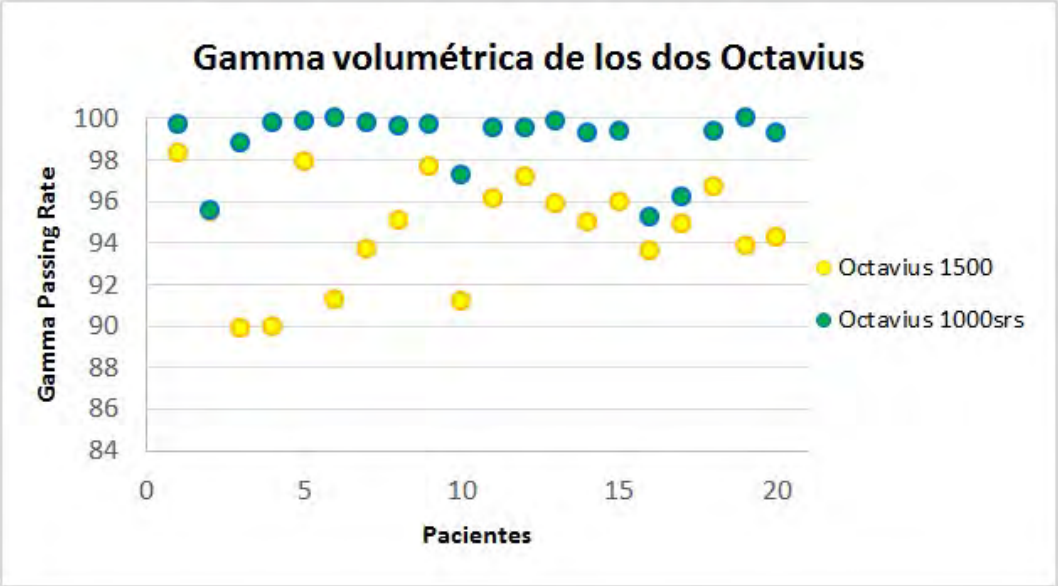
La fig. 2 muestra la comparación entre los dos arrays del Octavius. Se obtiene un valor medio de *gamma passing rate* de 94.7% para Octavius 1500 y de 98.9% para Octavius 1000^{srs}.

Conclusiones

En cualquiera de los casos se observa que no existe relación entre los parámetros de la planificación (fraccionamiento, localización o técnicas utilizadas) y la variación de resultados en el análisis gamma.

El porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma aumenta cuando aumenta la resolución del array, de forma que planes que no pasarían el control de calidad con un array sí lo harían con otro de mayor resolución. Por lo tanto, hay que determinar un criterio del *gamma passing rate* que sea acorde a la resolución del detector utilizado, siendo más estricto cuanto mayor sea dicha resolución.




Gamma volumétrica de los dos Octavius
Gamma Passing Rate
100
98
96
94
92
90
88
86
84
0
5
10
15
20
Pacientes
Octavius 1500
Octavius 1000srs

ID: 01301
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Análisis dosimétrico geant4 vs TPS Pinnacle en regiones con elevados gradientes de densidad física

Álvaro Perales Molina[1] , Miguel A. Cortés Giraldo[1] , Héctor Miras del Río[2] , Jose Antonio Terrón León[2] , Mónica Ortiz Seidel[2] , Rafael Arráns Lara[2] , María Isabel Gallardo Fuentes[1]

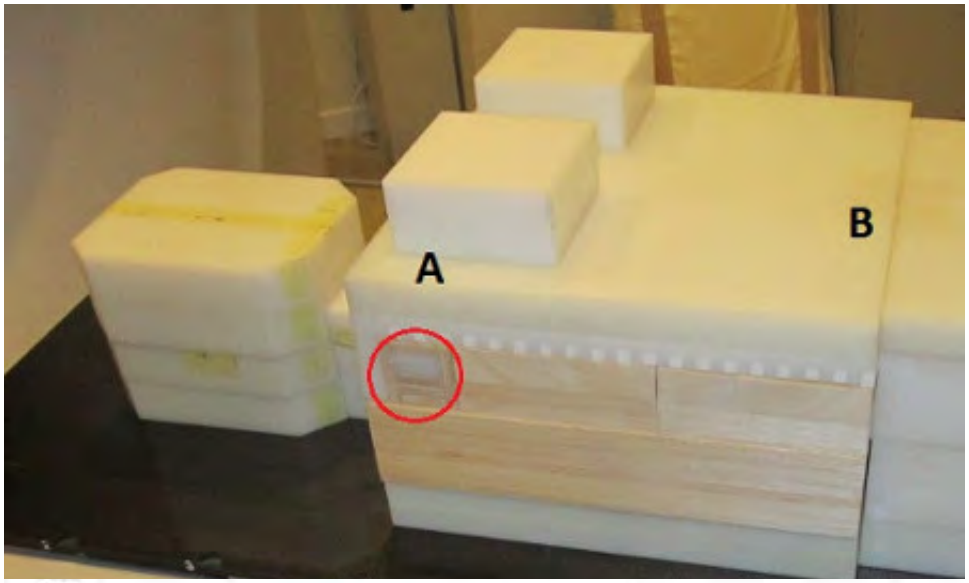
1) Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Facultad de Física, Universidad de Sevilla, Sevilla. 2) Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla.

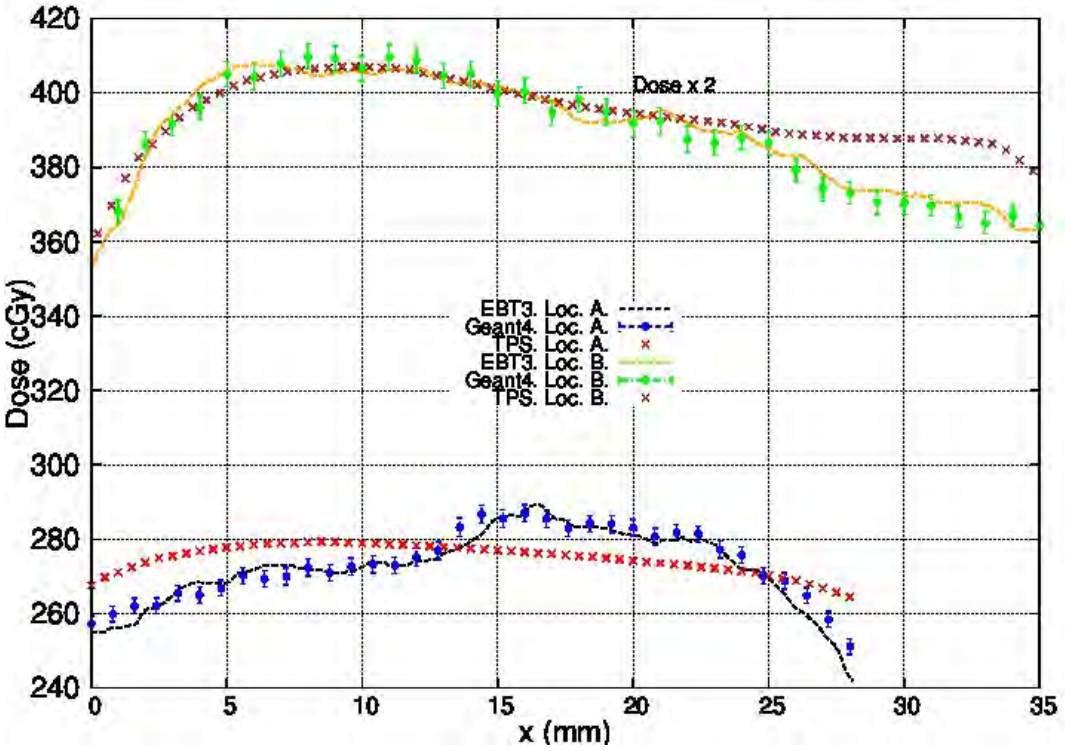
Objetivo: Comparar la exactitud y precisión espacial y dosimétrica respecto a medidas experimentales del cálculo Monte Carlo (MC), a través de la plataforma geant4, frente al algoritmo de cálculo de un planificador comercial (TPS) para gradientes de densidad física extremos, empleando un maniquí antropomórfico compuesto por materiales que permiten establecer las condiciones heterogéneas requeridas en el estudio.

Material/Métodos: El maniquí (figura 1) recrea la región del toráx con láminas de teflón y polietileno y usa madera de balsa como material pulmón. Presenta un cubo (señalado con un círculo rojo en la figura 1) de 6 cm de arista, compuesto por dos láminas de madera de balsa y dos de polietileno (tejido tumoral) para efectuar medidas dosimétricas. Se emplearon planificaciones conformadas a las láminas objetivo, con incidencias cuyos pesos oscilan entre el 20% y 30% del total de Unidades Monitor administradas (310 UM). Irradiamos recortes de película radiocrómica, dispuestos entre las láminas tumor, en dos localizaciones del maniquí (marcadas en la figura 1): (A) Lateralizada en la frontera con aire y (B) lateralizada cercana a la región pelvis. Las irradiaciones se llevaron a cabo en un acelerador Siemens Oncor perterneciente al Hospital Universitario Virgen Macarena. Los recortes de película fueron escaneados con el escáner comercial Epson 10000XL y se les aplicó la corrección multicanal. Los cálculos dosimétricos en el TPS Pinnacle, con el algoritmo *Collapsed Cone*, se hicieron con una rejilla de cálculo de 2 x 2 x 2 mm^3. En el código geant4 se construyó la geometría del maniquí y del detector, a través de sus clases geométricas, simulando $2*10^{10}$ eventos por planificación en un clúster línux y empleando un tamaño de vóxel de 0.8 x 0.8 x 0.028 mm^3. La incertidumbre dosimétrica de los cálculos realizados estuvo entre 0.7%-0.9%. En ambas localizaciones se compararon perfiles en la dirección de movimiento del multiláminas, centrados en las distribuciones de dosis calculadas y medidas.

Resultados: Para la localización A (figura 2) encontramos una mayor concordancia entre medidas experimentales y valores calculados con geant4, siendo las desviaciones dosimétricas máxima, mínima y media 2.14%, -1.29% y 0.20% respectivamente; mientras que frente al TPS encontramos 6.12%, -4.48% y 1.72%. Atendiendo a la localización B (figura 2), los valores calculados con geant4 se asemejan más a los valores experimentales. Las diferencias máxima, mínima y media entre valores de dosis son 1.48%, -1.33% y -0.3% respectivamente, mientras que en el caso de comparar con el TPS son 5.25%, -1.26% y 0.45%. Los datos calculados y medidos para la localización B fueron multiplicados por 2, para que estuvieran representados en la figura 2 sin interferir con los valores de la otra localización. En ambas ubicaciones la tendencia del perfil experimental es reproducida con mayor fidelidad con los datos MC, apareciendo un comportamiento contrario del TPS tanto en la localización A, respecto a la ubicación del máximo de dosis y penumbras, como en la localización B (caída distal).

Conclusión: En condiciones de alto gradiente de densidad física los cálculos del TPS presentan desviaciones, respecto a valores experimentales, de hasta un 6%. Los cálculos MC con geant4 ofrecen una mayor exactitud en el comportamiento del perfil y en las dosis calculadas. Es significativo promover los cálculos MC en situaciones clínicas donde estén presentes incrementos de densidad física considerables entre tejidos, pues las desviaciones de los valores de dosis calculados por el TPS, respecto a los valores reales, podrían implicar incertidumbres en las probabilidades de control tumoral (TCP) y complicación en tejido sano (NTCP) asociadas a paciente.


A
B


Dose x 2
EBT3. Loc. A.
Geant4. Loc. A.
TPS. Loc. A.
EBT3. Loc. B.
Geant4. Loc. B.
TPS. Loc. B.
Dose (cGy)
x (mm)
420
400
380
360
340
320
300
280
260
240
0
5
10
15
20
25
30
35

ID: 01322
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Comparación de medidas para SRS con detector de centelleo, microdiamante y diodo

Javier Sánchez Ruipérez[1] , Álvaro A. Fernández Lara[1] , Noelia Suárez Álvarez[1] , Sofía García Repiso[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Miguel Angel Díez Gallego[1] , Carlos Martín Rincón[1] , Enrique De Sena Espinel[1]

1) Servicio de Radiofísica y P. R. Complejo Asistencial de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca

Objetivo

En radiocirugía estereotáxica (SRS) los campos de radiación tienen dimensiones muy pequeñas, por lo que los detectores empleados deben tener una alta resolución espacial para poder medir de manera precisa las penumbras de los campos. En este trabajo se realiza una comparación de las medidas realizadas para conos con detector de centelleo, microdiamante y diodo. Se estudia también la viabilidad del detector de centelleo para verificar tratamientos con campos pequeños.

Material y métodos

Las medidas se han realizado en un acelerador Clinac DHX (Varian) con MLC 120 Millenium empleando una cuba MP3 (PTW). Se han utilizado dos conos del fabricante BrainLab de diámetros 6.5 y 7 mm.

Se han empleado tres detectores: un diodo TM 60017 (PTW) con un volumen sensitivo de 0.03 mm^3 y radio de 0.6 mm; un detector de diamante microDiamond 60019 (PTW) con un volumen sensitivo de 0.004 mm^3 y radio de 1.1 mm; y por último, un detector de centelleo Exradin W1 (Standard Imaging) con un volumen sensitivo de 2 mm^3 y radio de 0.5 mm. Este último está compuesto de una fibra de centelleo plástica equivalente a agua con respuesta lineal en dosis e independiente de la energía, y lleva asociado un electrómetro específico Supermax (Standard Imaging).

Las medidas de los PDDs se han realizado a una distancia SSD de 98.5 cm, con fotones de 6 MV, las mordazas a 2.6cmx2.6cm y gantry y colimador a 0º. La resolución es de 1 mm para profundidades menores de 5 cm y de 5 mm a partir de 5 cm.

Las medidas de los perfiles se han realizado en las mismas condiciones pero a SSD de 92.5 cm y profundidad de 7.5 cm, y con una resolución de 2 mm

Se tomaron 2 medidas en cada posición a tasa estable y duración 15 segundos.

Resultados

En la gráfica 1 se muestra una comparación de los PDDs normalizados.

Los máximos de los PDDs para los detectores son similares. En el cono de 6 mm, los máximos se encuentran a 11 mm para detector de centelleo y el diodo y a 10 mm para el microdiamante. Respecto al cono de 7.5 mm, el máximo se encuentra a 12 mm para el detector de centelleo, a 11 mm para el diodo y a 10 mm para el microdiamante. Se observa que a profundidades grandes apenas existe diferencia entre detectores. Sin embargo, la pendiente es menor con el cono de 7.5 mm. La diferencia para profundidades menores que el máximo aumenta a medida que nos acercamos a la superficie, alcanzando un 24% para el diodo y un 31% para el microdiamante respecto al de centelleo.

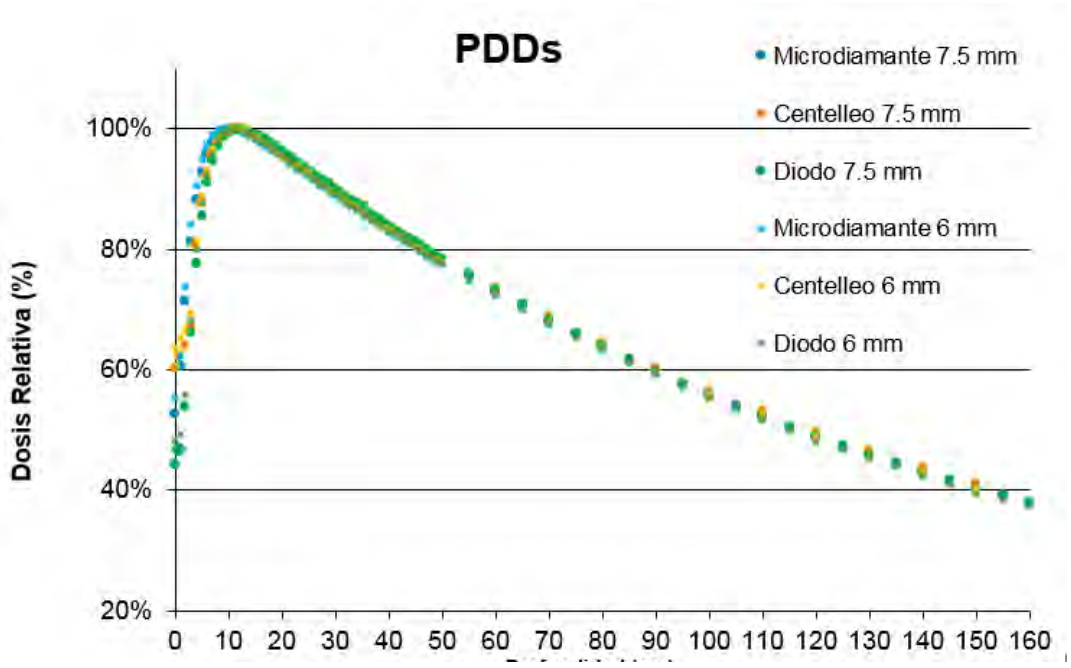
En la gráfica 2 se ha realizado una comparación de los perfiles corregidos por el CAX. Los valores obtenidos del FWHM apenas se diferencian entre los detectores (diferencia de 0.01 mm) y el valor de las penumbras es de 1.80 mm para el microdiamante, 1.4 mm para el diodo y 1.41 mm para el detector de centelleo para el cono de 6 mm,

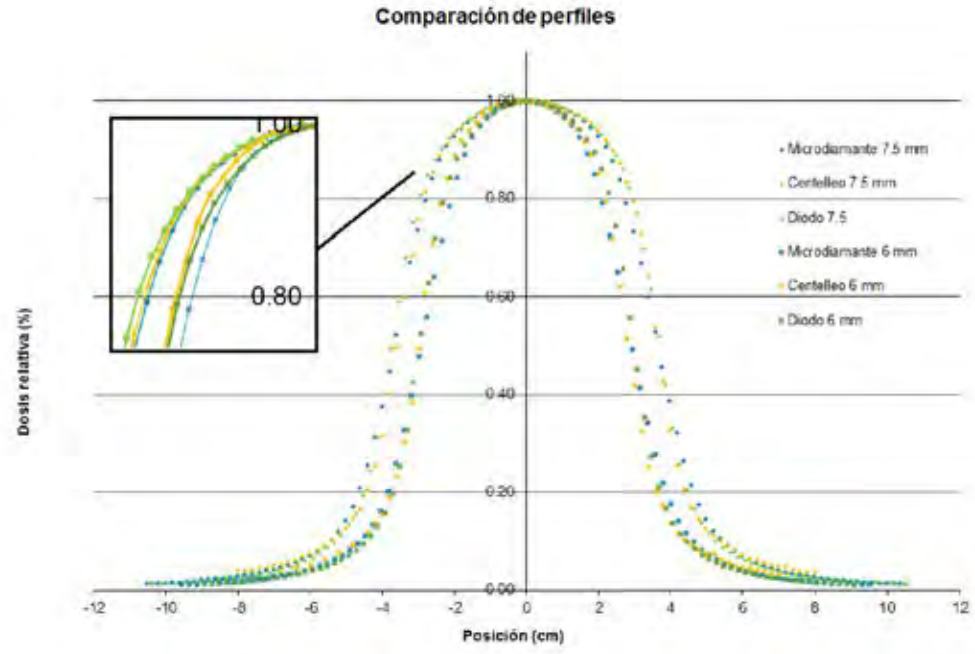
siendo por lo tanto mayores para el microdiamante. Como se observa en la gráfica 2, en los límites del campo de radiación el microdiamante es el que muestra mayor resolución debido a su menor volumen sensitivo, seguido del diodo.

Conclusiones

En las medidas de los PDDs, la posición del máximo en los tres detectores es muy similar. A grandes profundidades no existe diferencia entre detectores. Sin embargo dicha diferencia es significativa en la zona de *build-up*.

En los perfiles, el valor de FWHM es casi idéntico. La principal diferencia entre detectores se observa para la región del límite del campo de radiación. Ahí es donde el detector de centelleo realiza un pequeña sobreestimación del ancho debido a que es el que mayor volumen sensitivo tiene. Debido a la similitud de respuesta de los detectores se demuestra la viabilidad del uso clínico del detector de centelleo en verificaciones de tratamientos de SRS.





ID: 01386
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física médica (I)

Metodología de gestión de dosis en radiodiagnóstico utilizando programas de desarrollo propio

Julio Almansa López[1] , Diego Burgos Trujillo[1] , Cristina Forastero Rodriguez[1] , Jonathan Suárez Arteaga[1] , Ana Dolcet Llerena[1] , Eduard Massana Melchor[1] , Juan Luis Osorio Ceballos[1]

1) Complejo Hospitalario Universitario de Granada

Objetivo

Describir la metodología desarrollada para implementar un sistema de gestión de dosis hospitalario mediante la utilización de programas de desarrollo propio (scripts). De esta forma se consigue sin necesitar programas informáticos comerciales, la posibilidad de trabajar en optimización de procedimientos y en el control de incidencias asociadas a los equipos.

Como avance importante permite el análisis y establecimiento de niveles de referencia locales con los que contribuir al establecimiento de las regionales y en su caso de las nacionales.

Material y métodos

Se han utilizado como herramientas para montar el sistema y desarrollar los scripts:

- Lenguaje de desarrollo Perl v 5.24.
- Librerías DICOM dcmtk v 3.6.1. En particular las herramientas “storescp” para crear un nodo DICOM, “dcmodify” para eliminar la información de la imagen de las exploraciones recibidas, y “dcmdump” y “dsrdump” para realizar un volcado de la información DICOM a formato ASCII para así poder procesar la información con los scripts.

Par la implementación de este programa de gestión se establecieron los siguientes requisitos y/o objetivos:

- Sin coste de licencias
- Programas configurables en cuanto a los parámetros a obtener (kVp, mA, t, DAP, CTDI, DLP, ...)
- Rapidez de procesado (Por ejemplo: 4000 estudios CT en < 30 minutos)
- Resultados analizables en forma de hojas de cálculo a discreción del usuario.
- Modalidades incluidas: CT, XA, MG, DX, RF, CR, ...
- Obtención de información dosimétrica: preferentemente mediante el ánalisis de los Informes Estructurados de Dosis (RDSR – Radiation Dose Structure Report) y accesoriamente mediante el ánalisis de la información contenida en las imágenes (modalidades MG, DX, RF, CR, ...)
- Implementación de herramientas adicionales, como por ejemplo, el cálculo de dosis glandular media de forma normalizada para distintos equipos mamográficos a fin de poder realizar comparación entre ellos.

No se han incluido en el proyecto:

- Modalidades obsoletas TAC que únicamente informan la dosis mediante capturas de pantalla de dosis o

que ni siquiera informan de esta forma.

- Modalidades de intervencionismo que no soportan la generación de informes estructurados de dosis.
- Modalidades de radiología convencional (CR) que no incluyen en la propia imagen información sobre la técnica empleada.

En la figura 1 se describen los flujos de información y programas desarrollados.

Cabe destacar la existencia de dos vías de obtención de la información dosimétrica, la primera mediante el envío automática de los RDSR desde el PACS al nodo creado por nosotros, y la segunda mediante la petición y descarga de las imágenes deseadas, que son aligeradas a su recepción mediante la eliminación del tag “(7fe0, 0010) - Pixel Data” . La clasificación de la información recibida se produce en tiempo real y el análisis se realiza a discreción del usuario.

Resultados

Como ejemplo de los resultados obtenidos se muestra en la figura 2 el inicio de la información extraída para distintas modalidades (CT, XA, MG, ...) y ambas fuentes de obtención de la información de dosis (RDSR e imágenes)

Conclusiones

Se ha mostrado que es posible, de forma sencilla, cumplir con una parte importante de los requisitos que establece la Directiva 59/2013/EURATOM referente a la gestión de dosis en radiodiagnóstico. Es posible, además, lograr este proposito utilizando únicamente herramientas disponibles gratuitamente y de fácil acceso desde cualquier unidad de Sistemas de Información hospitalaria o unidad de Física y Protección Radiológica.

Por último, se pone a disposición a través de la Sociedad Española de Física Médica y de la Sociedad Española de Protección Radiológica los scripts desarrollados así como de indicaciones de instalación y uso.



Fig. 1: Esquema del flujo de obtención de la información de dosis y tratamiento y extracción de los parámetros de interés en función de si se dispone de RDSR o únicamente de imágenes.



Fig. 2: Diversas capturas de pantalla mostrando la salida del procesado (RDSR e imágenes) de mamografía, estudios TAC, estudios de intervencionismo. También se muestra un ejemplo de importación de estos datos en una hoja de cálculo.

Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: Física Médica (I)

Dosimetría interna en tratamientos con ^{90}Y. Pruebas preliminares para el cumplimiento de la normativa.

Luis Nuñez Martín[1], Alfredo Montes Uruén[1], Carmen Escalada Pastor[1], Virginia Álvarez Sánchez[1], Raquel Barquero Sanz[2], Mónica Hernández Hernández[1], Juan Ignacio Lagares González[3], José María Gómez Ros[3], Pedro Arce Dubois[3], Montserrat Moraleda Chaves[3]

[1] Hospital Universitario Puerta de Hierro, c./ Joaquin Rodrigo 1, 28022 Majadahonda (Madrid)
[2] Hospital Clínico Universitario de Valladolid, Av. Ramón y Cajal 3, 47003 Valladolid
[3]CIEMAT, Av. Complutense 40, 28040 Madrid

Introducción

La dosimetría interna en tratamientos con radioisótopos es una exigencia establecida ya en la Directiva EURATOM 97/43 y de nuevo en la Directiva 2013/59 (Capítulo VII, artículo 56.1 dedicado a la optimización) cuya entrada en vigor será a principios de 2018.

La determinación de la dosis absorbida en los tejidos del paciente en este tipo de radioterapia, siguiendo un procedimiento análogo al usado en radioterapia con haces externos, precisa resolver la cadena de procesos que allí se presenta.

Según esto, es necesario disponer de información de la distribución del radiofármaco en el organismo. Esto se logra mediante los estudios de imagen, SPECT-CT y/o PET-CT auxiliados con TC y RM.

El objetivo del presente estudio preliminar, es calcular el depósito de dosis absorbida subsiguiente al del isótopo radiactivo en el caso de un tratamiento realizado con Y-90, con la intención de establecer un procedimiento de carácter general aplicable a casos reales con este tipo de radioisótopo.

Este trabajo forma parte de uno más amplio en que todos los factores en juego habrán de ser contemplados.

Materiales y métodos

Se ha utilizado un estudio SPECT-TC de un caso patológico real de hígado, donde se ha utilizado una gammacámara Infinia Hawkeye con estación de trabajo Xeleris.

El cálculo ha sido realizado utilizando un código MonteCarlo (MC) Gamos basado en Geant4, desarrollado en el CIEMAT, convirtiendo el resultado mediante un script en lenguaje Phyton, en una matriz de dosis con formato DICOM para poder ser exportado al sistema de planificación RayStation para el análisis de los resultados, utilizando las herramientas propias de un sistema de planificación avanzado.

1. De forma previa a la realización del tratamiento con Y 90, tal como se procede de forma habitual, se realiza un SPECT-CT con macroagregados de Tc 99m para simular el comportamiento de las microesferas de Y-90 .
2. El cálculo de la dosis absorbida se realiza por Montecarlo en base a la distribución obtenida con los macroagregados de Tc 99m, asumiendo que es la misma que se producirá en el tratamiento real con Y 90.
3. Finalmente se genera la matriz de dosis y se exporta al planificador RayStation, donde se analiza según el procedimiento habitual seguido en radioterapia externa.

Resultados

Los resultados dosimétricos, una vez exportados al sistema de planificación RayStation, han podido ser analizados anatómicamente utilizando la herramienta de fusión de imágenes, trasladando la distribución obtenida a partir de la imagen SPECT a la imagen TC, así como realizar el cálculo de los histogramas acumulativos de dosis (ver Figura 1).

Discusión

Se ha presentado una primera aproximación a la compleja tarea del cálculo de dosis en distribuciones internas de radioisótopos.

Se ha transformado a dosis absorbida, la actividad detectada del radiofármaco por el SPECT, trasladándola a las imágenes TC para su análisis. La observación de la distribución de la dosis absorbida tanto a nivel del tumor como de los órganos y zonas sanas y de riesgo, permite determinar los puntos calientes e infradosificaciones que sirven para valorar, de forma previa al tratamiento, la adecuación del mismo.

El procedimiento seguido es generalizable a otras modalidades de imagen, pudiéndose extender a estudios de PET-CT y RM.

Se debe resaltar, para este tipo de radioisótopo, la importancia de MC en el cálculo de la dosis en pulmones, donde el alcance de los electrones es mayor que en el hígado.

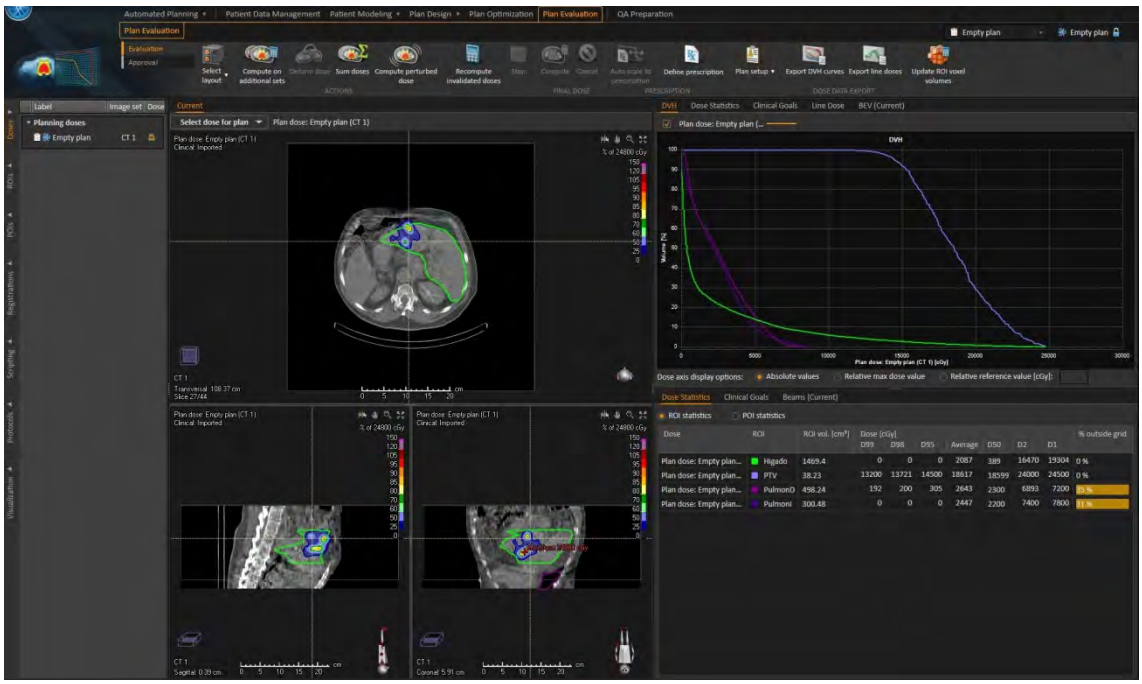


Figura 1. Distribución de dosis en hígado, trasladada a la imagen 3D de TC, con cálculo del HDV.

ID: 00901
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

DIEZ AÑOS DE DOSIMETRÍA OCUPACIONAL EN EL SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR DEL HOSPITAL LA PAZ

Zulima Aza Villarrubia[1] , Rodrigo Plaza Núñez[1] , Rafael Plaza Aparicio[1] , Concepción Huertas Martínez[1] , Carlos Ferrer Gracia[1] , Antonio Serrada Hierro[1]

1) Servicio Radiofísica - Radioprotección, Hospital Universitario La Paz

OBJETIVO

El objetivo de este trabajo es hacer una comparativa entre las dosis recibidas por los técnicos, personal de enfermería y radiofarmacéuticos durante los últimos 10 años en nuestro Servicio de Medicina Nuclear, con un equipamiento de cuatro gammacámaras desde 2003 y una vez el PET-TC fue instalado. Además se disponen de cuatro habitaciones habilitadas para tratamientos terapéuticos con tres enfermeros dedicados a ello exclusivamente, pero no se ha considerado su dosimetría personal.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han utilizado dosímetros termoluminiscentes de solapa, muñeca y anillo suministrados por centros de dosimetría autorizados. Los trabajadores utilizan dosímetros de solapa y muñeca desde que se abrió el Servicio en 1985, y de anillo desde 2003 con la apertura del PET-TC.

RESULTADOS

DOSIMETRÍA PERSONAL: Se muestran los valores medios anuales y la desviación estándar de 10 años, todo en mSv. Se han evaluado las dosimetrías de nueve técnicos (seis para elución de generador $^{99}Mo/^{99m}Tc$ y preparación de dosis individualizadas de radiofármacos y tres trabajando en PET-TC con ^{18}F), seis enfermeros (tres de ellos en inyección de radiofármacos y tres en PET-TC) y nueve radiofarmacéuticos (seis para manejo de radiofármacos y tres en PET-TC).

Técnicos	Cuerpo	Muñeca	Anillo
Elución del generador $^{99}Mo/^{99m}Tc$ y preparación de dosis individualizadas de radiofármacos	2,2±1,4	6,8±3,4	17,7±13,7
PET-TC (^{18}F)	2,6±2,0	6,7±2,4	20,4±18,7

Enfermeros	Cuerpo	Muñeca	Anillo
Inyección de radiofármacos	4,1±1,9	5,0±2,6	6,2±5,1
PET-TC (^{18}F)	3,5±1,6	5,1±2,1	14,6±7,8

Radiofarmacia	Cuerpo	Muñeca	Anillo
Manejo de radiofármacos	0,8±0,8	5,2±2,9	16,6±10,0
PET-TC (^{18}F)	0,8±0,8	9,1±7,2	29,2±12,6

Límites anuales para trabajadores expuestos

Dosis efectiva (cuerpo)

Dosis equivalente (manos)

* El límite de dosis efectiva para trabajadores expuestos será de 100 mSv durante todo período de cinco años oficiales consecutivos, sujeto a una dosis efectiva máxima de 50 mSv en cualquier año oficial (Real Decreto 783/2001)

CONCLUSIONES

- **Las dosis anuales medias** recibidas por los dosímetros de solapa coinciden con el 1/10 de los límites, exceptuando el personal de enfermería, quienes están por debajo del 3/10.
- **Los técnicos** utilizan mamparas plomadas cuando manejan Tc-99m y blindajes de plomo con F-18, y las dosis recibidas son similares en ambos casos. Se observa la existencia de un factor 3 de correlación entre dosis a cuerpo entero y muñeca, y entre dosis a muñeca y dosis en anillo.
- **El personal de enfermería** solo dispone de protectores de jeringa y la dosimetría en las manos lo refleja, siendo significativamente mayor la dosimetría de anillo en aquellos trabajadores que manejan F-18.
- Las dosis corporales recibidas por los **radiofarmacéuticos** muestran una buena protección, mientras que las dosis en muñeca y anillo son del mismo orden que las recibidas por los técnicos.

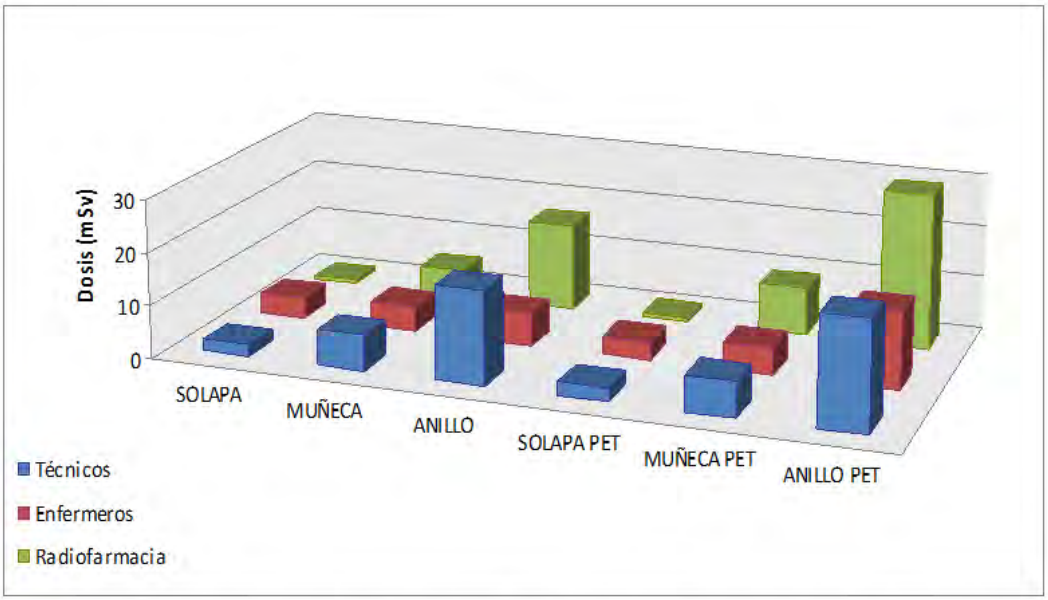


Figura 1: Dosimetría media anual de los distintos trabajadores del Servicio de Medicina Nuclear

ID: 01041
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

Caracterización de un Sistema Dosimétrico en el Centro de Láseres Pulsados Ultracortos (CLPU) basado en TLD chips

Javier Lozano Díaz[1] , José Francisco Benavente Cuevas[2] , Rafael Rodriguez Jimenez[2] , Jose Manuel Alvarez Pastor[1] , Luis Roso Franco[1] , José María Gomez Ros[2]

1) CLPU 2) CIEMAT

Objetivo.

El presente documento describe el proceso de caracterización y optimización del método para la determinación de dosis equivalente ambiental *H**(10) en el CLPU, usando dosímetros ambientales basados en TLD-700 y TLD-600, se han realizado los ensayos y estudios correspondientes a las siguientes actividades:

1) Optimización del Ciclo de Calentamiento, para cada uno del sistema utilizado.

2) Determinación de la dosis umbral.

3) Determinación del factor de Calibración.

4) Estudio de los siguientes valores de influencia:

    1. Linealidad y Reproducibilidad
    2. Estudio de la respuesta energética.

Por último, dentro del marco de la respuesta energetica, se presenta un estudo basado en la respuesta diferencial de ambos materiales, ante campos de radiación mixtos ?+n, usando distintos tipos de moderadores.

Estos ensayos se realiza, mediante el analilisis de la respuesta curva de luz thermoluminiscente (TL)

Materiales y Metodos.

Se utiliza, para este trabajo dos tipos de materiales TL, basados en Fluoruro de Litio:

a) Chip Detector TLD-600, ^{6}LiF:Mg,Ti.

b) Chip Detector TLD-700, ^{7}LiF:Mg,Ti.

Se usa para la determinación de la curva de luz termoluminiscente, un lector Thermo ***Harshaw 4500.***

Para el análisis de estas curvas, se usa una aplicación desarrollada especificamente en el Ciemat para CLPU (*Figura 1).* Este software se ha probado en otras instalaciones, pero se está usando por primera vez para el análisis de curvas con radiación pulsada, por lo que también se le dotará de mejoras y ampliaciones específicas.

Se realizarán una serie de irradiaciones para la caracterización del sistema con distintos radioisótopos y apoyadas con una batería de irradiaciones con aceleradores clínicos LINAC.

Conclusiones.

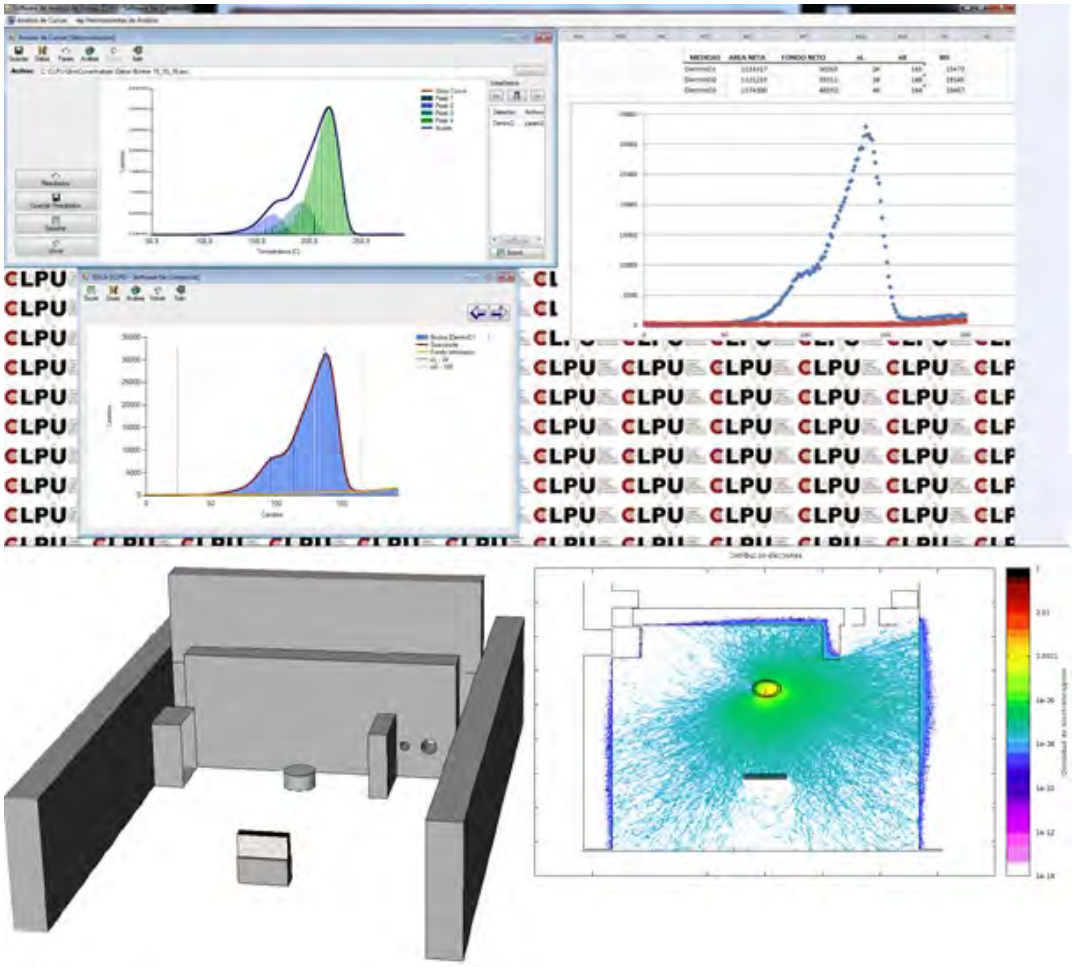
La necesidad de realizar este trabajo de caraterización dosimétrica se basa en la demostración experimental de que los láseres de alta intensidad pueden utilizarse para producir haces de campos mixtos acelerados a altas energías en espacios reducidos, por tanto, disponer de un sistema dosimétrico bien caracterizado para la instalación, es esencial para disponer de una configuración de blindaje apropiada en consonancia con los principios de radioprotección.

Resultados previos.

Se ha realizado una campaña de medidas de caracter comparativo entre distintas clases de detectores, cámaras de ionización **FHT 190** y **FHT 192-10**, **TLD-700** del CLPU; y también **TLD-100 y GR-200**, provenientes del Servicio de Dosimetria de Radiaciones Ionizantes CIEMAT. Estas medidas han sido coherentes entre los diversos institutos, además se han apoyado todas ellas en previas simulaciones con código Montecarlo con el software **FLUKA**, (*Figura 1).*

Tabla I. Taba de Irradiaciones diseñadas para la caraterización del sistema dosimetrico del CLPU.

Ensayo	Fuente	Dosis	Material
Definicion Ciclo	Ciclo lineal en 60 seg	**	TLD - 700 TLD - 600
Calibración	Sr-90	3mSv	TLD - 700 TLD - 600
Linealidad y Reproducibilidad	Sr-90	[100µSv, 1Sv]	TLD - 700 TLD - 600
Respuesta Energetica	Cs-137	3mSv	TLD - 700 TLD - 600
Respuesta Energetica	LINAC RX [6 MV]	3mSv	TLD - 700 TLD - 600
Respuesta Energetica	LINAC RX [6 MV,18 MV]	6mSv	TLD – 700 [Moderador] TLD – 600 [Moderador] TLD – 600 [Chasis]
Respuesta Energetica	LINAC RX [6 MV,15 MV]	6mSv	TLD – 600 [Chasis]



ID: 01181
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

Evaluación de la respuesta dosimétrica de dosímetros pasivos personales basados en tecnología OSL

María del Carmen Pujades Claumarchirant[1] , Cristian Candela Juan[1] , Ángela Soriano Cruz[1] , Juan Diego Palma Copete[1] , Jorge Vilar Palop[1] , Juan José Rovira Escutia[1] , Irene Más Muñoz[1] , Juan Carlos Ruiz Rodríguez[1] , Jose Manuel Martínez Masmano[1] , Victoria Mestre de Juan[1] , Nieves Llorca Domaica[1]

1) Centro Nacional de Dosimetría (CND), Instituto de Gestión Sanitaria, 46009 Valencia

(1) Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original

En los últimos años han aparecido nuevos dosímetros basados en la luminiscencia estimulada ópticamente (OSL), que presentan la ventaja de poder ser leídos varias veces. La guía IEC 62387 [1] establece los requisitos que ha de satisfacer todo sistema de dosimetría personal y ambiental de integración pasiva. En este estudio se evalúa la respuesta dosimétrica de los dosímetros personales InLight (Landauer) basados en tecnología OSL siguiendo la guía IEC 62387.

(2) Material/Métodos

Se han utilizado dosímetros InLight (Landauer, Inc., IL, United States) compuestos por cuatro detectores. La irradiación de los dosímetros se ha llevado a cabo en el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CND. Se ha evaluado: el coeficiente de variación, la linealidad de la respuesta con la dosis, la dependencia con el ángulo de incidencia de la radiación, la dependencia energética, la posibilidad de reutilización y la variación de la dosis con el tiempo tras la exposición.

(3) Resultados

El sistema cumple con los requisitos establecidos en la IEC 62387. En la Fig. 1 se muestran los resultados obtenidos para la prueba de la dependencia con la energía.

(4) Conclusión

El sistema evaluado cumple con los requisitos de la guía IEC 62387 para poder ser utilizado en dosimetría personal.

[1] International Electrotechnical Commission (IEC) 62387, Radiation protection instrumentation – Passive integrating dosimetry systems for personal and environmental monitoring of photon and beta radiation. Ed. 1.0, 2012.

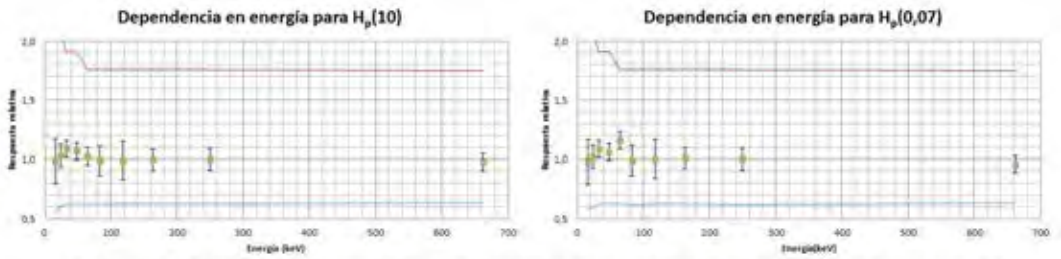


Fig. 1. Resultados de la dependencia energética para $H_p(10)$ (izquierda) y $H_p(0,07)$ (derecha), considerando como referencia la calidad N-300. Se muestran color rojo y azul los límites de tolerancia.

ID: 01275
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

CIEMAT-SERVICIO DE DOSIMETRÍA EXTERNA: PROCESO DE ACREDITACIÓN Y EXPERIENCIA TRAS 4 AÑOS ACREDITADO

ANA MARIA ROMERO GUTIERREZ[1] , RAFAEL RODRIGUEZ JIMENEZ[1] , JOSE LUIS LOPEZ MOYANO[1] , RAUL MARTIN GARCIA[1] , JOSE FRANCISCO BENAVENTE CUEVAS[1]

1) CIEMAT

OBJETIVO

En este trabajo se describe el proceso de acreditación del Servicio de Dosimetría Externa del CIEMAT (DPE) resaltando aquellos aspectos que requirieron mayor atención para garantizar el cumplimiento de los requisitos administrativos y técnicos de la norma ISO 17025. Los autores pretenden compartir su experiencia en dicho proceso y su valoración tras más de cuatro años como laboratorio acreditado por la Entidad Nacional de Acreditación (ENAC).

MATERIALES Y MÉTODOS

El DPE comprende dos laboratorios dedicados a la dosimetría personal (LDE) y a la dosimetría personal y de área (LDA), respectivamente. El servicio está autorizado por el CSN para realizar la dosimetría personal de la radiación externa desde 1984 (inicialmente con película fotográfica y, desde 1992, mediante dosímetros termoluminiscentes). El DPE lo forman 4 técnicos y 4 auxiliares y proporciona dosimetría a unos 1000 trabajadores expuestos y alrededor de 120 estaciones ambientales y de área.

En 2008, siguiendo la tendencia creciente en Europa de acreditar los servicios de dosimetría, el DPE emprendió el camino hacia la acreditación. El primer paso fue designar un responsable de calidad y crear un grupo de trabajo para el seguimiento periódico del proceso. También se decidió contratar los servicios de un auditor externo para realizar una auditoría inicial. Esta auditoría reveló que ya se daba cumplimiento a la mayoría de los requisitos técnicos de la norma, pero era necesario implementar mayor control en la gestión administrativa y generar evidencias de todos los procesos. El auditor identificó 38 puntos de mejora relacionados principalmente con el control de documentos y equipos, la validación de métodos, la medida de incertidumbres y el informe de resultados.

Durante los años 2009 a 2011 el trabajo se centró en documentar todo el sistema de calidad e implementarlo. Los aspectos que requirieron mayor atención fueron: el diseño del sistema de calidad; la elaboración de nueva documentación de gestión, personal y formación; la gestión de no conformidades, acciones preventivas y correctivas; la validación de los métodos y la estimación de la incertidumbre de medida.

En relación con la validación de los métodos fue necesario demostrar que los ensayos realizados en el proceso de autorización, más de 20 años atrás, seguían siendo válidos. Para ello se hizo un análisis de los factores de calibración, de la evolución de los controles de calidad diarios y de los resultados de participación en intercomparaciones.

Se realizó un cálculo detallado de la incertidumbre de medida siguiendo las recomendaciones internacionales y se diseñó un nuevo modelo de informe que cumpliese con los requisitos exigidos por ISO-17025.

Cabe destacar que en este proceso se generaron una gran cantidad de registros, administrativos y técnicos, y que ha sido necesaria la implicación de todo el personal del laboratorio para gestionar toda esa documentación.

RESULTADOS

Tras dos auditorías internas previas en 2010 y 2011, en 2012 el DPE obtuvo el certificado de acreditación ENAC.

La auditoría se realizó por 2 auditores durante 2 días y tan solo se detectaron 4 observaciones.

En 2016 y tras dos auditorías de seguimiento de ENAC en 2013 y 2014, el DPE ha pasado con éxito la auditoría de reevaluación confirmando así su competencia técnica en las actividades acreditadas.

La Tabla 1 presenta un resumen de las desviaciones detectadas en las auditorías.

CONCLUSIONES

Durante los más de 4 años de experiencia del DPE como laboratorio acreditado, se han identificado diversas ventajas y desventajas, con un balance positivo.

La principal ventaja es la sistematización de las tareas y la facilidad para demostrar la fiabilidad de los resultados tanto ante clientes como ante reguladores. El sistema de calidad facilita la revisión, actualización y mejora de la operación de los laboratorios.

Sin embargo, ha sido necesario un gran esfuerzo en la gestión de procedimientos y registros, cuyo número se ha incrementado notablemente.

Tabla 1. Resumen de las desviaciones detectadas durante las auditorías internas y externas

PRIMERA AUDITORIA INTERNA – 2010	
Requisito ISO/IEC 17025	***DESVIACIONES****
4.3 Control de los documentos	NC: Varios documentos técnicos no están controlados y/o aprobados
4.13 Control de los registros	NC: Algunos registros no incluyen la identidad del personal responsable
5.2 Personal	NC: La información sobre la cualificación del personal está obsoleta
5.4.5 Validación de los métodos	NC: Algunas actividades de validación no están documentadas
5.4.7 Control de los datos	NC: Algunas hojas de cálculo no están validadas ni protegidas
5.6 Trazabilidad de las mediciones	NC: No se realiza la evaluación de los certificados de calibración externos
5.9 Aseguramiento de la calidad	NC: El análisis de los resultados en intercomparaciones no está documentado
5.10.2 Informes de ensayo	NC: Los informes no incluyen toda la información requerida por la norma
SEGUNDA AUDITORIA INTERNA – 2011	
Requisito ISO/IEC 17025	***DESVIACIONES****
4.6 Compras de servicios y suministros	O: La información sobre algunas compras no está disponible
4.9 Control de trabajos no conformes	NC: En un caso, no se aplicó el procedimiento de control de no conformidades
4.13 Control de los registros	NC: Un registro en uso no está sometido a control documental
5.4.6 Estimación de la incertidumbre de la medición	O: No está disponible la estimación de la incertidumbre en la medida de $H^*(10)$
5.5 Equipos	O: Algunas actividades de mantenimiento no están registradas O: Algunas actividades de control de calidad no están planificadas
5.9 Aseguramiento de la calidad	O: En el LDA la frecuencia de participación en intercomparaciones no cumple el criterio exigido por ENAC
5.10.2 Informes de ensayo	O: El cargo del firmante no está incluido
AUDITORIA DE ACREDITACIÓN ENAC – 2012	
Requisito ISO/IEC 17025	***DESVIACIONES****
4.9 Control de trabajos no conformes	O: Los laboratorios no aplican completamente el procedimiento de gestión de no conformidades
5.2 Personal	O: El programa de cualificación del personal no está completamente descrito
5.4.4 Métodos no normalizados	O: En algunos casos, los ensayos no incluyen toda la información requerida o esta no está completamente descrita
5.10 Informe de los resultados	O: En algunos casos, los informes no incluyen toda la información requerida o esta no es suficientemente clara
AUDITORIA DE REEVALUACIÓN ENAC – 2016	
Requisito ISO/IEC 17025	***DESVIACIONES****
Todos	No se han detectado desviaciones

* NC: No conformidad; O: Observación

ID: 01305
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

ESTUDIO DE LA RESPUESTA DEL DOSIMETRO DE MUÑECA de cd EN HACES DE FOTONES Y HACES MIXTOS

Julia Muñoz Blasco[1] , Jordi Llansana Arnalot[1] , Joan Gultresa Colomer[1]

1) centro de dosimetria, s.l.

Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original
Valorar la respuesta[1] del dosímetro de muñeca en haces de RX y en haces mixtos de fotones y betas, estudiando la introducción de un detector poco filtrado para el cálculo de $H_P(0,07)$ en haces beta.

Material/Métodos
Usuarios: Un 27% de dosímetros de muñeca se utilizan en medicina nuclear y radiofarmacias pero únicamente un 5% sin combinación con dosímetro de anillo.

Sistema dosimétrico: Lectores RADOS, detectores TLD-100 (LiF: Mg,Ti [3.2x3.2x0.9]) dosímetro de muñeca MU2 con la configuración de uso habitual, igual a la del cuerpo entero (CE), y MU3 con un detector adicional en la ventana del portadosímetro.

Calibración[2] de la muñeca MU3 en el LSCD[3] en las calidades de: N20, N20 a 60º, N60, ^{90}Sr y ^{204}Tl sobre maniquí de columna. A partir de esta calibración y anteriores de MU2 y CE se establece la tabla de calibración para MU3, con un buen indicador de energía para N20 y radiación beta, mejorando el factor de calibración del ^{204}Tl.

Verificación: Se participa en la intercomparación IC2015ext organizada por EURADOS en 2015 con ambos modelos de dosímetro, MU2 para fotones y MU3 para haces mixtos.

Resultados
Respuesta en IC2015ext de los dosímetros MU2 y MU3 se muestra en la Figura-1. El sistema MU2 participó únicamente en el ámbito de fotones, pero mostramos también su respuesta en haces beta para evaluar la posible mejora al incluir el tercer detector en la ventana.

AQUI FIG.1

- El dosímetro MU2 cumple para todas las calidades de RX y fotones, y de acuerdo con lo esperado su respuesta no es satisfactoria para betas en las calidades del ^{85}Kr y ^{90}Sr a 60º.
- El prototipo MU3 cumple para todas las calidades RX y beta dentro de las condiciones de caracterización siguiendo la ISO 12794, pero al realizarse la intercomparación al amparo de la IEC 62387[4] incumple en la irradiación angular con ^{90}Sr a 60º
- En la intercomparación la irradiación angular con ^{90}Sr, se identificó como tal, pero al no haber introducido en el cálculo, ningún factor de corrección para irradiación angular con haces beta se aplicó el factor de calibración del ^{90}Sr establecido a 0º.

Verificación Resultados: La respuesta angular obtenida en la intercomparación para el ^{90}Sr se verificó en el LSCD[3] confirmando tanto el factor de calibración en uso como la respuesta angular obtenida.

AQUI FIG.2

Conclusiones

- Se confirma el dosímetro de muñeca en rutina MU2 como adecuado para la estimación de $H_P(0.07)$ en instalaciones con fuentes de irradiación tipo RX y fotones.
- El prototipo MU3 obtiene respuestas satisfactorias en el ámbito de la ISO 12794 permitiendo la discriminación de beta de baja energía ^{85}Kr.
- En la Figura 2 se muestran las diferencias de espesores entre la irradiación normal y angular a 60º, causa de la mala respuesta angular del ^{90}Sr. Para N20 las diferencias de espesores influyen del orden del 50% en su respuesta. Se estudiarán posibles mejoras en la caja del portadosímetro y en el algoritmo de cálculo introduciendo un factor de corrección por irradiación angular.
- La normativa para la caracterización de dosímetros de extremidades no diferencia anillos y muñecas, pero los requisitos han de ir ligados al uso del dosímetro. En la práctica un dosímetro de muñeca puede ser conveniente que sea robusto y fácil de procesar (tipo CE), ya sea como complemento del anillo o con un ámbito de aplicación restringido.

Referencias

[1] ISO 12794:2000. Individual thermoluminescence dosemeters for extremities and eyes.
[2] ISO 6980-3:2006. Calibration of area and personal dosemeters and the determination of their response as a function of beta radiation energy and angle of incidence
[3] LSCD del Instituto de Técnicas Energéticas (INTE) de la UPC - Barcelona
[4] IEC 62387:2012. Passive integrating dosimetry systems for individual, workplace and environmental monitoring of photon and beta radiation

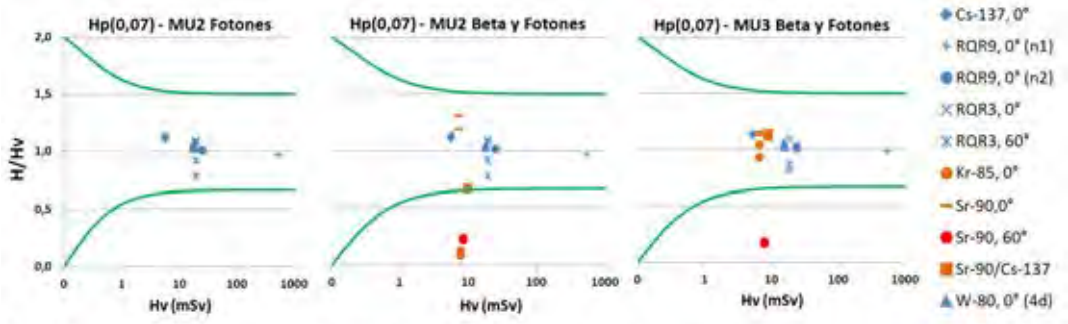


Figura 1. En color azul las respuestas para haces de Cs y RX a 0º; En color naranja las respuestas para betas e irradiaciones angulares; En rojo la respuesta para ^{90}Sr, 60º.

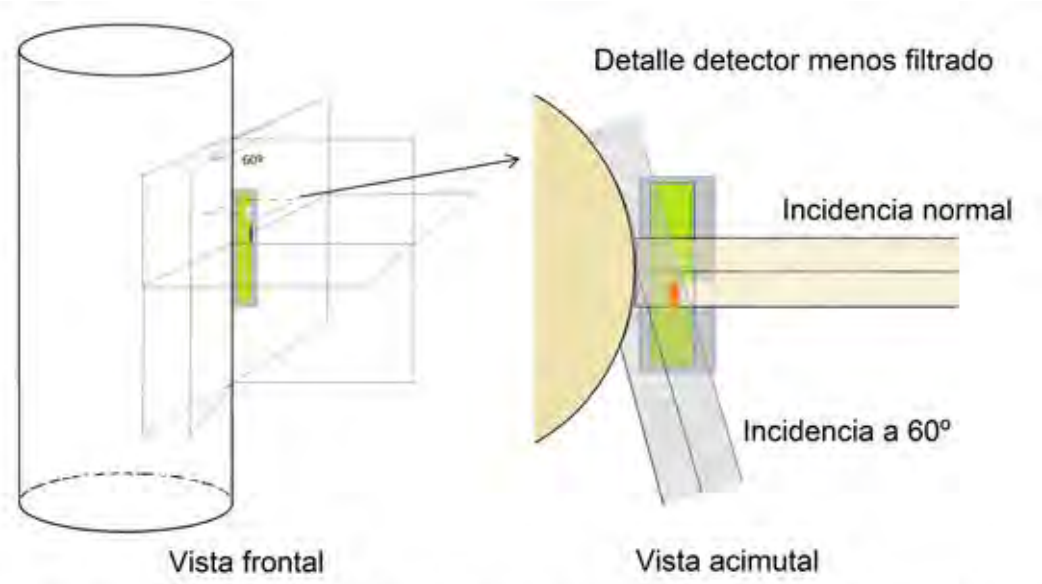


Figura 2. Esquema de la influencia de la irradiación angular respecto a la normal en el detector menos filtrado

ID: 00968
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

DOSIS DE REFERENCIA PARA EXPLORACIONES CONVENCIONALES EN PACIENTES PEDIÁTRICOS SEGÚN RANGO DE EDAD

Eva Cordón Montes[1] , Eva Domingo Santamaría[1]

1) ACPRO, SL

El objetivo del presente estudio es establecer dosis de referencia para diferentes exploraciones, centrándose en radiología convencional para pacientes pediátricos según rango de edades (Neonatos, 1-3 años, 4-7 años, 8-11 años y 12-15 años). Las exploraciones incluidas en el estudio son las que tienen establecido un valor de referencia para adulto en el anexo I del RD 1976/1999 (Abdomen AP, Lumbar AP/L, Cráneo AP/L, Pelvis AP, Tórax AP/L) y además Dorsal AP/L y Cervical AP/L. Para algunas de estas exploraciones, la Guía Europea EUR 16261 ya establece valores de referencia para edades comprendidas entre 5 y 7 años (Abdomen AP, Cráneo AP/L, Tórax AP/L) y para Neonatos (Pelvis AP y Tórax AP).

Se han recogido las características de trabajo utilizadas para estas exploraciones en centros tanto pediátricos como no pediátricos en los que ACPRO, SL como UTPR realiza los controles de calidad anuales de los equipos de radiodiagnóstico.

En función de las técnicas utilizadas, de los parámetros que caracterizan cada equipo (rendimiento y filtración) y de los factores de retrodispersión de cada exploración, se calcula la DSE (Dosis en la Superficie de Entrada) a partir del KASE (Kerma en Aire en la Superficie de Entrada).

Para cada exploración y rango de edad se establece como dosis de referencia el valor del tercer cuartil de la distribución de DSE.

Se observan diferencias en cuanto a dosis a paciente entre centros pediátricos y no pediátricos, principalmente debido a una selección más rigurosa de las características de trabajo en los centros especializados en pediatría.

Exploración	DSE 3er cuartil (mGy)					DSE referencia (mGy)		
	Neonatos	1-3 años	4-7 años	8-11 años	12-15 años	Neonatos	5-7 años	Adulto
Abdomen AP	0.15	0.51	0.63	0.89	1.43		1.0	10.0
Lumbar AP	0.39	0.83	0.93	1.30	1.58			10.0
Lumbar L	1.16	1.94	2.26	3.02	4.74			30.0
Cráneo AP	0.34	0.44	0.71	0.86	1.27		1.5	5.0
Cráneo L	0.23	0.43	0.56	0.75	1.15		1.0	3.0
Pelvis AP	0.25	0.51	0.87	0.89	1.42	0.2	0.9	10.0
Tórax AP	0.04	0.05	0.06	0.14	0.17	0.08	0.1	0.3
Tórax L	0.06	0.09	0.11	0.22	0.36		0.2	1.5
Dorsal AP	0.31	0.74	0.79	0.95	1.16			
Dorsal L	0.35	0.86	0.74	1.32	1.86			
Cervical AP	0.06	0.26	0.35	0.38	0.43			
Cervical L	0.12	0.32	0.58	0.59	0.47			
Valores provisionales a la espera de aumentar la estadística								

ID: 01290
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

INTERCOMPARACIONES EURADOS PARA DOSÍMETROS PERSONALES (2012-2015): RESULTADOS Y CONCLUSIONES

ANA MARIA ROMERO GUTIERREZ[1] , HANNES STADTMANN[2] , TOM GRIMBERGEN[3] , MARKUS FIGEL[4] , ANDREW McWHAN[4] , CHRISTIAN GÄRTNER[2]

1) CIEMAT, Dosimetría de Radiaciones, Avda Complutense 40, 28040-Madrid, España 2) Seibersdorf Labor GmbH, Radiation Protection Dosimetry, A-2444 Seibersdorf, Austria 3) NRG, Individual Monitoring, PO Box 9034, 6800 ES Arnhem, The Netherlands 4) Helmholtz Zentrum München, Auswertungsstelle, Otto-Hahn-Ring 6, D-81739 München, Germany 5) Cavendish Nuclear Limited, Berkeley Approved Dosimetry Service, A11 Berkeley Centre, Berkeley, Gloucestershire, GL139FB, United Kingdom

OBJETIVO

El European Radiation Dosimetry Group (EURADOS) comenzó en 2008 un programa autofinanciado de organización periódica de intercomparaciones (ICs) en el ámbito de la dosimetría personal externa. Este programa fue desarrollado con la intención de permitir a los servicios de dosimetría personal (SDP) comprobar su funcionamiento, comparar sus resultados con los del resto de servicios y mostrar su competencia ante organismos reguladores o de acreditación.

Hasta la fecha, se han organizado 5 ICs de dosímetros corporales para radiación beta y fotónica (IC2008, IC2010, IC2012, IC2014 e IC2016 –en curso-) y dos de dosímetros de extremidades ($IC2009_{ext}$ e $IC2015_{ext}$).

Los resultados de las IC2008, $IC2009_{ext}$ e IC2010 pueden consultarse en el *Libro de Trabajos del XIII CONGRESO SEPR*. En este trabajo se presentan los detalles, resultados y conclusiones de las intercomparaciones IC2012, IC2014 e $IC2015_{ext}$.

MATERIALES Y MÉTODOS

El programa de intercomparaciones se describe detalladamente en *Rad. Prot. Dosimetry, 170, pp. 90-94*. A modo de resumen, el proceso es como sigue: el Consejo de EURADOS designa un grupo organizador (GO) para cada intercomparación, uno de cuyos miembros actúa como coordinador. El GO decide el alcance la IC, define el plan de irradiación, solicita ofertas a los posibles laboratorios de irradiación - acreditados, siempre que sea posible-, ejecuta la intercomparación, analiza los resultados de los participantes, prepara los Certificados de Participación individuales y organiza una Reunión de Participantes.

El plan de irradiación se define de forma que los participantes puedan obtener información sobre la linealidad, reproducibilidad, dependencia energética y angular, y capacidad de medida en campos mixtos de su sistema dosimétrico.

Todos los datos son tratados de forma estrictamente confidencial por EURADOS y el GO analiza los resultados de forma anónima mediante un código de identificación de los participantes que tan sólo es conocido por el coordinador.

RESULTADOS

Durante la IC2012, se irradiaron 16 dosímetros corporales por cada participante con calidades fotónicas en términos de $H_p(10)$ y $H_p(0,07)$. Participaron 74 SDP de 30 países. Los participantes enviaron un 68% de dosímetros termoluminiscentes (TLD), un 14% de películas fotográficas, un 13% de dosímetros por luminiscencia ópticamente estimulada (OSL) y un 5% de dosímetros de otros tipos. Los resultados mostraron un buen funcionamiento en general de los servicios de dosimetría europeos con tan solo un 6% de resultados fuera de las curvas trompeta.

En la IC2014, la participación fue de 112 SPD de 35 países. Se irradiaron 20 dosímetros corporales por participante con calidades gamma, rayos X de espectro ancho y de radiodiagnóstico, en términos de $H_p(10)$ y $H_p(0,07)$. Como en la IC2012, los TLDs tuvieron una mayor participación, seguidos por los dosímetros de película y los OSL. Un 89% de los sistemas dosimétricos cumplieron los requisitos de la norma ISO 14146, que permite un 10% de puntos fuera de las curvas trompeta (Fig. 1).

En la $IC2015_{ext}$, se irradiaron 20 dosímetros de extremidades por cada participante con calidades fotónicas, incluyendo radiodiagnóstico, y beta en términos de $H_p(0,07)$. Se recibieron dosímetros de 52 SDP provenientes de 22 países con la siguiente distribución: de anillo (75%), de yema de dedo (8%) y de muñeca/tobillo (17%), diseñados para medir solo fotones (37%), fotones y beta (60%), o solo radiación beta (3%). Los resultados (Fig. 2) mostraron que el 57% de los servicios presentaron al menos un punto fuera de las curvas trompeta, por lo que se confirma la necesidad de mejorar las técnicas de medida de dosis en extremidades.

CONCLUSIONES

El creciente número de participantes en todas las IC confirma su necesidad y utilidad para los servicios de dosimetría europeos.

Las IC EURADOS prestan un servicio necesario para el conjunto de servicios de dosimetría europeos y contribuyen a la armonización de la dosimetría personal en Europa.

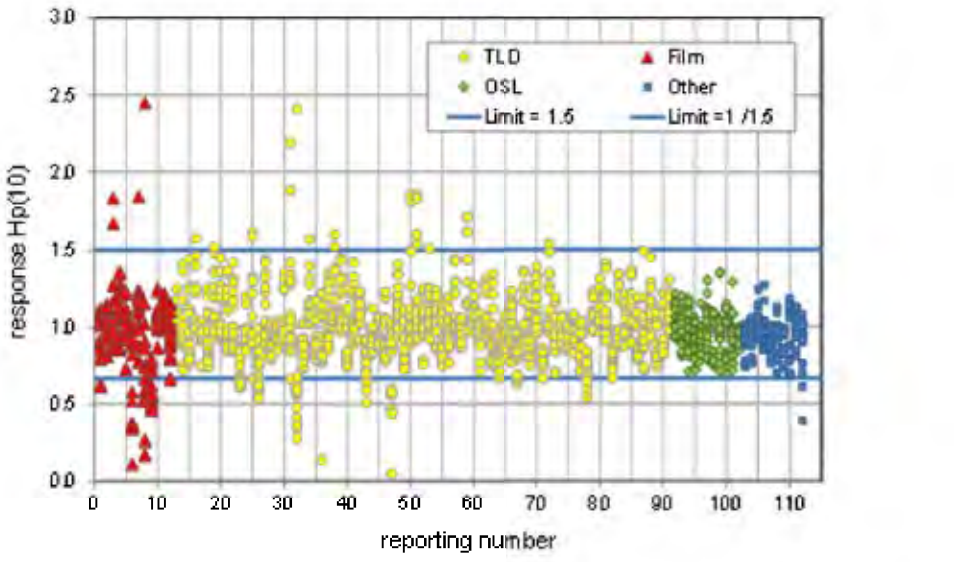


Figura 1. Resultados de la IC2014 por número anónimo de participante

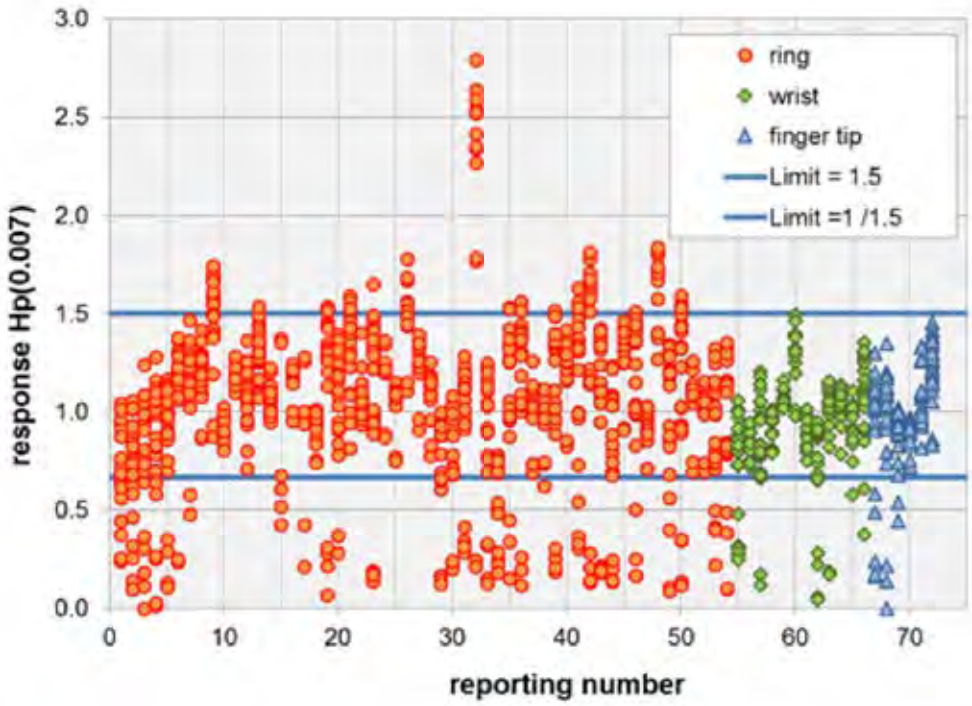


Figura 2. Resultados de la $IC2015_{ext}$ por número anónimo de participante

ID: 01306
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

Papel de la biodosimetría en el uso de 131I-mIBG en el tratamiento del neuroblastoma de alto riesgo

Alegria Montoro Pastor[1] , Natividad Sebastià Fabregat[2] , Julia Balaguer[1] , Jose Luis Loaiza[1] , Consuelo Olivas[1] , Juan Bautista[1] , Mar Adrià[1] , Blanca Ibáñez[1] , Vicente Pascual[1] , Juan Manuel Campayo[1] , Juan Ignacio Villaescusa[1] , Adela Cañete[1] , Victoria Castel[1] , Pilar Bello[1] , Irene Torres-Espallardo[1]

1) Hospital Universitario y Politécnico La Fe 2) Instituto de Investigación Sanitaria La Fe

Papel de la biodosimetría en el uso de 131I-mIBG en el tratamiento del neuroblastoma de alto riesgo

A. Montoro, N. Sebastià, J. Balaguer, J. L. Loaiza, C. Olivas, J. Bautista, M. Adriá, B. Ibáñez, V. Pascual, J. Campayo, J. Villaescusa, A. Cañete, V. Castel, P. Bello, I. Torres-Espallardo

Objetivos:

El neuroblastoma se presenta en niños menores de 5 años, siendo la supervivencia menor del 50% en los casos de alto riesgo, a pesar de tratamientos muy intensivos basados en quimioterapia, transplante de progenitores hematopoyéticos, cirugía, radioterapia e inmunoterapia. El radiofármaco (131) I-metayodobencilguanidina (131I-mIBG) ha demostrado mejorar el tiempo de supervivencia, especialmente en los casos en los que se administra a una dosis cercana a 4 Gy a cuerpo entero. Esta dosis suele provocar aplasia medular, por lo que precisan reinfusión de progenitores hematopoyéticos, y es necesario no rebasarla por el riesgo de segundos tumores y otras toxicidades asociadas. Actualmente la mIBG se está administrando de forma secuencial en dos sesiones. La actividad para la primera sesión se calcula a partir del peso del paciente. Para la segunda, se basa en la estimación de la dosis recibida a cuerpo completo en la primera sesión. El objetivo de este trabajo fue aplicar la biodosimetría para estimar la dosis a cuerpo entero en las dos sesiones de tratamiento de mIBG, y compararla con los valores de la dosimetría física.

Material y métodos:

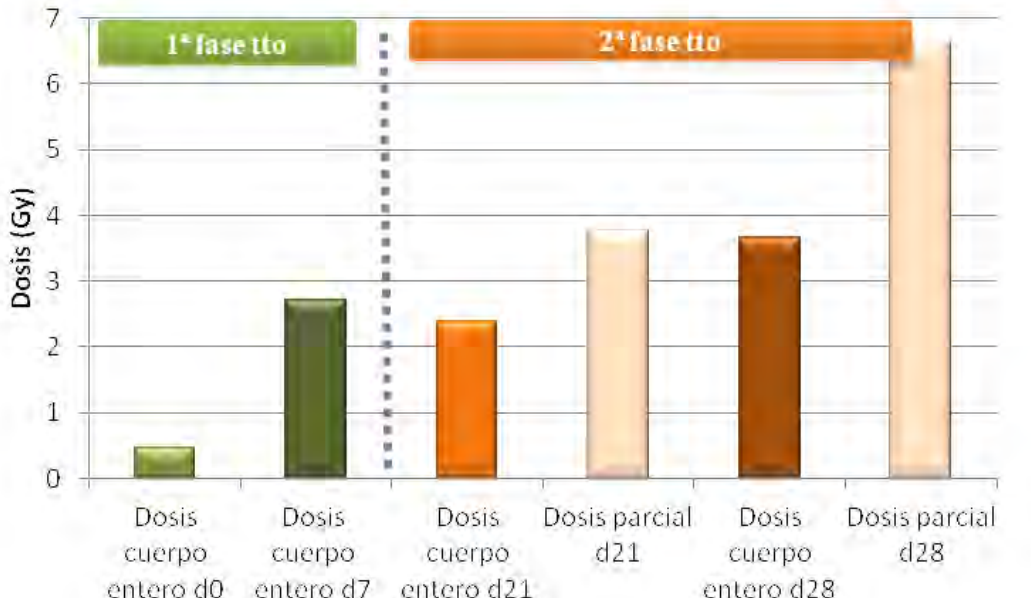
Para la biodosimetría se utilizó el ensayo de cromosomas dicéntricos, considerado el biomarcador *gold-standard* en biodosimetría (OIEA 2011). Se tomaron muestras de sangre periférica de un paciente tratado con 131I-mIBG en cuatro momentos del tratamiento: antes de recibir la primera dosis del radiofármaco (d0), a los 7 días de la primera dosis (d7), antes de recibir la segunda dosis del radiofármaco (d21) y a los 7 días de recibir la segunda dosis (d28). El cultivo de las muestras de sangre y el análisis citogenético se realizó según Montoro et al. (2005). La dosis a cuerpo entero se realizó a partir de la frecuencia de dicéntricos en 100 metafases y el software Chromosomal Aberration Calculation Software (CABAS) utilizando la curva de calibración dosis-efecto de Montoro et al. (2005). Respecto a la dosimetría física, la dosis a cuerpo entero se estimó según el esquema MIRD y para el ajuste de la curva de tiempo-actividad se utilizaron expresiones bi-, tri- y pentaexponencial.

Resultados: La Tabla 1 muestra la frecuencia de dicéntricos en cada momento del tratamiento y las dosis a cuerpo entero estimadas por la biodosimetría y la dosimetría física. En la primera fase de administración del radiofármaco (d0-d7), se estimó una dosis de 0,47 Gy (IC: 0,12-1,01) para el d0, probablemente debido a que el paciente fue expuesto a cierta dosis de radiación ionizante por diagnóstico y tratamiento médico, y 2,71 (IC: 2,56-3,51) para el d7. Para la segunda fase del tratamiento, las dosis a cuerpo entero estimadas fueron 2,38 (1,63-3,24) para el d21 y 3,67 (IC: 2,64-4,83) para el d28. En la Figura 1 se refleja el aumento de la dosis a cuerpo entero ocasionado por la primera administración de la 131I-mIBG, cómo esta dosis sigue estimándose en el día 21 y el aumento ocasionado por la segunda dosis del radiofármaco. De igual forma, se muestran las dosis parciales estimadas por el software según la distribución de dicéntricos.

Conclusión: Las dosis a cuerpo entero estimadas por biodosimetría muestran el mismo comportamiento que las estimadas por dosimetría física, a pesar de no obtener los mismos valores, tal y como esperábamos debido a las diferencias existentes entre las dos técnicas de estimación de dosis. El estudio de un número mayor de pacientes

permitiría establecer una correlación entre ambos métodos y determinar el papel de la biodosimetría en el tratamiento del neuroblastoma con 131I-mIBG.

Tabla 1. Frecuencia de dicéntricos, dosis estimada a cuerpo entero y parcial por biodosimetría y a cuerpo entero por dosimetría física en los distintos momentos del tratamiento con 131I-mIBG.



Etapa tratamiento	Biodosimetría			Dosimetría física
	Frecuencia dicéntricos	Dosis a cuerpo entero	Dosis parcial	Dosis a cuerpo entero
d0 (antes 1ª 131I-mIBG)	0,03 (0,017)*	0,47 (0,12-1,01)**		
d7 (7 días desde la 1ª 131I-mIBG)	0,44 (0,066)*	2,71 (2,56-3,21)**		1,44
d21 (antes 2ª 131I-mIBG)	0,35 (0,097)*	2,38 (1,63-3,24)**	3,77	
d28 (7 días desde la 2ª 131I-mIBG)	0,75 (0,194)*	3,67 (2,64-4,83)**	6,63	0,85 (2,29***)

*Error estándar
** 95 % nivel de confianza inferior y superior
*** Sumatorio de las dosis estimadas tras las dos administraciones de 131I-mIBG

ID: 01358
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

Análisis de los fondos radiactivos naturales medidos por el CND a nivel de institución

Jorge Vilar Palop[1] , Juan José Rovira Escutia[1] , Irene Mas Muñoz[1] , Cristian Candela-Juan[1] , Ángela Soriano Cruz[1] , Juan Diego Palma Copete[1] , Mari Carmen Pujades Claumarchirant[1] , Juan Carlos Ruiz Rodríguez[1] , Jose Manuel Martínez Masmano[1] , Victoria Mestre de Juan[1] , Nieves Llorca Domaica[1]

1) Centro Nacional de Dosimetría

Objetivo:

El Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) en su guía de requisitos para los servicios de dosimetría personal (SDP) establece que “en la determinación de las dosis totales recibidas por los trabajadores expuestos no se incluirán las dosis recibidas debidas a fondo radiactivo natural”. En el mismo documento fija como “nivel de registro para dosis equivalente profunda [Hp(10)] y dosis equivalente superficial [Hp(0,07)] el valor de 0,10 mSv/mes”. [1]

Desde 2003, el Centro Nacional de Dosimetría (CND) determina niveles de fondo radiactivo natural a nivel de cada provincia del territorio español mediante un procedimiento propio aprobado por el CSN.

La heterogeneidad de los fondos radiactivos naturales dentro de cada provincia podría provocar que, en casos puntuales, la estimación de Hp(10) para un dosímetro no expuesto a radiación (salvo fondo) superara el nivel de registro.

El objetivo de este estudio es analizar datos de fondo radiactivo natural a nivel de institución (hospital, centro de salud…) y compararlos con los datos provinciales para identificar en qué circunstancias un dosímetro no expuesto podría superar el nivel de registro.

Material/Métodos:

Para la estimación de los fondos radiactivos naturales de cada institución se analizan las lecturas entre enero de 2001 y diciembre de 2016 de todos los dosímetros de solapa enviados al CND con Hp(10) inferiores a 0,6 mSv/mes. Excluimos del análisis aquellos servicios en los que pudiera existir contaminación radiactiva (medicina nuclear, radioterapia y laboratorios RIA).

Calculamos el fondo radiactivo natural de cada institución como la moda de su distribución de lecturas, asumiendo una distribución log-normal y descartando aquellas instituciones con una muestra insuficiente.

Para cada una de estas instituciones se resta el fondo provincial aceptado y se determina el número de meses a partir del cual un dosímetro tendrá un valor de Hp(10) diferente de fondo a pesar de no haber sido irradiado.

Resultados:

Se analizaron un total de 4.061.283 dosis, pertenecientes a 485 instituciones (máximo 97.436, mínimo 286) de las 52 provincias del territorio español.

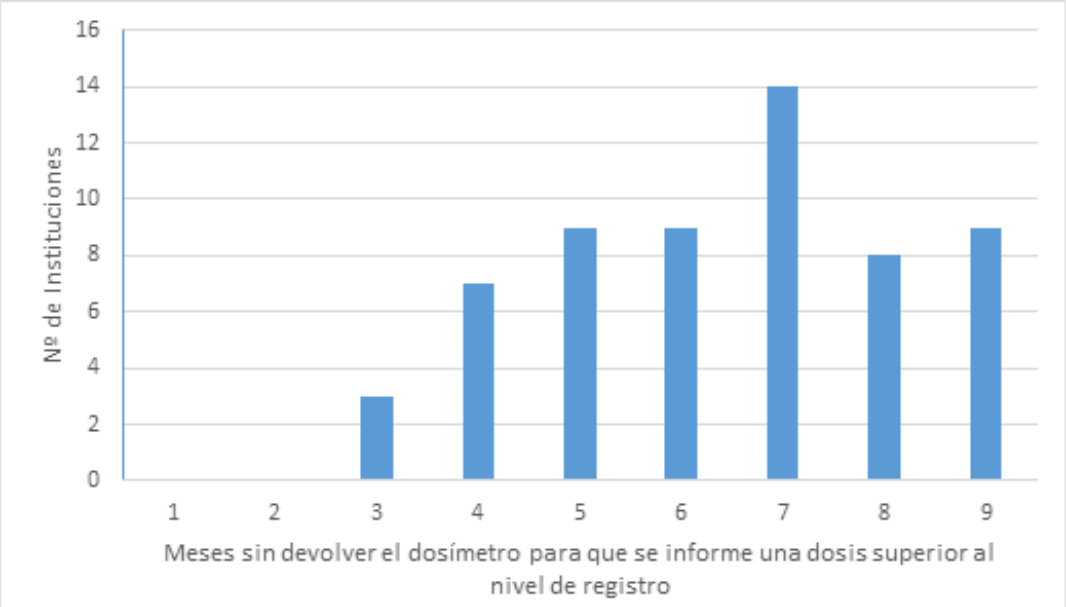
Del total, 59 instituciones (12%) superarían el nivel de registro tras 9 meses, distribuidas tal y como se aprecia en la figura 1. La figura 2 muestra estos mismos resultados como valores de dosis asignados a los dosímetros.

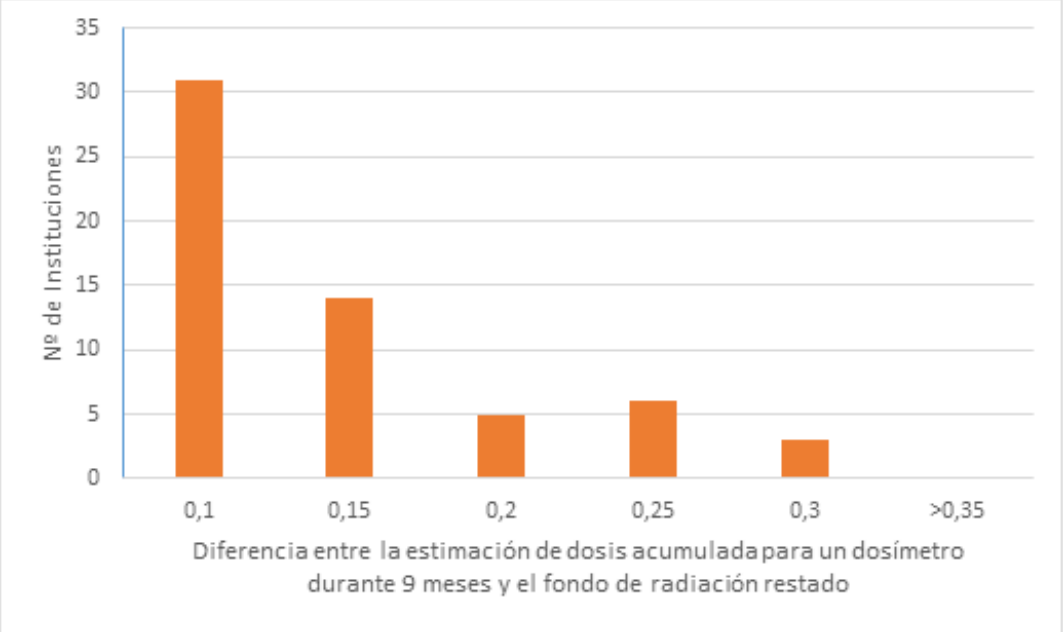
Conclusión:

Según nuestros cálculos, los dosímetros no irradiados y enviados al CND mensualmente para su lectura nunca superarán el nivel de registro. Sin embargo, los dosímetros no irradiados y enviados al CND después de 3 meses podrían acumular, en casos puntuales, un fondo radiactivo ambiental que, una vez restado el fondo provincial,

superara el nivel de registro y diera lugar a una Hp(10) diferente de 0 mSv.

[1] Guía de Seguridad 7.1 (rev. 1). Requisitos técnicos-administrativos para los servicios de dosimetría personal. CSN, 2006.





ID: 01378
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

ESTUDIO DE LA PROTECCIÓN FRENTE A LA RADIACIÓN DE LAS GAFAS PLOMADAS EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Manuel Agulla Otero[1] , Carlos Andrés Rodríguez[1] , Ricardo Torres Cabrera[1] , David MIguel Pérez[1] , Ángel del castillo Belmonte[1] , Carlos Pérez Rodríguez[1] , Delfín Alonso Hernández[1] , Jesús de Frutos Baraja[1]

1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

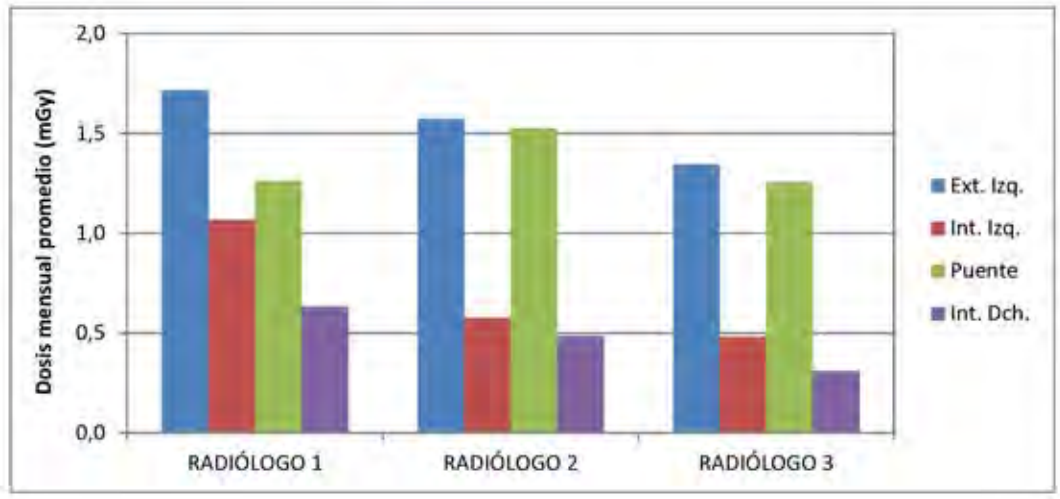
Objetivo: Se presenta el estudio realizado sobre la protección frente a la radiación que ofrecen las gafas plomadas utilizadas por los radiólogos intervencionistas.

Material/Métodos: Los modelos evaluados corresponden a dos tipos de gafas de protección. Uno de ellos, utilizado por uno de los radiólogos, consiste en una montura Pegaso Normal con protectores laterales metálicos de rejilla y dotada con unos cristales graduados personalizados con una atenuación equivalente de 0.75 mm Pb. El otro modelo analizado, Astroshield, es el utilizado por otros dos radiólogos, y cuenta con la misma protección en los cristales, si bien presenta unos protectores laterales revestidos de una lámina de plomo de 0.5 mm. En cada uno de los modelos se situaron cuatro dosímetros TLD en las posiciones más representativas (figura 1) para conocer la protección que ofrecían a los radiólogos intervencionistas durante su trabajo habitual: en el exterior del lateral izquierdo, en el interior del lateral izquierdo, en la parte exterior del puente y en el interior del lateral derecho. Los dosímetros fueron recogidos y leídos en nuestro servicio con una periodicidad mensual durante un año.

Resultados: Los resultados obtenidos para la dosis mensual promedio en cada uno de los dosímetros se muestran en la figura 2. La posición de los TLD no permite evaluar la atenuación que proporcionan los cristales plomados, pero permite evaluar la cantidad de radiación que incide al ojo desde proyecciones no frontales. Destaca el hecho de que la dosis recibida en el lado derecho es muy inferior a la recibida en las otras posiciones. Además, la dosis en el puente exterior es menor, aunque similar, a la recibida en el exterior izquierdo. Estos resultados son consecuencia de la posición relativa de los radiólogos intervencionistas durante su trabajo en relación con el tubo de RX y el paciente, donde la incidencia de la radiación dispersa que reciben viene principalmente del lado oblicuo izquierdo. Por otra parte, también destaca la protección lateral que los modelos de gafa estudiados presentan, entre un 40% y un 60%. Para estimar la dosis recibida en el cristalino, puede considerarse *grosso modo* que está representada por las lecturas de los TLD interiores, por lo que en ninguno de los casos se alcanzarían los valores límite que establece la legislación vigente, ni tampoco el nuevo límite de 20 mSv/año propuesto por la Directiva 2013/59/EURATOM. No obstante, las dosis que recibiría este órgano sin las gafas de protección, representadas por las lecturas de los TLD exteriores, sobrepasarían el nuevo límite propuesto en el caso de dos de los radiólogos intervencionistas.

Conclusión: La utilización de dispositivos de protección oculares en radiología intervencionista es altamente beneficiosa para minimizar las dosis recibidas en el cristalino, especialmente si cuentan con elementos que también protejan frente a incidencias oblicuas de la radiación, muy comunes en este tipo de exploraciones. Con la entrada en vigor del nuevo límite de dosis para el cristalino propuesto por la directiva europea el uso de estos dispositivos será imprescindible en el caso de radiología intervencionista.


TLD
Int. Dch.
TLD
Puente
Exterior
TLD
Int. Izq.
TLD
Ext. Izq.


Dosis mensual promedio (mGy)
2,0
1,5
1,0
0,5
0,0
RADIÓLOGO 1
RADIÓLOGO 2
RADIÓLOGO 3
Ext. Izq.
Int. Izq.
Puente
Int. Dch.

ID: 01411
Tipo: Poster
Área temática: Determinación experimental y cálculo de la dosis absorbida: protección radiológica (II)

Validación de un Detector de Neutrones mediante Simulación MCNP6.1.1 en un LinAc Médico Varian TrueBeam

Lucía Martínez Sáez[1] , Belén Juste Vidal[1] , Sergio Morató Rafet[1] , Rafael Miró Herrero[1] , Gumersindo Verdú Martín[1]

1) ISIRYM-UPV, Instituto Universitario de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental

Abstract — *El presente trabajo se ha centrado en obtener el espectro de neutrones generado por un acelerador lineal médico (LinAc) Varian TrueBeam utilizando un espectrómetro multiesferas también denominado sistema de esferas Bonner (BSS) para las medidas experimentales y comparando estos datos experimentales con resultados obtenidos por simulación Monte Carlo (MC) con MCNP6.1.1 donde se introduce como novedad el uso de geometrías de malla no estructurada.*

1. OBJETIVO

El sistema de esferas Bonner fue utilizado por primera vez en 1960 por Bramblet, Erwing y Bonner. Se trata de un conjunto de esferas que actúan como moderadores de los neutrones de mayor energía y que termalizan los neutrones en un grado que depende de la energía inicial de éstos y del diámetro de la esfera.

Los neutrones rápidos se frenan en el moderador y llegan al detector en el estado térmico, mientras que los neutrones inicialmente termalizados son parcialmente absorbidos y no alcanzan el detector.

Los espectrómetros Bonner son especialmente útiles en la espectrometría de neutrones pues son el único sistema capaz de realizar espectrometría sobre muchos intervalos de energía de los neutrones incidentes.

El conocimiento del espectro neutrónico generado por un acelerador lineal médico en la sala de tratamiento es de gran interés tanto para la protección radiológica de los pacientes en tratamiento como del personal sanitario. Además, es bien sabido que la dosis equivalente en un órgano o tejido depende de un factor de ponderación (w_R) de la radiación incidente, que para el caso de los neutrones varia con la energía de estos, llegando a valores de hasta 20 para neutrones de energías en el rango de 100 keV a 2 MeV, o 10 para neutrones de 2 a 20 MeV.

En definitiva, el conocimiento detallado del espectro neutrónico nos permitirá estimar dosis precisas debidas a estos neutrones que no son consideradas y pueden no ser despreciables.

Por tanto, el objetivo de este trabajo es comparar el espectro de neutrones obtenido tomando medidas experimentales mediante el detector de esferas Bonner con los resultados obtenidos por simulación con el código Monte Carlo MCNP6.1.1.

La toma de medidas experimentales siempre requiere de arduas tareas con su consiguiente dedicación de tiempo y de recursos, razón por la cual el poder realizar cálculos de este tipo mediante simulación nos da la oportunidad de obtener resultados de forma rápida y más flexible.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Para este trabajo se ha hecho uso de un equipo de detección de neutrones que cuenta con un espectrómetro multiesferas (BSS) que utiliza 6 esferas de polietileno de alta densidad de diámetros entre los 30 y 5 cm.

El detector está formado por un cristal de centelleo de Ioduro de Litio (6LiI) de tamaño 4 x 4 mm acoplado a un tubo fotomultiplicador. El centro del cristal se debe colocar en el centro de las esferas moderadoras y posee una sensibilidad mínima de 45cpm/mrem/hr (AmBe) para el moderador de 25 cm, rechazo de gamma de 10cpm o inferior para 100mR/h y respuesta continua desde neutrones térmicos hasta 12 MeV.

Las medidas fueron tomadas en el *Hospital Universitari y Politècnic La Fe de València*, en la sala del acelerador lineal médico *Varian TrueBeam*. La unidad se dispuso con los colimadores multiláminas prácticamente cerrados para favorecer la creación de neutrones mediante reacciones fotonucleares, el gantry en posición 0 º, y se utilizó un haz de fotones de 10 MeV.

La simulación MCNP6 parte de un espacio de fases generado a la salida del colimador MLC utilizando un modelo validado del Acelerador mediante curvas de dosis en profundidad en cuba de agua en una simulación previa, de manera que se agiliza el tiempo de cálculo.

3. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos por simulación presentan un buen ajuste con las medidas experimentales.



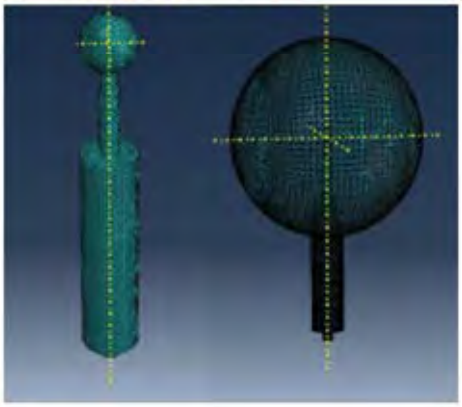


Tabla 1 - Resultados obtenidos por simulación MCNP6

	Partículas			
	Neutrones		Fotones	
	part/cm²	MeV/cm²	part/cm²	MeV/cm²
Detector sin esfera	1.63420E-10	4.87858E-11	5.27126E-18	3.76883E-17
Detector-esfera 1	1.75470E-10	3.61846E-11	5.15650E-16	3.80982E-15
Detector-esfera 2	1.76819E-10	2.64462E-11	3.58877E-14	2.77268E-13
Detector-esfera 3	1.33810E-10	1.60841E-11	1.24914E-14	9.65058E-14
Detector-esfera 4	6.91492E-11	2.95755E-12	0.00000E+00	0.00000E+00
Detector-esfera 5	4.45392E-11	2.52073E-12	2.80462E-13	2.16685E-12
Detector-esfera 6	2.57680E-11	2.21659E-11	2.84806E-14	2.19159E-13

ID: 01003
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Influencia de la inmovilización del paciente en SBRT de metástasis espinales

Rafael Jesús Martínez Luna[1] , Roberto Martínez Cobo[1] , Jorge Ordoñez Márquez[1] , Esperanza Macarena Benítez Villegas[1] , José Antonio Miñano Herrero[1] , Juan Manuel Roldán Arjona[1]

1) U.G.C. de Radiofísica. Hospital Universitario Reina Sofía.

I. INTRODUCCIÓN

En la radioterapia estereotáxica corporal (Stereotactic Body Radiotherapy, SBRT) de metástasis se administran dosis ablativas al tumor con precisión milimétrica. La inmovilización juega un papel crítico debido a la cercanía entre PTV y médula espinal en estos tratamientos. El objetivo de este trabajo es mostrar la experiencia inicial de esta técnica en nuestro centro. Evaluamos los movimientos interfracción e intrafracción del paciente con dos sistemas de inmovilización.

II. Material y métodos

Según el sistema de inmovilización de paciente, clasificamos nuestro conjunto de 13 pacientes en dos grupos: colchón de vacío y soporte de brazos Posirest-2 (*Grupo I*), y soporte de brazos Posirest-2 (*Grupo II*). El esquema de fraccionamiento varía desde 8 o 9 Gy en 3 fracciones, hasta 16 o 18 Gy en fracción única.

Para verificar el posicionamiento del paciente se usa el sistema de IGRT Elekta basado en cone beam CT (CBCT) de kV. Todas las adquisiciones CBCT se analizan con el software Elekta XVI. Las desviaciones traslacionales y rotacionales se obtienen de comparar estructuras óseas con un algoritmo automático de alineación. La mesa de tratamiento no dispone de 6 grados de libertad, por tanto, las correcciones automáticas sólo se aplican a las traslaciones.

El procedimiento seguido es el siguiente: después de alinear los tatuajes del paciente, se realiza un ***CBCT localización*** para localizar aquellas estructuras anatómicas útiles para comparar el estudio respecto el CT inicial. En esta primera adquisición se evalúa la incertidumbre interfracción del paciente. Tras corregir las desviaciones, se realiza un ***CBCT verificación***. Con esta segunda adquisición se evalúan las desviaciones residuales de posicionamiento tras la corrección de mesa y antes de administrar el tratamiento. Seguidamente comienza el tratamiento. Se realizan dos adquisiciones más, un ***CBCT intra-fracción I,*** se interrumpe la irradiación a mitad de tratamiento y se hace la adquisición, y un ***CBCT intra-fracción II,*** realizado una vez finalizado el tratamiento. Con las desviaciones residuales obtenidas en estas dos últimas adquisiciones se estima la incertidumbre geométrica debida al movimiento intrafracción del paciente.

En todas las adquisiciones CBCT (excepto en el *CBCT intra-fracción II*), son corregidas automáticamente las desviaciones traslacionales. Admitimos desviaciones de ±2º, en los movimientos rotacionales, si existe una rotación menor de ±2º continuamos con el procedimiento; en caso de superar ±2º, el paciente es reposicionado y se hace un nuevo CBCT.

III. Resultados y discusión

Se han realizado un total de 34 adquisiciones CBCT. La tabla 1 muestra los resultados de las desviaciones traslacionales en ambos grupos. Para cada grupo se calcula el promedio, desviación estándar, valor máximo y valor mínimo de las desviaciones traslacionales en cada CBCT.

Las incertidumbres geométricas interfracción son similares para ambos grupos, con desviaciones estándar entre 2.9 mm y 5.3 mm.

En el *CBCT intra-fracción I*, la incertidumbre debido al movimiento intrafracción es menor en el *grupo I*, con desviación estándar entre 0.5 y 0.8 mm, respecto a 0.6 y 4.0 mm del *grupo II.*

Las incertidumbres intrafracción obtenidas del *CBCT intra-fracción II* son, de nuevo, menores para el *grupo I* (entre 0.4 y 0.9 mm), que para el *grupo II* (entre 1.3 y 3.5 mm).

IV. Conclusiones

No existen diferencias significativas en la incertidumbre interfracción entre los dos grupos. Los elevados valores obtenidos justifican la necesidad de la técnica IGRT.

El movimiento intrafracción es menor cuando se usa colchón de vacío. La inmovilización exclusivamente con el dispositivo Posirest-2 es deficiente en el control del movimiento intrafracción.

Los resultados no son concluyentes debido al reducido tamaño muestral. No obstante, este estudio nos ayuda en la toma de decisiones respecto al protocolo de inmovilización de pacientes en tratamientos de SBRT de metástasis espinales.

	CBCT Localización			*CBCT Verificación*			*CBCT Intra-fracción I*			*CBCT Intra-fracción II*		
	LAT (x)	LONG (y)	VERT (z)	LAT (x)	LONG (y)	VERT (z)	LAT (x)	LONG (y)	VERT (z)	LAT (x)	LONG (y)	VERT (z)
	mm			mm			mm			mm		
Grupo I	*(n=14)*			*(n=1)*			*(n=2)*			*(n=3)*		
Promedio	-0.6	0.5	0.3	1.1	0.0	-0.3	-0.2	0.7	0.6	0.4	-0.5	0.3
Desv. Est.	3.9	5.3	4.1				0.5	0.6	0.8	0.6	0.9	0.4
Max	7.5	9.5	4.4				0.2	1.1	1.1	1.1	0.5	0.8
Min	-7.2	-12.8	-6.7				-0.5	0.3	0	0	-1.0	0
Grupo II	*(n=9)*			*(n=0)*			*(n=2)*			*(n=3)*		
Promedio	-1.9	1.5	-3.7				0.1	-0.5	-0.2	0.6	-1.2	-1.0
Desv. Est.	3.5	5.0	2.9				0.6	4.0	2.1	3.5	1.4	1.3
Max	6.4	9.7	1.0				0.5	2.4	1.3	4.4	0	0.5
Min	-5.6	-5.1	-8.4				-0.3	-3.3	-1.6	-2.4	-2.8	-1.8

Tabla 1. Desplazamientos traslacionales, para cada sistema de inmovilización, después de la adquisición de imágenes por CBCT.

ID: 01048
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

SIGNIFICACIÓN ESTADÍSTICA DE LOS ERRORES SISTEMÁTICOS EN TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA

Luis Ángel Quiñones Rodríguez[1] , Ignacio Castro Ramírez[1] , Carmen Salas Buzón[1] , Antonio Ureña Llinares[1] , Esther Angulo Paín[1] , Maria Amparo Iborra Oquendo[1] , Javier de Areba Iglesias[1] , Inés Flores Cacho[1]

1) HOSPITAL PUERTA DEL MAR

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS:

En los tratamientos de radioterapia, el Volumen Clínico Objeto de tratamiento (CTV) se ve afectado por diversas incertidumbres geométricas, que son incluidas en el margen que se da al CTV para obtener el Volumen Blanco de Planificación (PTV). Así en los tratamientos de próstata encontramos que las mayores incertidumbres vienen dadas por los movimientos intrafracción de ésta y por el posicionamiento diario en la unidad de tratamiento, entre otras.

Uno de los abordajes que se hace para obtener este margen es considerar por un lado el error Sistemático, asociado a factores relacionados con las diferencias entre pacientes y otro llamado Aleatorio, igual para todos los pacientes. Considerando ambos errores, se construye el margen al CTV.

Nuestro objetivo es comprobar la significación estadística de este error Sistemático, como paso previo a la obtención de este margen, mediante un Análisis Estadístico de la Varianza (ANOVA) de las correcciones diarias del isocentro teórico.

MATERIAL Y MÉTODO:

Se trataron a 28 pacientes con cáncer de próstata de bajo grado en un acelerador Siemens Oncor equipado con Flat Pannel de silicio amorfo. En cada una de las 38 sesiones de tratamiento se establecieron los desplazamientos del isocentro (Tabla 1) de tratamiento respecto al teórico mediante dos placas ortogonales en las que se identifican 4 marcas fiduciales, correspondientes a las cuatro semillas de oro que se implantaron en cada uno de los pacientes.

Con estos datos se obtendrían los errores Sistemático y Aleatorio, y con ellos los márgenes al CTV para obtener el PTV. Lo que hemos hecho nosotros es preguntarnos por la significación estadística de esta diferenciación en los errores. Para ello utilizamos un test ANOVA sobre un modelo lineal de un factor aleatorio, para cada una de las tres direcciones de desplazamiento, lateral, longitudinal y vertical, esto es:

$$\mu_{ij} = \mu + A_i + ?_{ij}$$

En nuestro modelo lineal de un factor aleatorio, μ_{ij} sería el desplazamiento experimental j del paciente i, μ sería la media poblacional total, que idealmente debería ser 0. A_i se corresponde con el error sistemático del paciente i, que para el conjunto de todos los pacientes es aleatorio y $?_{ij}$ (residuo) refleja las diferencias entre los datos experimentales y el modelo.

Según el modelo lineal, nuestros datos experimentales μ_{ij} tendrán una varianza con dos componentes $?_A^2 + ?^2$, que se corresponden con los errores sistemático y aleatorio, para cada una de las componentes del desplazamiento.

Previo a la realización del test ANOVA, es necesario comprobar que se cumplen las condiciones necesarias para poder utilizar nuestro modelo lineal, esto es, la normalidad, igualdad de varianzas e independencia de los residuos $?_{ij}$.

RESULTADOS.

Aplicado el test ANOVA a nuestro modelo lineal, en el que nuestra hipótesis nula es que no hay error sistemático, esto es $?_A^2 = 0$, obtenemos un p - valor < 0.01 para los tres ejes de desplazamiento. Por lo que abandonamos la hipótesis nula de no existencia de error sistemático.

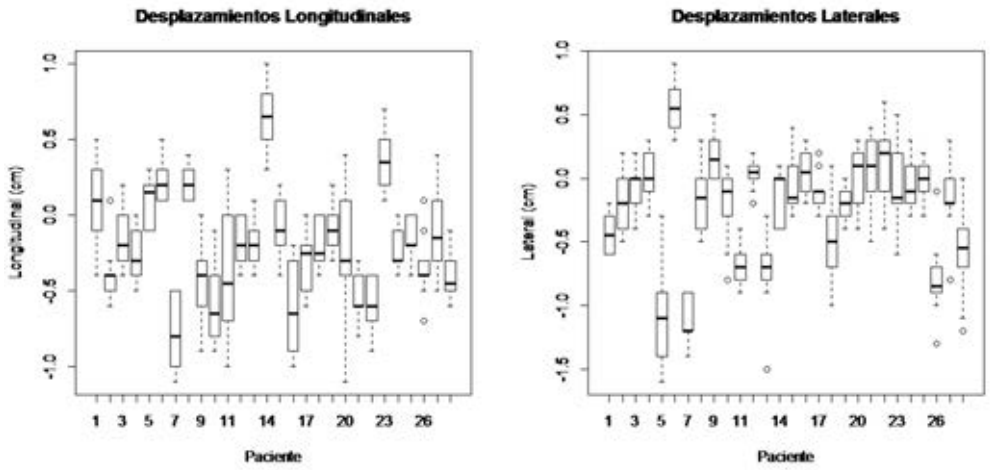
De la tabla ANOVA obtenemos los siguientes valores para $?_{A^2}$:

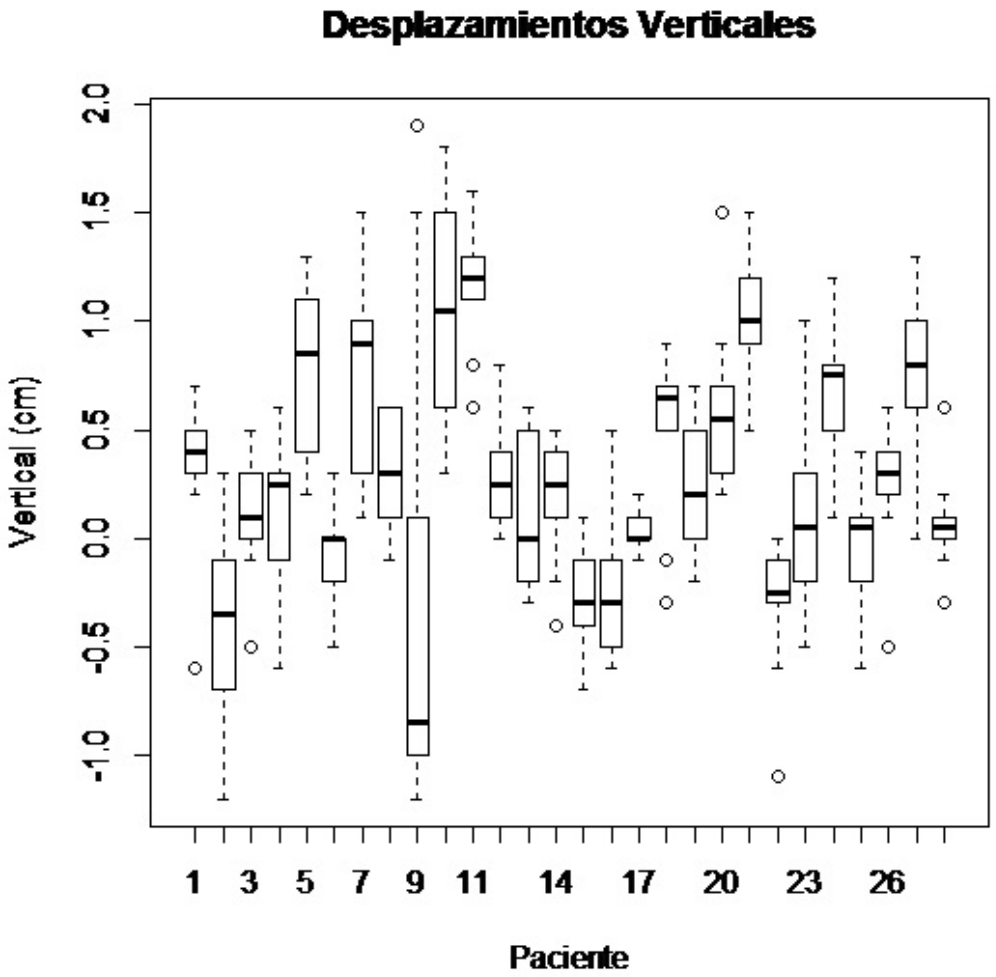
$?_{A\text{-}LAT^2}$ = 0.38 cm
$?_{A\text{-}LONG^2}$ = 0.31 cm
$?_{A\text{-}VERT^2}$= 0.42 cm

Cabe decir también que el conocimiento de este de error sistemático es óptimo cuando usamos marcas fiduciales para los desplazamientos de la próstata, pero su utilización cobra más sentido cuando no las tenemos, ya que gracias a las marcas fiduciales podemos eliminar, en su mayor parte, tanto el error aleatorio como el sistemático y no tener que incluirlos en el margen al CTV.

CONCLUSIÓN

Mediante un test ANOVA hemos podido comprobar la significación estadística de la componente sistemática del error en el sep-up diario, para ello hemos ajustado nuestros desplazamientos mediante un modelo lineal aleatorio.




Desplazamientos Verticales
Vertical (cm)
2.0
1.5
1.0
0.5
0.0
-0.5
-1.0
1
3
5
7
9
11
14
17
20
23
26
Paciente

ID: 00994
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Análisis del control del movimiento del tumor en SBRT pulmonar con el dispositivo de inmovilización eXaCradle

Francisco Clemente Gutiérrez[1] , Consuelo Pérez Vara[1] , María de la Luz Couselo Paniagua[1] , Francisco Javier San Miguel Avedillo[1] , José Zapatero Ortuño[1] , Juan de Dios Sáez Garrido[1] , Carmen Ibáñez Villoslada[1] , Concepción López Carrizosa[1] , Marta Domínguez Morcillo[1] , Marcos Guijarro Verdú[1] , Joaquín Navarro Castellón[1]

1) Hospital Central de la Defensa

Objetivo del trabajo y cual es la aportación original:
El control del movimiento tumoral en los tratamientos estereotáxicos de pulmón, así como la toxicidad de los mismos, puede ser mejorada mediante alguna de las técnicas conocidas: tracking, gating y compresión diafragmática. El presente estudio analiza los resultados preliminares en la localización del volumen blanco en tratamientos de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) de pulmón mediante el empleo del dispositivo de compresión diafragmática eXaCradle.

Material/Métodos:

eXaCradle es un Sistema multidampening que permite la combinación de ocho puntos de compresión, lo que permite individualizar la acción para cada paciente y localización en tratamientos de SBRT. El presente estudio ha recopilado datos para doce tratamientos de SBRT de pulmón, con cursos de 50 Gy administrados en 5 fracciones. Para cada uno de ellos, se adquirieron cuatro estudios CT en el proceso de simulación: respiración libre, máxima inspiración y espiración sostenidas y un nuevo estudio CT lento en respiración libre mediante imagen de tomografía cónica (CBCT) en la unidad de tratamiento. Todos los conjuntos de imágenes fueron registrados, generándose un ITV mediante la combinación de los CTVs contorneados en cada estudio. El PTV se definió a partir de la expansión del ITV con un margen de 5 mm. Los tratamientos fueron planificados con Monaco 5.1 (Elekta) y administrados con un acelerador Synergy (Elekta) mediante técnicas volumétricas (VMAT). Durante cada fracción, entre tres y cuatro adquisiciones CBCT fueron realizadas: pretratamiento (corrección inter-fracción, duplicada si alguna de las correcciones iniciales supera el margen ITV-PTV), durante el tratamiento a mitad de la administración del mismo (corección intra-fracción) y al finalizar el mismo (evaluación final).

Resultados:
Las correcciones promedio ofrecidas por la imagen CBCT para la situación inicial pretratamiento fueron -0.3 ± 2.8 mm, 1.7 ± 3.7 mm y -1.0 ± 4.2 mm, para cada una de las coordenadas X, Y y Z, respectivamente. Para las correcciones intermedias, los desplazamientos ofrecidos fueron 0.1 ± 1.0 mm, -0.0 ± 1.1 mm y -0.5 ± 1.5 mm, respectivamente. Las correcciones promedio para la adquisición CBCT posterior al tratamiento fueron -0.1 ± 0.8 mm, -0.4 ± 1.3 mm y -0.2 ± 1.8 mm.

Conclusión:
Los resultados obtenidos para las correciones mediante CBCT empleando el dispositivo de inmovilización descrito fueron compatibles con la definición establecida para el margen ITV-PTV. El movimiento del tumor ha podido ser monitorizado correctamente para cada tratamiento.

ID: 01330
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Evaluación de los errores de posicionamiento interfracción basados en CBCT y márgenes en Próstata y ORL

Francesc Sansaloni[1] , Julio Martínez[1] , Daniel Morera[1] , Alejandro Ariño[1] , Joan Font[1]

1) Hospital Universitario Son Espases

I. INTRODUCCIÓN

Con la implementación de las nuevas técnicas de radioterapia de intensidad modulada, IMRT y VMAT, se incrementa la precisión en la dosis administrada al volumen objetivo (PTV) y se reduce la dosis periférica en tejido sano. Debido a esta conformación de dosis es necesario disponer de herramientas para el correcto posicionamiento del paciente antes del tratamiento.

Las técnicas de radioterapia guiada por imagen (IGRT) permiten obtener un posicionamiento preciso de los volúmenes a irradiar. Dentro de las distintas modalidades de imagen disponibles actualmente para hacer IGRT se encuentra el CBCT.

En este estudio se ha realizado una comparativa de los errores de posicionamiento y márgenes con bibliografía publicada

II. MATERIAL Y MÉTODO

Para la verificación del posicionamiento en tratamientos de IMRT y VMAT se realizan imágenes CBCT para las primeras cuatro sesiones de radioterapia en un Varian Clinac DHX 2100 con sistema OBI, posteriormente se calculan los promedios de los desplazamientos en las tres direcciones (S-I, L-R y A-P) y se aplican correcciones si el valor es superior a 3 mm.

Se han analizado un total de 328 pacientes tratados en el HUSE entre abril del 2013 y enero del 2016. Para cada grupo se ha calculado el error medio global (M), el error sistemático (?) y el error aleatorio (?). M se define como el promedio global de los promedios individuales de cada paciente, ? es la desviación estándar de los promedios de cada paciente y ? es la suma cuadrática de las desviaciones estándar de cada paciente [1].

Para las zonas de tratamiento estudiadas, próstata y ORL, se han calculado los márgenes de expansión de CTV a PTV.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En próstata se han realizado correcciones respecto de los desplazamientos iniciales en dirección longitudinal (SI) en 25 pacientes (15%), en lateral (L-R) en 43 (26%) y en vertical (A-P) en 51 (31%). En la figura 1 se pueden observar los valores de la media individual y la desviación estándar de los 4 primeros CBCT por paciente en los tratamientos de próstata.

En los tratamientos de ORL, se han aplicado correcciones en dirección longitudinal (SI) en 32 pacientes (19%), en lateral (L-R) en 21 (13%) y en vertical (A-P) en 45 (27%).

Los errores sistemáticos (?) y aleatorios (?) obtenidos son del orden de los valores publicados en los diferentes estudios, ver Tabla I. En próstata la mayor diferencia en ? se encuentra en dirección lateral (L-R) comparado con el estudio de Snir et al., mientras que ? es menor en todas las direcciones. En los casos de ORL la mayor diferencia se encuentra en la dirección vertical (A-P) comparado con el estudio de Oi et al., los valores de ? discrepan como máximo 0.3 mm en la misma dirección (A-P).

Los márgenes de expansión de CTV a PTV utilizando la fórmula de Van Herk son también del mismo orden que los publicados en la bibliografía. Para la próstata, al igual que en los demás estudios, los valores más grandes se han obtenido en la dirección vertical (A-P), siendo de 8 mm. En los casos de ORL el mayor valor, de 6.9 mm, se ha obtenido también en la dirección vertical (A-P).

IV. Conclusiones

En el presente estudio se han determinado los errores sistemáticos y aleatorios en tratamiento con VMAT e IMRT de próstata y ORL, siendo estos menores a 3 mm en ambas patologías y en las tres direcciones.

En el cálculo de los márgenes de seguridad en la expansión de CTV a PTV, mediante la fórmula de Van Herk, los valores obtenidos han sido de 8 mm en próstata y de 6.7 mm en ORL, similares a los valores encontrados en estudios anteriores, validando de esta forma la metodología utilizada en el HUSE para tratamientos de VMAT e IMRT de próstata y ORL

REFERENCIAS

[1] Van Herk, M. 2004 Semin Radit Oncol

[2] Mesías et al. 2016 Plos One

[3] Mayyas et al. 2013 Med Phys.

[4] Snir et al. 2011. Clinic Oncol

[5] Qi et al. 2013. J Radio in Prac.

[6] Den et al. 2010. Int J Radiat Oncol Biol Phys.

[7] Velec et al. 2010. Int J Radiat Oncol Biol Phys

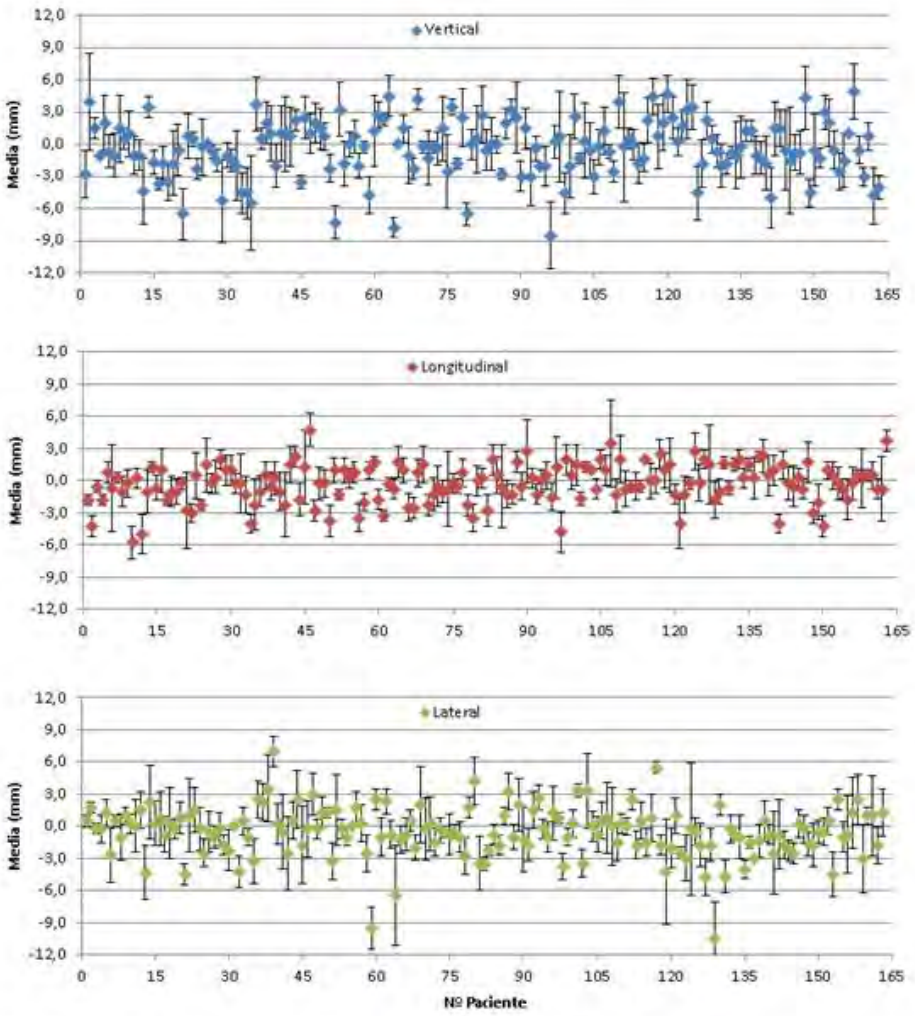


Figura 1. Media y desviación estándar de los 4 primeros CBCT por paciente en el tratamiento de próstata

Tabla I. Valores de error medio global (M), error sistemático (Σ) y error aleatorio (σ) para próstata y ORL comprado con bibliografía.

		M (mm)			Σ (mm)			σ (mm)			Márgenes (mm)		
		S-I	L-R	A-P	S-I	L-R	A-P	S-I	L-R	A-P	S-I	L-R	A-P
Próstata	Pacientes												
Sansaloni et al.	163	-0,3	-0,5	-0,4	1,8	2,3	2,6	1,6	2,0	2,1	5,6	7,2	8,0
Mesías et al.	63	-0,6	0,3	-1,1	2,5	2,6	2,9	3,0	3,9	3,9	8,4	9,2	10,0
Mayyas et al.	27	0,2	1,1	-1,2	2,7	2,4	3,0	2,2	2,5	3,2	8,3	7,8	9,7
Smir et al.	17	0,4	-0,9	0,6	1,8	1,6	2,6	1,8	2,3	3,0	5,8	5,6	8,6
Qi et al.	36	*	*	*	1,5	1,8	2,1	2,3	2,1	2,8	5,4	6,0	7,2
ORL	Pacientes												
Sansaloni et al.	165	0,6	-0,4	-0,6	1,7	1,6	2,3	1,7	1,6	1,7	5,5	5,1	6,9
Mesías et al.	99	*	*	*	1,9	1,4	1,7	2,3	2,0	2,2	6,4	4,9	5,8
Den et al.	28	*	*	*	1,1	1,1	1,4	2,0	1,5	1,9	4,2	3,8	4,8
Qi et al.	29	*	*	*	1,8	1,0	1,2	1,6	1,4	1,4	5,6	3,5	4,0
Velec et al.	11	*	*	*	1,0	0,8	1,0	1,5	1,5	1,6	3,6	3,1	3,6

ID: 01393
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

IGRT con luz estructurada frente a IGRT con Rayos X en cáncer de mama

Luis Brualla-González[1] , Amparo González-Sanchís[2] , Laura Parreño[2] , Aurora Vicedo[1] , Domingo Granero[1] , Begoña Bordería[1] , M. Trinidad García[1] , Gislene Pando[1] , Ana Serrano[1] , Amparo Salvador[1] , Rocío Sandoval[1] , Joan Roselló[1]

1) Hospital General de Valencia_ERESA. Servicio de Radiofísica 2) Hospital General de Valencia_ERESA. Servicio de Oncología Radioterápica

Objetivo:

Se trata de comprobar la exactitud de la localización de las estructuras internas en pacientes de cáncer de mama que han sido posicionadas empleando la tecnología basada en luz estructurada. Esta tecnología emplea fotones en el rango de la luz visible y por tanto, sólo aporta información sobre la superficie de la paciente. Empleando Rayos X se verifica la localización del lecho tumoral una vez colocada la paciente a partir de clips ubicados en las paredes del lecho tumoral.

Material y métodos:

Sistema de luz estructurada AlignRT de Vision RT con dos unidades de imagen.

Equipo de Rayos X en la sala de tratamiento Exactrac de BrainLab.

El estudio se realiza en 106 pacientes con cáncer de mama. El volumen de tratamiento es la glándula mamaria a la cual se imparten 45 Gy en 20 fracciones. En cada fracción se administra una sobredosificación simultánea a la zona del lecho de manera que al término de las 20 sesiones el lecho recibe 56 Gy.

A las pacientes se les colocan cinco clips en el momento de la operación delimitando las paredes del lecho y el fondo del mismo. Esos clips son contorneados en el tac de planificación. Al volumen resultante se le añade un margen de 3 mm para constituir la estructura “clips + 3mm”. Tras colocar a la paciente en la unidad de tratamiento empleando el sistema AlignRT, se verifica el posicionamiento mediante Rayos X empleando el Exactrac. En las imágenes obtenidas se contabiliza el número de clips observados que se encuentran dentro de la estructura “clips + 3mm”.

Resultados:

En las 106 pacientes tratadas el 90.6 % de las pacientes tenía todos sus marcadores dentro del margen considerado, el 95.3% tenía 4 marcadores y el 98 % de las pacientes tenía al menos tres marcadores incluidos.

En un 3% de las pacientes se han detectado más de tres marcadores fuera del margen establecido. En estos casos el análisis de la coincidencia de superficies presentaba valores bajos de coincidencia (<94% para puntos en el entorno de la superficie ±4mm) y se procedió a su replanificación

Conclusión:

El posicionamiento de las pacientes de cáncer de mama con AlignRT garantizaba la correcta localización del lecho tumoral en un 95% del total considerado. Este sistema además de permitir la colocación de las pacientes en tiempo real dentro de la sala de tratamiento puede detectar variaciones en el volumen mamario que indiquen la necesidad de replanificar a la paciente.

ID: 01381
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Puesta en marcha de de la técnica DIBH (Deep Inspiration Breath Hold) para tratamiento de mama izquierda.

CARMEN HERRERO CAPELLÁN[1] , DIEGO ABAD MOCHOLÍ[1] , ANA MARTOS CASADO[1] , MANUEL VILCHES PACHECO[1]

1) INSTITUTO DE MEDICINA ONCOLÓGICA Y MOLECULAR DE ASTURIAS

Objetivo:

La técnica DIBH (*Deep Inspiration Breath Hold*) o mantenimiento de la inspiración máxima para el tratamiento de la mama izquierda es una técnica de *Gating* respiratorio que pretende principalmente reducir la dosis que recibe el corazón. En nuestro trabajo presentamos la metodología seguida para la implantación y realización de tratamientos con esta técnica mediante el sistema RPM (*Real-time Position Management*) de Varian, instalado en un TrueBeam STx.

Evaluamos las diferencias entre respiración libre e inspiración máxima en cinco casos analizados retrospectivamente (simulados con DIBH), así como los resultados obtenidos en el tratamiento con DIBH de las seis primeras pacientes.

Material y métodos.

El sistema RPM de Varian consta de una cámara de infrarrojos fijada a la pared y un marcador en forma de paralelepípedo con seis puntos reflectantes en el tomógrafo computarizado (TC), y otra cámara de infrarrojos y marcador en forma de prisma con cuatro puntos reflectantes en la unidad de tratamiento. Realizamos en el TC la calibración de la cámara de IR para asegurar que la posición vertical del marcador que ve la cámara es independiente de la posición de la mesa. Comprobamos con un maniquí de *Gating* que ambos sistemas (cámara de IR del TC-TrueBeam) registran el mismo desplazamiento vertical ante un mismo movimiento.

Establecemos una metodología para la selección y entrenamiento de las pacientes previo a la simulación y tratamiento. Exigimos, para su tratamiento en DIBH, que sean capaces de mantener la inspiración de forma estable durante al menos 15 segundos, y que sean capaces después del entrenamiento de reproducir la amplitud de dicha inspiración de forma sistemática dentro de un intervalo de ±2mm.

La imagen de TC de planificación se realiza en una única inspiración. Las mamas se tratan con la técnica estándar 3D (campos tangenciales y en ocasiones un campo de compensación para homogeneizar la dosis). Realizamos IGRT mediante CBCT en inspiración máxima previo a cada sesión y escopia con MV durante el tratamiento.

Resultados:

Para el análisis de resultados consideramos todos los casos tratando la mama sin sobreimpresión en una fase única a 50 Gy en 25 sesiones.

De las seis pacientes entrenadas para tratamiento con DIBH, dos de ellas fueron descartadas por su incapacidad para reproducir la inspiración dentro del intervalo de ± 2mm. Los otros cuatro casos, junto con los cinco casos analizados retrospectivamente fueron evaluados con los resultados mostrados en la tabla.

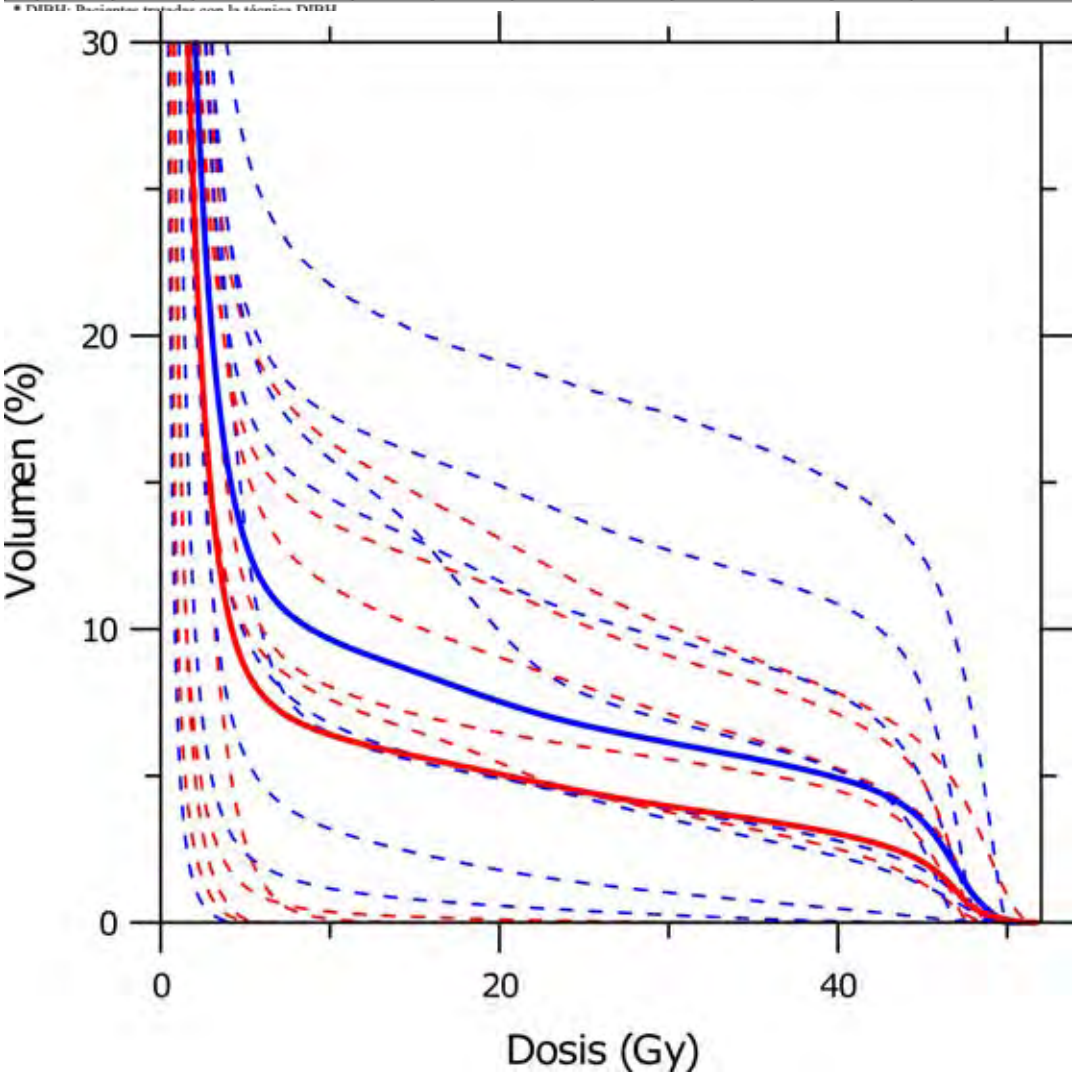
En los dos casos en los que la dosis media al corazón en respiración libre es menor de 1.5 Gy, no se aprecian reducciones de dosis significativas en DIBH. En el resto de los casos, la reducción de la dosis media del corazón es de 2.6 Gy de media (? = 0.66 Gy) lo que supone una disminución significativa. La figura muestra (líneas discontinuas) los histogramas para este órgano obtenidos en cada caso sin DIBH (azul)y con DIBH (rojo), así como el histograma medio (líneas continuas) en ambos casos.

La reducción de dosis en el pulmón es muy variable, siendo la media y la desviación estándar del mismo orden ($?V_{20}$ = -3.5 ± 2.9 Gy, $?D_{med}$ = -1.5 ± 1.3 Gy).

Conclusiones:

Puesto que la mayoría de las pacientes presentan mejoras dosimétricas con la técnica DIBH sin alargar en exceso los tiempos de tratamiento (< 15'), se decide evaluar la técnica de DIBH en todos los casos de mama izquierda. Para reducir el número de pacientes que son descartadas para dicha técnica, hemos realizado un tríptico con instrucciones e información del procedimiento para las pacientes y estamos trabajando en la introducción de instrucciones visuales para el paciente durante el entrenamiento, adquisición de TC y tratamiento. Esperamos que esto nos permita reducir el intervalo de ± 2mm para las inspiraciones, reduciendo así la incertidumbre de posicionamiento.

#	ΔV de pulmón (cm^3)	Corazón						Pulmón					
		V_{30} (%)			D_{med} (Gy)			V_{20} (%)			D_{med} (Gy)		
		RL	DIBH	Δ (%)	RL	DIBH	Δ (Gy)	RL	DIBH	Δ (%)	RL	DIBH	Δ (Gy)
1.	799 *	3.9	0	-3.9	4.2	1.5	-2.7	26.3	18.7	-7.6	14.3	11	-3.3
2.	722*	7.1	1	-6.1	5.6	2.2	-3.4	19.6	14	-5.6	10.15	8.15	-2
3.	724*	17.3	10.1	-7.2	10.2	7.1	-3.1	20.7	20.7	0	11.2	11.3	0.1
4.	1077*	0	0	0	1.2	0.7	-0.5	11.2	7.3	-3.9	6.4	4.8	-1.6
5.	816**	3.5	0	-3.5	3.3	0.7	-2.6	16.5	12.4	-4.1	8.8	7	-1.8
6.	547**	0	0	0	0.5	0.4	-0.1	13	9	-4	7.2	5.1	-2.1
7.	995**	9.7	3.8	-5.9	6.6	3.5	-3.1	27.5	21.5	-6	14	11	-3
8.	877**	12.7	9.1	-3.6	8	6.2	-1.8	20	20	0	10.8	10.6	-0.2
9.	700**	6.9	5.6	-1.3	6.1	4.4	-1.7	13.8	13.8	0	7.8	7.8	0
			Media	-3.5		Media	-2.1		Media	-3.5		Media	-1.5
			Desv.est.	2.6		Desv.est.	1.2		Desv.est.	2.9		Desv.est.	1.3



ID: 01252
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Corrección y Control diario de posición de pacientes. Software para la reducción de tiempos y dosis

Francisco Manzano Martínez[1] , David Jiménez Feltström[1] , Belen Rios Pozo[1] , Maria Jose Hungria Estevez[1] , Manolo Muñoz Espejo[1] , Elena Adrover Gonzalez[1] , Fatima Jaen Ramos[1]

1) Hospital Vithas Xanit Internacional

OBJETIVO Y APORTACIÓN ORIGINAL:

- Reducción de los tiempos de paciente en máquina con la consiguiente reducción de los movimientos involuntarios o por cansancio en la posición de tratamiento.
- Reducción de la dosis debida a las pruebas previas realizadas en maquina ya sea con imágenes portales, sistemas de placas o sistemas de imagen de kilovoltaje anclados al acelerador.
- Control sobre los desplazamientos que diariamente se hacen en maquina desde los puntos de referencia en superficie de paciente mediante un sistema rápido y que se pueda evaluar de manera simple y directa.
- Software desarrollado para la corrección de los desplazamientos que se han de hacer en máquina debidos a una distinta anatomía o posicionamiento ligeramente diferente del paciente respecto al día de simulación

MATERIAL/MÉTODOS:

Se utilizan los valores de los controles de posicionamiento mediante OBI o KV-KV los primeros días de tratamiento. Ya sea mediante hoja de anotaciones o registro en la red Aria de Varian.

Se desarrolla un campo generado por el planificador con una angulación tal que integra los 3 ejes de desplazamiento del paciente. Se trata de marcar sobre un punto de referencia dado en la piel del paciente un campo de luz que nos sirve de comprobación rápida. Esto certifica que la colocación y desplazamientos han sido bien ejecutados.

Se desarrolla un software que denominamos Obi Watch que presenta de la forma más rápida posible correcciones en los desplazamientos. Estas correcciones integran los desplazamientos anatómicos internos y de colocación respecto a la posición prevista en los planificadores.

Se utiliza este mismo software para estimar desviaciones estándar y máximas en el posicionamiento del paciente los primeros días, con lo que nos ofrece una herramienta para estimar la bondad del conjunto inmovilizador, paciente y órganos internos.

RESULTADOS:

El campo generado en el planificador y que nos sirve de comprobación de buena colocación respecto a los láseres y correctos desplazamientos posteriores para centrar en la zona de tratamiento, ha ido evolucionando con los años y actualmente se utilizan campos girados normalmente 45º que incluyen en su luz uno o dos de los tatuajes. Además se prevé el control con un margen visual que es el marcado para ese tratamiento.

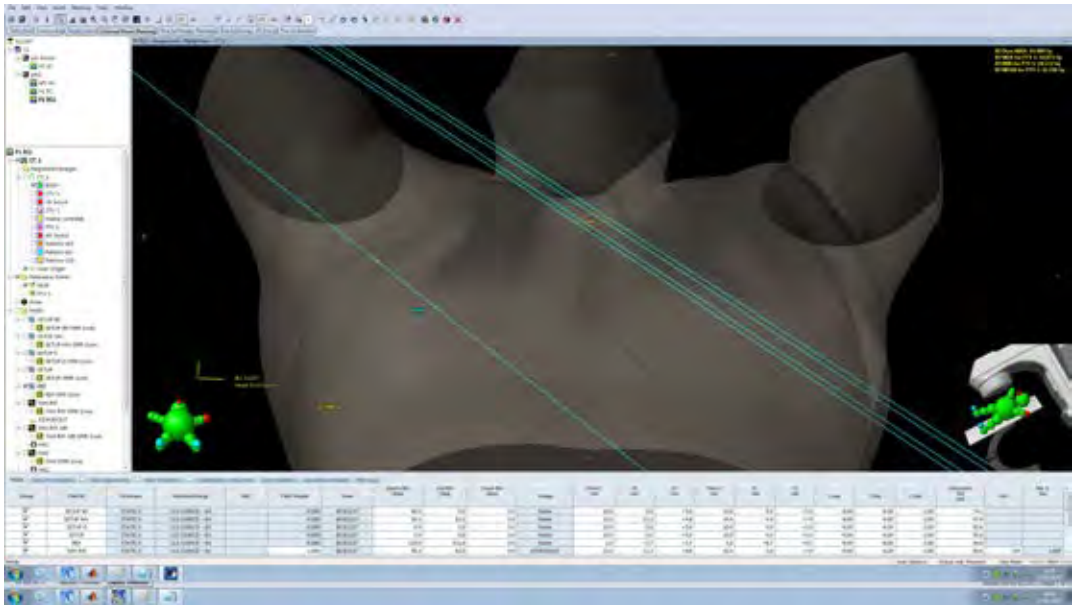
En la actualidad se ha logrado desarrollar una herramienta en Matlab sobre el propio planificador que, tomando los datos de la herramienta Offline Review de Eclipse, puede calcular desplazamientos promedio, desviaciones estándar y máximas y recomendaciones para el seguimiento diario de los pacientes. Adicionalmente genera un informe con las correcciones de los desplazamientos por errores sistemáticos, integrando unívocamente desplazamientos desde la posición de referencia.

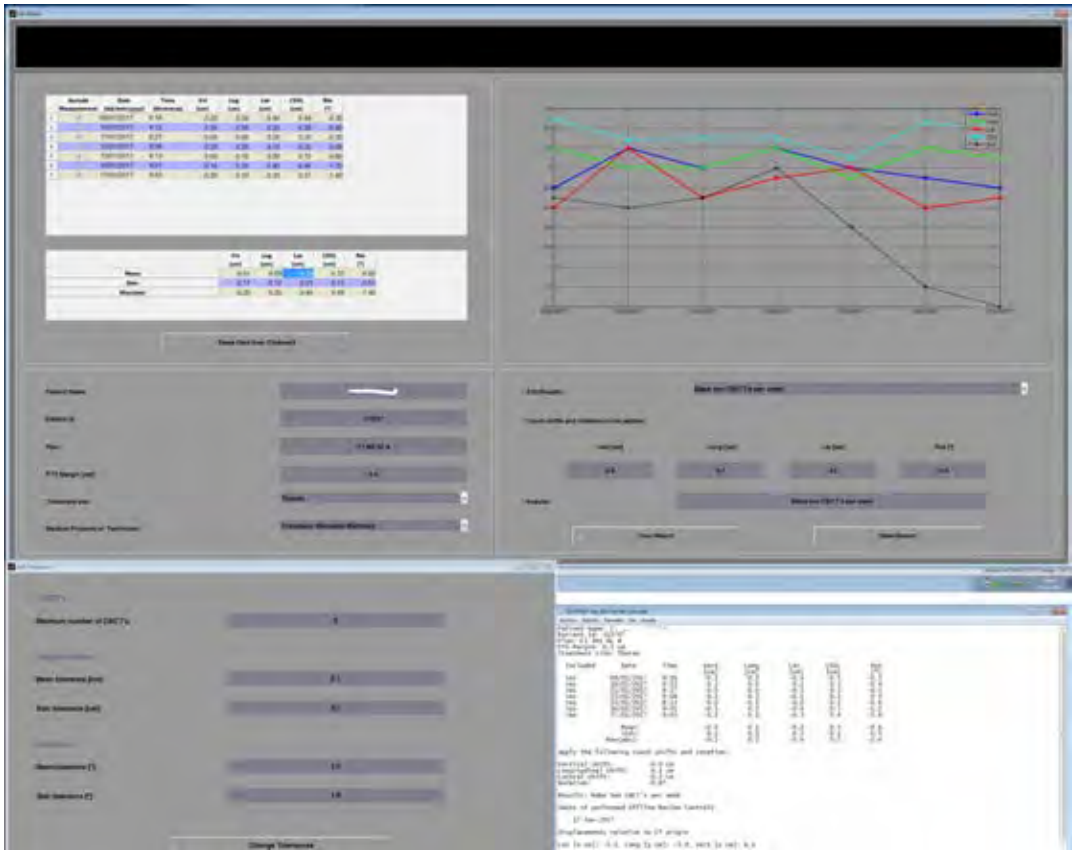
Esto permite establecer una periodicidad menor en los controles diarios previos al tratamiento o proponer pruebas alternativas.

Hemos obtenido reducciones de 10 minutos por paciente y 60% de la dosis debida a pruebas previas, eso sí, se debe mantener un campo de control.

CONCLUSIÓN:
La experiencia con este software mediante la evaluación de desviaciones estándar y máximas, nos ha dado criterios suficientes a lo largo del tiempo para poder evaluar y mejorar los sistemas de inmovilización y los puntos de referencia durante la simulación de pacientes.

Teniendo en cuenta que seria bueno asegurar de alguna forma el posicionamiento y desplazamientos de los pacientes todos los días, esta metodología permite en gran medida conseguir este objetivo sin tener que sobrecargar los tiempos de máquina con procedimientos de verificación que añaden tiempo y dosis.





ID: 01259
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

MONITORIZACIÓN DEL MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN DE PRÓSTATA MEDIANTE IMÁGENES SINCRONIZADAS.

MªTrinitat García Hernández[1] , MªAurora Vicedo González[1] , Joan Roselló Ferrando[1] , Luis Brualla González[1] , Domingo Granero Cabañero[1] , José López Torrecilla[2] , Joan Roselló Ferrando[2] , Begoña Bordería Navarro[1] , Gislene Pando Fernández[1]

1) Servicio de Radiofísica. ERESA. Hospital General Universitario de Valencia. 2) Servicio de Radioterapia ERESA. Hospital General Universitario de Valencia.

Objetivo. Validar el uso de un sistema de adquisición de imágenes de kilovoltaje durante la irradiación, para monitorizar el movimiento intrafracción de la próstata, en tratamientos con VMAT.

Material y método. Se empleó un maniquí de imagen cúbico (Varian) con 5 semillas insertadas, para comprobar que las imágenes sincronizadas predicen correctamente los desplazamientos de los marcadores internos. Se simuló un tratamiento de arco completo y se posicionó el maniquí en la posición esperada y desplazado 2 y 4 mm respecto a esta. Se analizaron 27 pacientes tratados con VMAT, empleando un único arco completo, en un acelerador lineal Truebeam 2.0 (Varian Medical Systems). El TC pretratamiento se realizó en posición supino en un Somaton Sensation Open CT (Siemens AG.). A todos los pacientes se les implantaron cuatro semillas de oro (3 mm de largo y 1 mm de diámetro) en la glándula prostática. El primer día de tratamiento se adquirieron dos imágenes ortogonales y un CBCT para verificar la correcta posición de próstata y vesículas. Durante el tratamiento se adquirieron imágenes ortogonales de kilovoltaje diarias y CBCT semanal. Semanalmente se adquirieron imágenes de kilovoltaje sincronizadas con el acelerador, cada 15 segundos durante la irradiación. Se estableció una tolerancia de 5 mm para la diferencia entre la posición de los marcadores internos en las imágenes de referencia y en las del día de tratamiento, de acuerdo con los márgenes del PTV. Si se supera este margen (al menos dos o más semillas), el acelerador detiene la irradiación y se adquirieron dos imágenes de kilovoltaje ortogonales para verificar el resultado proporcionado por las imágenes sincronizadas y corregir en caso necesario. En las imágenes sincronizadas se empleó la colimación para reducir la exposición a la radiación del paciente.

Resultados. La figura1 muestra las imágenes del maniquí cúbico en la posición de referencia y desplazado 2 y 4 mm, en ellas aparece una cruz que indica la posición actual de las semillas y un círculo de radio 5 mm que indica la posición de referencia con el margen de tolerancia. Puede apreciarse que el sistema detecta los desplazamientos introducidos. La figura 2 muestra los resultados para un paciente. En la parte superior se muestran dos imágenes de Kilovoltaje sincronizadas correspondientes a gantry=314.8º y gantry=54.6º respectivamente. En la imagen de la izquierda (figura 2a) las semillas se encuentran dentro de las tolerancias establecidas, mientras que en la derecha se superan por lo que el acelerador interrumpe la irradiación. La parte inferior de la figura (figura 2c) muestra las imágenes ortogonales de kilovoltaje adquiridas tras la detención de la irradiación y los resultados de su fusión con las imágenes de referencia. Los desplazamientos de camilla obtenidos son £ 4 mm de acuerdo con la tolerancia de 5 mm establecida. La diferencia de 1 mm se puede deber a que el algoritmo no detecta el centro de la semilla de manera precisa, tal y como se aprecia en la imagen. El sistema, en su versión actual, adolece de una detección precisa del centro de la semilla. Existen versiones actualizadas de este software que reportan una mejora la detección del centro de la semilla. De los 27 pacientes estudiados, 8 de ellos mostraron movimiento intrafracción superiores a 5 mm. En muchos de ellos el movimiento se daba en el instante de comienzo del tratamiento, probablemente asociado a una relajación del paciente una vez comienza la irradiación. En todos los casos los resultados proporcionados por las imágenes ortogonales de kilovoltaje coincidían con los indicados por las imágenes ortogonales.

Conclusiones. El sistema de adquisición de imágenes de kilovoltaje sincronizadas con el acelerador permite

monitorizar el movimiento de la próstata durante el tratamiento.

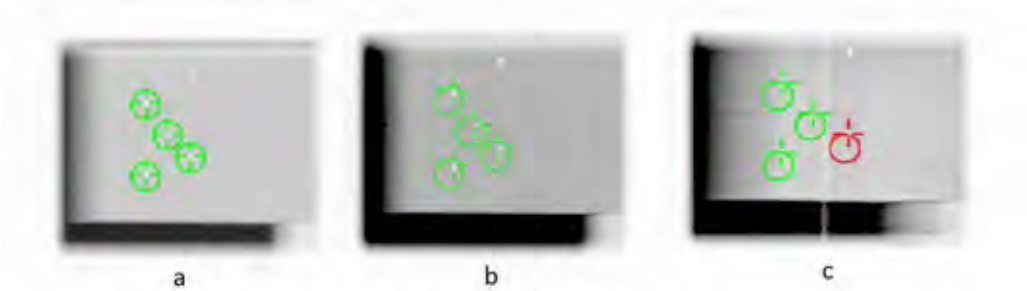


Figura1. Imágenes de kilovoltaje sincronizadas con el acelerador con el maniquí en la posición de referencia (a) y desplazado 2 mm (b) y 4 mm (c).

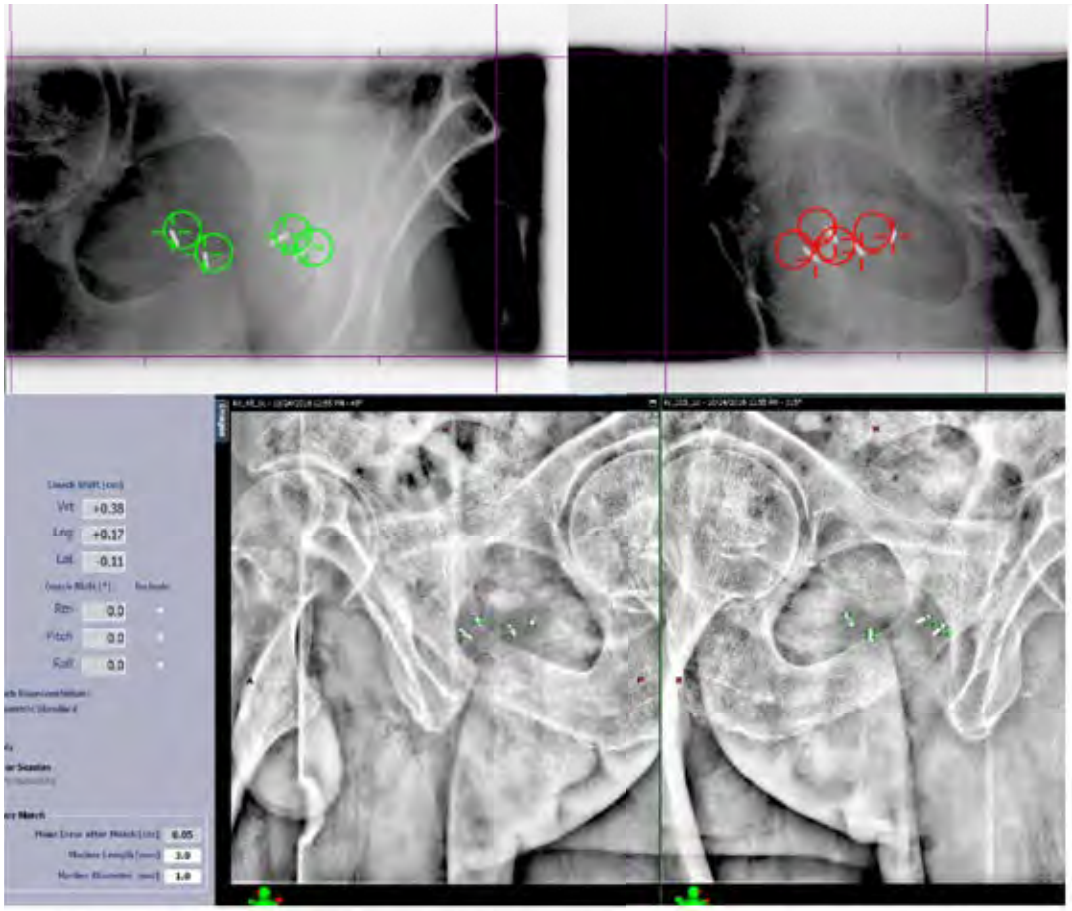


Figura2.Imágenes de kilovoltaje sincronizadas con el acelerador (a y b). Imágenes ortogonales de kilovoltaje (c). A la izquierda se muestran los resultados de la fusión con las imágenes de referencia.

ID: 00928
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Evaluación del movimiento intrafracción en tratamientos de SBRT craneal con máscara reposicionable y mesa 6DoF

Jorge Bonaque[1] , Juan Antonio Bautista[1] , Blanca Ibanez-Rosello[1] , Mar Adrià[1] , Vicente Carmona[1] , Jose Gimeno[1] , Françoise Lliso[1] , José Pérez-Calatayud[1] , José Pérez-Calatayud[2]

1) Hospital Universitari i Politècnic La Fe, Servei d'Oncología Radioteràpica, València 2) Hospital Clinica Benidorm, Servicio Radioterapia, Benidorm

Objetivo:Los tratamientos de radioterapia estereotáctica craneal (SBRT) donde se administran dosis elevadas de radiación en pocas fracciones y con altos gradientes de dosis en volúmenes pequeños, conllevan el uso de sistemas de inmovilización y posicionamiento de una precisión superior a los tratamientos convencionales. El objetivo de este trabajo es la estimación de la sensibilidad del sistema automático de registro del acelerador *TrueBeam 2.0* (Varian Medical System, Palo Alto, CA) y su aplicación con la mesa 6DoF considerando diferentes fuentes de incertidumbre y evaluar el movimiento intrafracción en pacientes con tratamiento de SBRT con máscara reposicionable.

Material y métodos: Primero se analiza la sensibilidad del sistema de registro de imágenes para, posteriormente, poder realizar el estudio clínico del movimiento intrafracción en los pacientes de SBRT:

1. **Sensibilidad del sistema de registro de imágenes**: para evaluar la incertidumbre global del proceso, se han considerado dos incertidumbres de origen; En primer lugar, la incertidumbre del desplazamiento manual del maniquí (). Esta incertidumbre se ha calculado con un calibre digital (0.01 mm) para las coordenadas vertical (Vrt), lateral (Lat) y longitudinal (Lng), un inclinómetro digital (0.01°) para el cabeceo y el balanceo y la escala propia del maniquí para evaluar el giro de rotación (Rtn). La segunda incertidumbre es el desplazamiento detectado por el algoritmo del sistema de registro ( ) que obtenemos de las desviaciones estándar de las diferentes medidas. Se han utilizado tres maniquíes diferentes. El sistema de soporte de máscara para radiocirugía de *BrainLab* (BrainLAB AG, Munich, Germany) con un maniquí antropomórfico adaptado para permitir desplazamientos de 0.1 mm en las direcciones Vrt, Lat y Lng y rotaciones de 0.1° en la dimensión de cabeceo (Imagen 1A). Para el análisis de las dimensiones Roll y Rtn utilizamos dos maniquíes caseros *RinoRoll (Imagen 1C)* y *RinoRot* (Imagen 1D) que permiten rotaciones de 0.3°.

1. **Evaluación movimiento intrafracción**: estudio de 4 pacientes de SBRT craneal con tratamientos de 5 y 6 fracciones en máscara reposicionable. Se ha realizado un CBCT pre-tratamiento, una vez ya posicionado mediante IGRT-CBCT y un CBCT post tratamiento en la 1ª, 3ª y 5ª sesión del tratamiento. Estas imágenes se evalúan offline mediante la herramienta *Offline Review* del sistema ARIA v.13 (Varian Medical System, Palo Alto, CA) incluyendo dos análisis, uno con 6 grados de libertad (traslaciones y rotaciones) y otro con 3 grados de libertad (traslaciones).

Resultados:

1. **Registro de imágenes**: en el caso de los desplazamientos manuales de 0.10 ± 0.03 mm aplicados en el maniquí para las traslaciones, el sistema detectó 0.10 ± 0.07 mm, 0.12 ± 0.07 mm y 0.13 ± 0.07 mm (promedio ± DE) en Lat, Vrt y Lng respectivamente. En el caso de las rotaciones, con desplazamientos manuales de 0.3 ± 0.1° en los maniquíes, los valores detectados fueron 0.19 ± 0.06°, 0.29 ± 0.03° y 0.27 ± 0.06° en Pitch, Roll y Rtn.

1. **Movimiento intrafracción**: en el primer análisis con 6 grados de libertad obtenemos unos valores de 0.0 mm, 0.1 mm, 0.2 mm, 0.08°, 0.12° y 0.11° en Lat, Vrt, Lng, Pitch, Roll y Rtn respectivamente. En el segundo análisis con 3 grados de libertad obtenemos 0.0 cm, 0.1 mm y 0.2 mm en Lat, Vrt, Lng respectivamente.

Conclusión: Podemos concluir que la sensibilidad del sistema automático de registro de imágenes del TrueBeam 2.0 es de 0.1 mm en traslaciones y de 0.3° (como mínimo) en rotaciones lo cual se corresponde, en el caso de las traslaciones, con los valores de la propia sensibilidad del algoritmo. Esto nos permite aceptar los resultados obtenidos en el estudio intrafracción, con unos valores máximos de 0.2 mm en las traslación y 0.12° en las rotaciones, como valores asociados al propio movimiento del paciente durante la el tratamiento.



Imagen 1. Maniquíes utilizados en el estudio; A) maniquí sistema *BrainLab*; B) maniquí sistema *BrainLab* (detalle); C) maniquí RinoRoll; D) maniquí RinoRot

Coordenada (mm, °)	$D_m \pm \epsilon_m$	$\overline{D_d} \pm \sigma_d$
Lng	0.10 ± 0.03	0.10 ± 0.07
Lng	0.20 ± 0.03	0.24 ± 0.07
Vrt	0.10 ± 0.03	0.12 ± 0.07
Vrt	0.20 ± 0.03	0.20 ± 0.07
Lat	0.10 ± 0.03	0.13 ± 0.07
Lat	0.20 ± 0.03	0.23 ± 0.07
Pitch	0.3 ± 0.1	0.19 ± 0.06
Pitch	0.6 ± 0.1	0.51 ± 0.06
Pitch	0.9 ± 0.1	0.81 ± 0.04
Roll	0.3 ± 0.1	0.29 ± 0.03
Roll	0.6 ± 0.1	0.51 ± 0.06
Roll	0.9 ± 0.1	0.88 ± 0.07
Rtn	0.3 ± 0.1	0.27 ± 0.06
Rtn	0.6 ± 0.1	0.56 ± 0.06
Rtn	0.9 ± 0.1	0.84 ± 0.07

Tabla1. Desplazamiento aplicado en el maniquí ($D_m \pm \epsilon_m$) y desplazamiento detectado por el sistema de imagen 6DoFdel *Truebeam* ($\overline{D_d} \pm \sigma_d$) en seis dimensiones

ID: 00940
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Disminución de márgenes de tratamiento mediante protocolo Online de IGRT

Brais Rodríguez López[1] , Patricia Gago Gómez[1] , José Olasolo Alonso[1] , Clara Eíto Valdovinos[1] , Alicia Olarte García[1] , Germán Valtueña Peydró[1]

1) Servicio de Radioterapia, Clínica IMQ Zorrotzaurre, Bilbao

1)Objetivo

En Radioterapia, el tamaño de la zona a tratar en un tratamiento, PTV (Planning Target Volume) está determinado por el tamaño del CTV (Clinical Target Volume) más un margen debido a incertidumbres geométricas, que asegura una probabilidad de cobertura del CTV.
El tamaño de este margen puede variar según el protocolo de IGRT utilizado, Online (se verifica y corrige la posición en cada sesión) u Offline (verificaciones semanales). Se pretende analizar y cuantificar el efecto de cada protocolo en el margen de PTV.

2)Material y método:

Para realizar este trabajo se ha obtenido datos del servicio de Radioterapia de la clínica IMQ Zorrotzaurre en Bilbao. El servicio cuenta con 2 aceleradores lineales, uno de ellos (del que se han recogido datos) es un modelo TrueBeam de la marca Varian. Tiene acoplado como método de imagen un sistema OBI que permite realizar CBCT´s. Se analizan un total de 211 pacientes, para los cuales se ha realizado un protocolo Online de IGRT (CBCT´s diarios).

Los técnicos de Radioterapia que manejan el acelerador comparan el CBCT obtenido con el CT de simulación de manera automática centrándose en el PTV, para luego realizar los ajustes manuales necesarios. Los desplazamientos obtenidos para cada sesión de cada paciente son apuntados en una hoja Excel.

Una vez caracterizadas las incertidumbres sistemáticas y aleatorias totales se pueden calcular márgenes de PTV utilizando la fórmula de Van Herk:

$M_{x,y,z}$= 2,5?+0,7?
en la que ? hace referencia a las incertidumbres sistemáticas de posicionamiento y ? a las aleatorias. Como sistemáticas se tomarán las siguientes incertidumbres: posicionamiento, isocentro detector kV, isocentro acelerador, delineación y movimiento de órganos. Como aleatorias: posicionamiento y movimiento de órganos.

De la media de los datos obtenidos mediante la herramienta MPC (Machine Performance Check) durante el control de calidad diario del acelerador durante un año se obtienen las incertidumbres sistemáticas de desviación del isocentro del acelerador y del detector de kV.

Las incertidumbres sistemáticas de posicionamiento vienen dadas por la desviación estándar de la media de los desplazamientos de todas las sesiones de cada paciente; mientras que las aleatorias están caracterizadas por la raíz cuadrada del valor medio de las desviaciones estándar al cuadrado de todas las sesiones de cada paciente.

Las incertidumbres de delineación y movimiento de órganos se obtienen de la bibliografía. Una vez clasificadas todas las incertidumbres se combinan de forma cuadrática.

3)Resultados

Se presentan a continuación parte de los resultados obtenidos agrupados por zonas de tratamiento (todos los resultados están en cm.). Cabe destacar que mediante el uso de un protocolo Online de IGRT, todas las incertidumbres de posicionamiento se minimizarían y tomarían un valor nulo, ya que en cada sesión

comprobaríamos el correcto posicionamiento del paciente. Ésto no sería así con un protocolo Offline de IGRT, con el cual sí que tendríamos que añadir estas incertidumbres al cálculo de margen de PTV.

Figura 1. Resultados de tratamientos de zona Pélvica con protocolo de IGRT Offline

Figura 2. Resultados de tratamientos de zona Pélvica con protocolo de IGRT Online

4)Conclusión

Se observa que mediante el uso de un protocolo online de IGRT se producen reducciones de márgenes del orden de un 30% para los tratamientos de zona pélvica. Éste resultado es similar en el resto de zonas de tratamiento analizadas.

Esta considerable reducción de margen puede tener importantes consecuencias en la dosimetría de los pacientes, disminuyendo la dosis a órganos de riesgo. Además, en protocolos en los que haya recomendaciones alimenticias (e.g. vejiga llena, recto vacío) a seguir por el paciente, permite visualizar si se cumplen o no las condiciones de tratamiento. Como contrapartida, un protocolo Online de IGRT implicará más tiempo en el acelerador por paciente, así como una dosis mayor recibida, que aunque es pequeña no es nula.

	Sistemáticos					Aleatorios		
	Posicionamiento	Isocentro kV	Isocentro acelerador	Delineación	Organ motion	Posicionamiento	Organ motion	Total (Van Herk)
Lateral (x)	0.26	0.03	0.015	0.3	0.026	0.34	0.064	1.24
Longitudinal (z)	0.22	0.03	0.015	0.3	0.027	0.26	0.123	1.13
Vertical (y)	0.36	0.03	0.015	0.3	0.044	0.35	0.188	1.46

	Sistemáticos					Aleatorios		
	Posicionamiento	Isocentro kV	Isocentro acelerador	Delineación	Organ motion	Posicionamiento	Organ motion	Total (Van Herk)
Lateral (x)	X	0.03	0.015	0.3	0.026	X	0.064	0.82
Longitudinal (z)	X	0.03	0.015	0.3	0.027	X	0.123	0.84
Vertical (y)	X	0.03	0.015	0.3	0.044	X	0.188	0.89

ID: 00950
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Efecto de las rotaciones en la incertidumbre de posicionamiento de los tratamientos de radioterapia

Brais Rodríguez López[1] , Patricia Gago Gómez[1] , José Olasolo Alonso[1] , Germán Valtueña Peydró[1] , Clara Eíto Valdovinos[1] , Alicia Olarte García[1]

1) IMQ Zorrotzaurre

1)Objetivo

El tamaño de la zona a tratar en un tratamiento, PTV (Planning Target Volume) está determinado por el tamaño del CTV (Clinical Target Volume) más un margen debido a incertidumbres geométricas, que asegura una probabilidad de cobertura del CTV. Las fórmulas propuestas hasta el momento para el cálculo de ese margen no tienen en cuenta posibles rotaciones del tumor. Recientemente se han publicado artículos para poder tener en cuenta las rotaciones en el caso de Radiocirugías (SRS) con volúmenes de tratamiento PTV pequeños.
El objetivo de este trabajo es realizar un análisis de los desplazamientos obtenidos en las verificaciones de posicionamiento y comparar el efecto de la rotación en tratamientos de volúmenes grandes con tratamientos de Radiocirugía.

2)Material y método

Para realizar este trabajo se ha obtenido datos del servicio de Radioterapia de la clínica IMQ Zorrotzaurre en Bilbao. El servicio cuenta con 2 aceleradores lineales, uno de ellos (del que se han recogido datos) es un modelo TrueBeam de la marca Varian. Tiene acoplado como método de imagen un sistema OBI que permite realizar CBCT´s. La mesa de tratamiento 6D permite hacer desplazamientos rotacionales (rotación (yaw), cabeceo (pitch) y balanceo (roll)). Se analizan un total de 211 pacientes, para los cuales se ha realizado un protocolo Online de IGRT (CBCT´s diarios).
Una vez caracterizadas las incertidumbres sistemáticas y aleatorias totales se pueden calcular márgenes de PTV utilizando la fórmula de Van Herk:
$M_{x,y,z}$=2,5?+0,7?
en la que ? hace referencia a las incertidumbres sistemáticas de posicionamiento y ? a las aleatorias. Qinghui Zhang ha propuesto recientemente una serie de fórmulas para tener en cuenta una incertidumbre adicional más debido a la rotación para calcular el margen del PTV. Las fórmulas propuestas por Qinghui Zhang pasan por ajustar una función elipsoide al PTV a tratar (*x* se refiere al eje lateral, *y* al vertical y *z* al longitudinal:
$(x/a)^2+(y/b)^2+(z/c)^2=1$

La incertidumbre aleatoria asociada a la rotación para una serie de pacientes viene dada por:

$?_{rotx}^2 =< b^2 >< ?^2 >+< c^2 >< ?^2 >$
$?_{roty}^2 =< a^2 >< ?^2 >+< b^2 >< ?^2 >$
$?_{rotz}^2 =< a^2 >< ?^2 >+< c^2 >< ?^2 >$

siendo ?, ? y ? los ángulos asociados a roll, pitch y yaw respectivamente en radianes.
Al estar el estudio basado en tratamientos de Radiocirugía sólo se plantean fórmulas para las incertidumbres aleatorias de rotación.

3)Resultados

Se presentan parte de los resultados del análisis de las incertidumbres sistemáticas y aleatorias de

posicionamiento sin tener en cuenta la rotación, calculadas mediante el método propuesto por Van Herk:

Figura 1. Resultados del análisis de incertidumbres sistemáticas convencionales de posicionamiento para distintas zonas de tratamiento

A continuación se presentan los resultados del análisis de la incertidumbre aleatoria de posicionamiento debida a la rotación para los tratamientos de la zona de pelvis, con el método propuesto por Quinghui Zhang:

Figura 2. Resultados del análisis de incertidumbres aleatorias de rotación para zona pelvis

4)Conclusión

Se puede observar ve que la incertidumbre aleatoria de rotación es un orden de magnitud menor que la incertidumbre aleatoria de posición. Esto ocurre en todas las zonas de tratamiento.

En el artículo publicado por Qinghui Zhang se obtienen unos resultados similares para el caso de tratamientos de SRS.

El efecto total de las rotaciones sobre el cálculo del margen de CTV a PTV es mínimo, pero esto es debido a que no se han tomado en cuenta incertidumbres sistemáticas de posicionamiento de rotación, ya que de momento no existe bibliografía que proponga fórmulas para su cálculo. Esto no es así en el cálculo de márgenes de tratamientos de SRS, en los cuales todas las incertidumbres son aleatorias.

	Zona Pelvis			Zona Tórax			Zona cabeza y cuello		
	Σ (cm)	σ (cm)	Media (cm)	Σ (cm)	σ (cm)	Media (cm)	Σ (cm)	σ (cm)	Media (cm)
Lateral (x)	0,261	0,337	0,00±0,26	0,265	0,322	-0,11±0,27	0,116	0,168	-0,07±0,12
Longitudinal (z)	0,216	0,260	0,06±0,22	0,324	0,312	0,05±0,32	0,201	0,189	0,03±0,20
Vertical (y)	0,361	0,347	-0,17±0,36	0,441	0,341	-0,20±0,44	0,123	0,145	0,07±0,12

	Zona Pelvis						
	σ (cm)	< θ> (º)	<Ψ> (º)	<ϕ> (º)	<a> (cm)	<b> (cm)	<c> (cm)
Lateral (x)	0,015	-0,14±0,88	0,4±1,3	0,04±0,57	6,3±1,9	5,3±1,6	6,4±2,9
Longitudinal (z)	0,032						
Vertical (y)	0,027						

ID: 00974
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

IGRT con cone beam y mesa robótica: ¿Es posible realizar correcciones con precisión submilimétrica?

Juan María Pérez Moreno[1] , Leyre Alonso Iracheta[1] , Pedro Fernández Letón[1] , Paz García de Acilu Laá[1]

1) Hospital Universitario HM Puerta del Sur - HM Hospitales

OBJETIVO

Los sistemas de IGRT determinan correcciones a la posición inicial del paciente basadas en un registro de imagen. Muchos sistemas proporcionan valores con resolución de 0.1mm, o menores, que, a excepción de las unidades basadas en brazos robóticos, son aplicados mediante movimientos de la mesa de tratamiento. Por su diseño mecánico, es más que dudable la capacidad de dichas mesas para realizar movimientos con precisión submilimétrica.
Se pretende evaluar la precisión e incertidumbre en la determinación y aplicación de correcciones de un sistema de IGRT basado en cone beam y mesa robótica con seis grados de libertad.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de un acelerador lineal Versa HD con de sistema de IGRT de haz cónico (CB) XVI R5.0. Por otra parte, la unidad de tratamiento monta una mesa robótica modelo HexaPOD, que permite la aplicación de correcciones traslacionales y rotacionales al posicionamiento inicial del paciente. Todos los movimientos de la mesa se monitorizan mediante un par de cámaras de infrarrojos que detectan la posición de una matriz de esferas reflectantes ancladas a un marco indexado al tablero. Según las especificaciones del fabricante, este sistema junto con su diseño mecánico permite mover la mesa con resolución por debajo del milímetro.
Se dispone de un puntero de plexigás con una esfera de tungsteno de 4mm de diámetro en su extremo, que puede ser fijado al tablero de la mesa de tratamiento. La base del puntero monta un conjunto de tres tornillos micrométricos que permiten desplazarlo de forma independiente en los ejes x,y,z en pasos de 0.01 mm.
Se ha realizado el siguiente procedimiento en dos momentos diferentes de la jornada de trabajo, a lo largo de 10 días:

1. Posicionar la esfera del Ball Bearing centrado en el origen del sistema de coordenadas del sistema de IGRT, mediante un CB
2. Aplicación de desplazamientos arbitrarios de hasta 2 mm, mediante el conjunto de tornillos micrométricos
3. Un segundo CB al Ball Bearing para determinar la nueva posición del centro de la esfera
4. Aplicación de las correcciones determinadas en 3 con el sistema HexaPOD, para volver a centrar la esfera en el origen del sistema de coordenadas imagen
5. Un tercer CB para determinar las coordenadas finales de la esfera en el sistema de referencia imagen

La precisión y exactitud del sistema de IGRT se determina a partir de las diferencias entre los desplazamientos aplicados en *2* respecto al cambio de las coordenadas de la esfera determinadas en *3* y las determinadas en *1*. La exactitud se estima como el promedio de las diferencias y la precisión a partir de la desviación estándar, restando cuadráticamente la incertidumbre del sistema de tornillos micrométricos con los que se aplican desplazamientos conocidos. La precisión se estima como 2 veces la desviación estándar.

En un caso ideal, las coordenadas finales determinadas en *5* deberían ser cero. Los valores obtenidos serán empleados para la estimación de la precisión y exactitud del conjunto CB + HexaPOD.

RESULTADOS

La tabla 1 resume los valores estimados de exactitud y precisión del sistema de imagen. Todos los valores se dan con k=2. Los valores dados incorporan la exactitud e incertidumbre del sistema de IGRT completo, es decir, incluyen los asociados a la calibración y definición del sistema de coordenadas imagen y los asociados al registro de imagen realizado para determinar las coordenadas del centro de la esfera.

En la tabla 2 se dan las estimaciones de exactitud y precisión del sistema de la mesa robótica al aplicar correcciones posicionales.

La incertidumbre combinada del sistema de IGRT + mesa robótica en la determinación y aplicación de correcciones es 0.23, 0.18 y 0.13 para los ejes X, Y y Z, respectivamente.

CONCLUSIONES

El sistema de XVI 5.0 junto con la mesa robótica HexaPOD permite determinar y realizar correcciones al posicionamiento del paciente con precisión notablemente inferior al milímetro, adecuado para tratamientos de radiocirugía.

	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Exactitud	-0.05±0.04	0.00±0.02	0.018±0.022
Incertidumbre	0.19	0.13	0.12

	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
Exactitud	-0.04±0.04	-0.03±0.04	0.018±0.021
Incertidumbre	0.14	0.13	0.03

ID: 00975
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

¿Es posible realizar tratamientos de SBRT vertebral con precisión submilimétrica?

Juan María Pérez Moreno[1] , Leyre Alonso Iracheta[1] , Pedro Fernández Letón[1] , Paz García de Acilu Laá[1] , Ovidio Hernando Requejo[1]

1) Hospital Universitario HM Puerta del Sur - HM Hospitales

OBJETIVO

En el tratamiento con SBRT de lesiones vertebrales y paravertebrales es habitual no realizar ninguna expansión al volumen blanco definido. Además, éste se encuentra muy próximo, si no en contacto, con la médula espinal. Dado que en este tipo de tratamientos se tienen elevados gradientes de dosis y las regiones de interés son de pequeño tamaño, una pequeña desviación en la colocación del paciente durante el tratamiento, puede dar lugar a desviaciones importantes del plan tratado respecto al planificado. Se pretende evaluar la precisión en la colocación de pacientes sometidos a tratamientos de SBRT de lesiones vertebrales y paravertebrales.

MATERIAL Y MÉTODOS

Todos los tratamientos de SBRT de vértebra se han realizadoen un acelerador VERSA HD. Entre otras energías, dispone de haces sin filtro con energías 6FFF y 10FFF y está equipado con un colimador multilámina Agility. Asimismo, dispone de un sistema de IGRT de haz cónico (CB) XVI R5.0, que permite la adquisición de una imagen de CB simultánea a la impartición del tratamiento. Por otra parte, la unidad de tratamiento monta una mesa robótica modelo HexaPOD, que permite la aplicación de correcciones traslacionales y rotacionales al posicionamiento inicial del paciente.
Se ha analizado una muestra 80 registros de imágenes de CB obtenidos durante 23 sesiones de tratamiento correspondientes a 13 pacientes, 10 de los cuales se trataron en dosis única. Los tratamientos se han realizado con técnica de VMAT con 2 ó 4 arcos, empleando una energía de 6FFF.
El procedimiento en la ejecución del tratamiento es el siguiente:

1. Colocación inicial del paciente
2. CB estándar para determinar el error de colocación
3. Corrección de los desplazamientos y rotaciones mediante el sistema HexaPOD
4. Realización de cone beam intrafracción (IFCB) simultáneo a cada haz de tratamiento
5. Corrección de los desplazamientos y rotaciones mediante el sistema HexaPOD tras cada IFCB

En cada registro de imagen de tratamiento con imagen de planificación se registra la hora de adquisición de la imagen y las correcciones traslacionales y rotacionales propuestas por el sistema.
Se analiza el error posicional tras cada imagen frente al hipotético error posicional que se habría tenido de no realizar correcciones intrafracción. Este hipotético error se determina sumando los errores obtenidos tras cada imagen intrafración. Asimismo se estudia su evolución temporal a lo largo de la duración del tratamiento.

RESULTADOS:

La magnitud del error de colocación promedio para la población analizada ha sido 0.91±0.07 mm, inferior a 1 mm (p=0.1). Si no se hubiese realizado ningún tipo de control ni corrección intrafracción el error de colocación promedio habría sido de 1.43±0.09. Los valores especificados son la media ± una desviación estándar. En cuanto a la movilidad intrafracción, estimada a partir de la desviación típica pormedio de la población.

De los 80 registros de imagen analizados, en 3 de ellos se ha obtenido un error posicional superior a 2 mm En caso de no haber realizado el protocolo de imagen y corrección descrito, se habrán tenido errores superiores a 2 mm en 13 ocasiones de las 80 evaluadas.

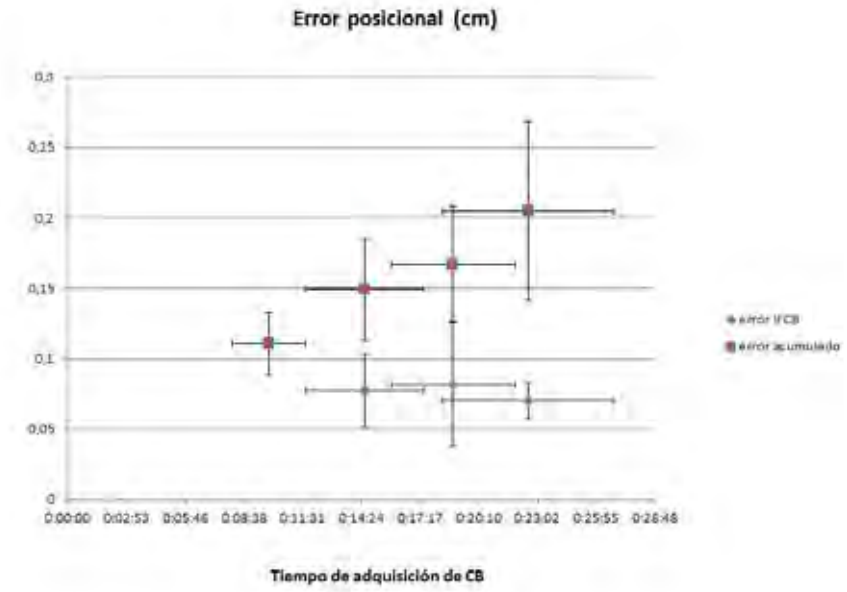
En la figura 1 se muestra la evolución temporal del error total promedio en la posición de los pacientes. Se observa

un aumento de su magnitud con el tiempo si no se realizaran correcciones durante la sesión de tratamiento, así como la aplicación de las mismas mantiene la cota máxima de error de colocación en torno al milímetro.

CONCLUSIONES:

El análisis realizado indica que es posible realizar tratamientos de SBRT espinal con errores de colocación promedio menores que 1mm, aunque se necesita una mayor muestra para afirmar con mayor significación estadística.

La no aplicación de las correcciones de acuerdo al protocolo propuesto implicaría que una parte importante del tratamiento se realice con un error de colocación del paciente en torno a 2 mm, que pueden conducir a aumento de la dosis absorbida de hasta un 13% en médula.



ID: 00976
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Control intrafracción en SBRT de lesiones sometidas a movimiento respiratorio

Juan María Pérez Moreno[1] , Leyre Alonso Iracheta[1] , Pedro Fernández Letón[1] , Paz García de Acilu Laá[1] , Ovidio Hernando Requejo[1]

1) Hospital Universitario HM Puerta del Sur - HM Hospitales

OBJETIVO

Se pretende evaluar el movimiento intrafracción en tratamientos de SBRT de lesiones sometidas a movimiento respiratorio.

MATERIAL Y MÉTODOS

En nuestro centro se pueden realizar tratamientos de SBRT empleando dos técnicas de control respiratorio: control de respiración activo (ABC) y compresión diafragmática.
El ABC consiste en irradiar en intervalos de tiempo durante los cuales el paciente mantiene la respiración, asistido por un sistema basado en espirómetro que garantiza la constancia del volumen de aire inhalado por el paciente.
La compresión diafragmática emplea un cinturón con una escala graduada y un manómetro incorporado que garantiza la reproducibilidad de la presión ejercida.
Todos los tratamientos de SBRT de vértebra se han realizado con el planificador Raystation para un acelerador VERSA HD, equipado de un sistema de IGRT de haz cónico (CB) XVI R5.0, que permite la adquisición de una imagen de CB simultánea a la impartición del tratamiento.
El procedimiento en cada sesión de tratamiento incluye, además de un CB inicial para corregir el posicionamiento inicial del paciente, uno ó dos CB intrafracción (simultáneo o no).
Se ha analizado una muestra 147 registros de imágenes de CB intrafracción obtenidos durante 132 sesiones de tratamiento correspondientes a 26 tratamientos realizados con ABC y 6 con compresión. Los tratamientos se han realizado con técnica de VMAT con una duración de 3 a 5 fracciones. 18 tratamientos corresponden a lesiones pulmonares y 14 a hepáticas.
Se han determinado los errores posicionales promedio para cada paciente, los poblacionales y las desviaciones típicas individual y poblacional.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestran por componentes los errores de colocación y las desviaciones estándar promedios de la población. Las incertidumbres estimadas se dan con k=1.
En la figura 1 se representan para ambas técnicas, el error intrafracción promedio (a y b) y la desviación típica (c y d) de cada paciente. Ésta última es un indicador de la movilidad intrafracción para cada paciente. En ella se observan tres pacientes, 2 de ABC y un caso de compresión, en los que los errores promedio y la variabilidad intrafracción son destacan por encima del resto. Todos ellos corresponden a lesiones hepáticas.

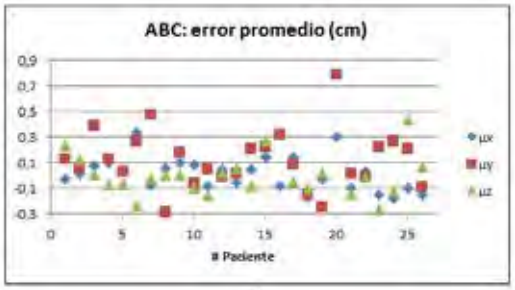
CONCLUSIONES

No existe diferencia significativa entre ambas técnicas para el error posicional promedio ($p< 0.05$), aunque sí para la movilidad intrafracción, resultando mayor para los pacientes tratados con ABC en las componentes y ($p< 0.01$) y z($p< 0.05$). Esto puede deberse a que se utiliza la misma inmovilización para todos los casos, pero los tratamientos de ABC requieren de una colaboración activa del paciente al tomar y mantener un volumen de aire superior a su respiración normal. Este hecho será compensado por el menor margen necesario puesto que se fija el movimiento respiratorio del blanco, siempre que la amplitud del movimiento respiratorio residual tras la compresión supere los 4-5 mm, de acuerdo. En los tratamientos con compresión es necesario crear un ITV a partir del cual generar el PTV.

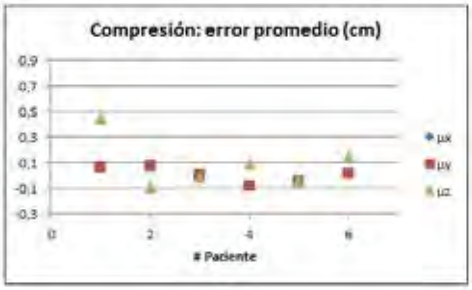
En los tratamientos compresión, un margen de 3 mm de ITV (GTV+movimiento) a PTV parece seguro. En el caso de pacientes ABC un margen de 5 mm de GTV a PTV puede ser adecuado, pudiendo llegar a emplearse 4 mm en la dirección lateral.

Dependiendo de su localización dentro del hígado, la evaluación del registro de imagen de CB en el tratamiento de lesiones hepáticas presenta bastantes dificultades, aumentando su incertidumbre. Esta puede ser la razón que los tres casos con errores promedio y/o variabilidades notablemente superiores al resto, consistan en lesiones hepáticas alejadas de diafragma. Un mayor número de casos permitiría confirmar este indicio con mayor seguridad, aunque estos resultados ha conducido a una mayor vigilancia de nuevos tratamientos similares.

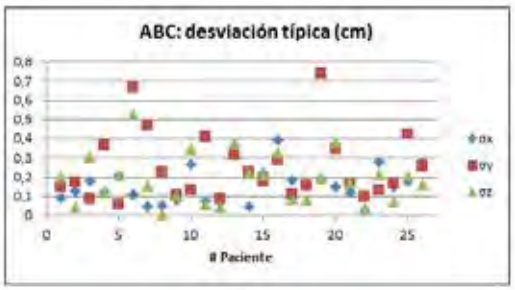
	ABC			Compresión		
	x (mm)	y (mm)	z (mm)	x (mm)	y (mm)	z (mm)
Media	0.13±0.26	1.2±0.4	-0.3±0.4	0.05±0.3	0.9±0.8	-0.7±0.4
Desv. típica	1.9±0.2	3.1±0.3	2.3±0.3	1.8±0.5	1.4±0.2	1.4±0.3



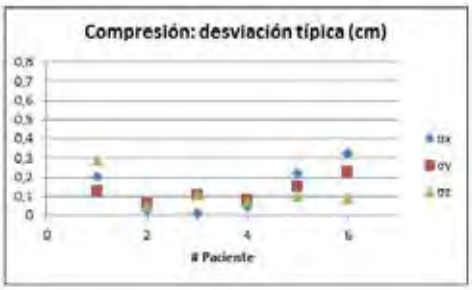
a)



b)



c)



d)

ID: 01035
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN EN PACIENTES DE CABEZA Y CUELLO INMOVILIZADOS CON MÁSCARAS TERMOPLÁSTICAS

JUAN CASTRO NOVAIS[1] , MARIA YOLANDA MOLINA LÓPEZ[2] , EDUARDO PARDO PÉREZ[1] , SHEILA RUÍZ MAQUEDA[1] , HUGO PÉREZ GARCÍA[1] , XESÚS GONZÁLEZ SOTO[1] , ANA AURORA DÍAZ GAVELA[1]

1) HOSPITAL UNIVERSITARIO QUIRONSALUD MADRID 2) HOSPITAL UNIVERSITARIO LUCUS AUGUSTI

OBJETIVO

En los tratamientos de radioterapia externa es importante conocer el movimiento intrafracción del paciente y tenerlo en cuenta en la delimitación de los volúmenes a tratar.

El objetivo del trabajo es caracterizar el movimiento intrafracción de pacientes tratados con radioterapia de cabeza y cuello inmovilizados con máscaras termoplásticas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza un escáner en un equipo Discovery PET/CT 600 de GE (Fairfield, EEUU) a 10 pacientes con lesiones en cabeza y cuello inmovilizados con máscaras termoplásticas de cabeza Zentec^{TM} IMRT Style 18 (CIVCO Medical Solutions, Orange City, IA). Para el posicionamiento correcto del paciente antes del tratamiento se hace un *conebeam CT* con un acelerador Truebeam STx v2.0 (Varian Medical Systems (VMS), Palo Alto, California). Las imágenes obtenidas se fusionan online con el escáner de simulación del paciente utilizando la herramienta *auto matching* del sistema de imagen integrado del Truebeam, permitiendo correcciones en las variables longitudinal ($d_{Longitudinal}$), lateral ($d_{Lateral}$), vertical ($d_{Vertical}$), rotación de mesa, *pich* y *roll* de la mesa de tratamiento *PerfectPitch* de VMS de seis grados de libertad (6DoF). Se aplica la corrección a la mesa de tratamiento y se trata el paciente. Al finalizar el tratamiento se hace otro *conebeam* y se vuelve a fusionar con el escáner de simulación. Se asume que la corrección obtenida de la fusión es debida al movimiento intrafracción del paciente. Se registran los valores obtenidos y se calcula el desplazamiento total como la raíz de la suma cuadrática de las desviaciones de las variables longitudinal, lateral y vertical:

$$\text{Desplazamiento total} = ?((d_{Longitudinal})^2+(d_{Lateral})^2+(d_{Vertical})^2)$$

Asimismo se registra el tiempo transcurrido entre los *conebeam* adquiridas para estudiar una posible dependencia del movimiento intrafracción con el tiempo.

RESULTADOS

En la tabla 1 se presentan los valores medios y las desviaciones típicas (k=1) de las 6 dimensiones, el desplazamiento total y el tiempo medio entre el *conebeam* inicial y final.

El desplazamiento medio intrafracción fue de 1,16 ± 0,65 mm, inferior al margen de 5 milímetros que se aplica en la rutina de este tipo de tratamientos.

En los valores obtenidos no se observan desplazamientos predominantes en ninguna dirección, de forma que los resultados sugieren que el margen que hay que añadir al volumen blanco para tener en cuenta al movimiento intrafracción en este tipo de tratamientos debería ser isótropo.

En la figura 1 se presenta el desplazamiento total en función del tiempo transcurrido entre imágenes. Los resultados obtenidos no muestran una dependencia de los desplazamientos con el tiempo transcurrido por lo que las diferencias en los desplazamientos intrafracción los debemos asociar a características particulares de cada paciente.

Cabe destacar que los valores obtenidos representan una cota inferior del movimiento intrafracción, al valorar el movimiento del paciente en un instante concreto (el momento de hacer el *conebeam*). Sin embargo, estos valores nos sirven para valorar el margen mínimo que debemos considerar para este sistema de inmovilización. Una caracterización más exacta necesita de sistemas de imagen que permitan registrar el desplazamiento del paciente en tiempo real.

CONCLUSIÓN

Se han presentado los desplazamientos intrafracción en pacientes de radioterapia de cabeza y cuello inmovilizados con máscaras termoplásticas de cabeza Zentec^{TM} IMRT. El desplazamiento medio intrafracción fue de 1,16 ± 0,65 mm. No se han observado movimientos intrafracción predominantes en ninguna de las 6 dimensiones. Los resultados obtenidos no muestran una dependencia temporal del desplazamiento.

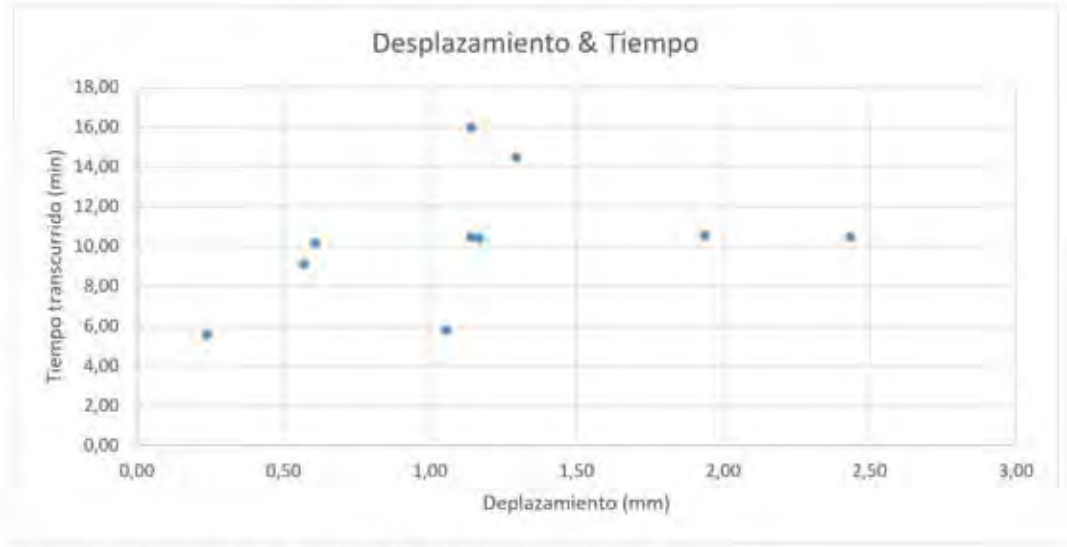


Figura 1. Desplazamiento intrafracción en función del tiempo transcurrido.

$\delta_{Vertical}$ (mm)	$\delta_{Longitudinal}$ (mm)	$\delta_{Lateral}$ (mm)	Desplazamiento total (mm)	Roll (°)	Pitch (°)	Rotación iso (°)	Tiempo (min)
0,10 ± 0,61	-0,16 ± 0,73	0,22 ± 0,96	1,16 ± 0,65	0,02 ± 0,24	0,00 ± 0,26	-0,01 ± 0,41	10,2 ± 3,2

Tabla 1. Desviación promedio y desviación estándar (k=1) de la desviación vertical, longitudinal, lateral, el desplazamiento total, roll, pitch, rotación isocéntrica de mesa y el tiempo medio transcurrido entre conebeams.

ID: 01057
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

CALCULO DE LOS MÁRGENES ASOCIADOS AL MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN DE LA PRÓSTATA Y DEL PACIENTE

María Roch González[1] , Pablo Castro Tejero[1] , Pablo Chamorro Serrano[1] , Almudena Zapatero Laborda[1] , David Büchser García[1] , David Hernández González[1] , Leopoldo Pérez González[1]

1) Hospital Universitario de la Princesa

OBJETIVO

El cáncer de próstata (CaP) es en España y en Europa el cáncer más común entre los varones. La radioterapia (RT) es una de las dos modalidades de tratamiento curativo del cáncer de próstata. La probabilidad de control local con radioterapia está directamente relacionada con la dosis total [1] y con la precisión con la que se administra la dosis en el volumen objetivo que también condicionará la toxicidad en órganos circundantes (recto y vejiga).

Existen diversas componentes de incertidumbre asociadas al procedimiento radioterápico, una de ellas es el movimiento del volumen blanco durante la administración del tratamiento, denominado movimiento intrafracción. En el caso de la próstata el movimiento intrafracción tendrá dos componentes, una debido al desplazamiento del paciente en la mesa de tratamiento y otra asociada al movimiento de la glándula prostática.

El objetivo del trabajo es determinar el movimiento intrafracción de la próstata y cuantificar que porcentaje de dicho desplazamiento se asocia a un movimiento del paciente sobre la mesa de tratamiento y que parte a un movimiento de la próstata.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se incluyen en el estudio 15 pacientes de CaP tratados con un esquema hipofraccionado a 2.7 Gy/sesión en 25 fracciones. El paciente se coloca en supino únicamente con una cuña de rodillas para su inmovilización. Previamente a la realización del TC de planificación se colocan en la próstata al menos tres semillas de oro que se utilizarán como marcadores fiduciales. Se aplican unos márgenes CTV – PTV de 10 mm excepto 7 mm en antero-posterior hacia el recto.

Se aplica un protocolo on-line de RT guiada por imagen que consiste en la realización de un CBCT antes de cada sesión de tratamiento para posicionar al paciente. En sesiones alternas se adquiere un CBCT justo después de administrar el tratamiento.

Se analiza un total de 356 CBCT (pre + post tratamiento) de los cuales se extraen los desplazamientos on-line obtenidos en el registro a marcas fiduciales del CBCT con el TC de planificación. Paralelamente se realiza un registro off-line a estructuras óseas de todos los CBCT con el TC de planificación.

Se considera que el movimiento del paciente intrafracción sobre la mesa de tratamiento se puede determinar restando los valores obtenidos en el registro off-line a estructuras óseas (post – pre tratamiento). Extrayendo esta componente al movimiento total obtenido restando los valores de los registros on-line a semillas (post – pre tratamiento) se determina la componente de desplazamiento intrafracción asociada únicamente al movimiento de la próstata.

A partir de estos desplazamientos se estiman los márgenes asociados a cada fuente de incertidumbre según [2].

RESULTADOS

Los resultados obtenidos para el desplazamiento intrafracción del paciente y de la próstata se muestran en la Tabla 1 y Tabla 2, respectivamente. El tiempo promedio de duración de la sesión de tratamiento es de 8,5 min. Los márgenes si la única fuente de incertidumbre fuese el movimiento del paciente serían ? 2 mm en las tres direcciones. En cambio, los márgenes determinados a partir del desplazamiento intrafracción de la próstata son mayores (5 mm en las direcciones vertical y longitudinal y 2 mm en la dirección lateral).

CONCLUSIONES

Los márgenes de extensión del CTV – PTV utilizados son suficientes para absorber las desviaciones generadas por el movimiento intrafracción del volumen blanco.

Los errores generados por el movimiento intrafracción son principalmente debidos a un movimiento de la glándula prostática y en menor cuantía asociados a un movimiento del paciente sobre la mesa de tratamiento. El sistema de inmovilización utilizado es suficiente para limitar este tipo de movimiento.

REFERENCIAS

1. Hanks GE, Martz KL, Diamond JJ. The effect of dose on local control of prostate cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 15:1299-1305, 1988.

1. Van Herk M. Errors and margins in radiotherapy. Seminars in Radiation Oncology, vol 14, No 1, 2004 pp 52:64.

DESPLAZAMIENTO INTRAFRACCIÓN DEL PACIENTE				
	Media (μ)	*Desv (μ)*	*[Media (σ^2)]$^{1/2}$*	*MARGEN (mm)*
Vertical	-.57	0.40	1.11	1.8
Longitudinal	.35	0.44	0.95	1.8
Lateral	.08	0.50	1.09	2.0

DESPLAZAMIENTO INTRAFRACCIÓN DE LA PRÓSTATA				
	Media (μ)	*Desv (μ)*	*[Media (σ^2)]$^{1/2}$*	*MARGEN (mm)*
Vertical	.34	1.17	2.16	4.4
Longitudinal	-.44	1.32	2.34	5.0
Lateral	.09	0.51	1.07	2.0

ID: 01059
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

CÁLCULO ERROR RESIDUAL EN EL POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE DE PRÓSTATA. ESTUDIO DE LAS MIGRACIONES DE LAS SEMILLAS.

María Roch González[1] , Pablo Castro Tejero[1] , Pablo Chamorro Serrano[1] , Almudena Zapatero Laborda[1] , David Büchser García[1] , David Hernández González[1] , Leopoldo Perez González[1]

1) Hospital Universitario de la Princesa

OBJETIVO

El cáncer de próstata (CaP) es en España y en Europa el cáncer más común entre los varones. La radioterapia (RT) es una de las dos modalidades de tratamiento curativo del cáncer de próstata. La probabilidad de control local con radioterapia está directamente relacionada con la dosis total y con la precisión con la que se administra la dosis en el volumen objetivo que también condicionará la toxicidad en órganos circundantes (recto y vejiga). La RT guiada por imagen (IGRT) tiene como objetivo reducir imprecisiones asociadas al posicionamiento del paciente en la mesa de tratamiento y así mejorar la eficiencia global del tratamiento RT.

Los protocolos on-line de IGRT consisten en la realización de imagen antes de cada sesión de tratamiento y teóricamente eliminan los errores sistemáticos y aleatorios asociados al posicionamiento del paciente. Sin embargo, existen factores que no se consideran en el proceso de registro pre-tratamiento como una posible migración de alguna de las marcas fiduciales o el error intríseco del mismo.

El objetivo del trabajo es determinar el “error residual” en el posicionamiento del paciente con un protocolo de IGRT on-line y estudiar las migraciones de las marcas fiduciales utilizadas en el registro.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se incluyen en el estudio 15 pacientes de CaP tratados con un esquema hipofraccionado a 2.7 Gy/sesión en 25 fracciones. El paciente se coloca en supino únicamente con una cuña de rodillas para su inmovilización. Previamente a la realización del TC de planificación se colocan en la próstata al menos tres semillas de oro que se utilizarán como marcadores fiduciales para realizar el registro de imagen. En el contorneo se aplican unos márgenes CTV – PTV de 10 mm excepto 7 mm en antero-posterior hacia el recto.

Se implementa un protocolo on-line de RT guiada por imagen que consiste en la realización de un CBCT antes de cada sesión de tratamiento para posicionar al paciente mediante el registro con el TC de planificación.

Se analizan los TC de planificación (15) y un total de 367 CBCT de los cuales se extraen los datos de la posición de las semillas y del isocentro para cada conjunto de imágenes. A partir de las diferencias entre la posición relativa semilla - isocentro de tratamiento y la posición relativa semilla - isocentro en el TC de planificación se cuantificará el error residual de posicionamiento del paciente en las tres direcciones del espacio y para cada una de las semillas. A partir de estos errores se estiman los márgenes asociados.

Se realiza el análisis de la evolución temporal de dichos errores a medida que avanzamos en el tratamiento para identificar las posibles migraciones de las semillas.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos para el error residual en el posicionamiento del paciente se muestran en la Tabla 1. En la dirección lateral se observan los errores menores, tanto sistemáticos como aleatorios. En dirección longitudinal existen errores sistemáticos superiores posiblemente debidos a una resolución limitada del TC de planificación en esta dirección.

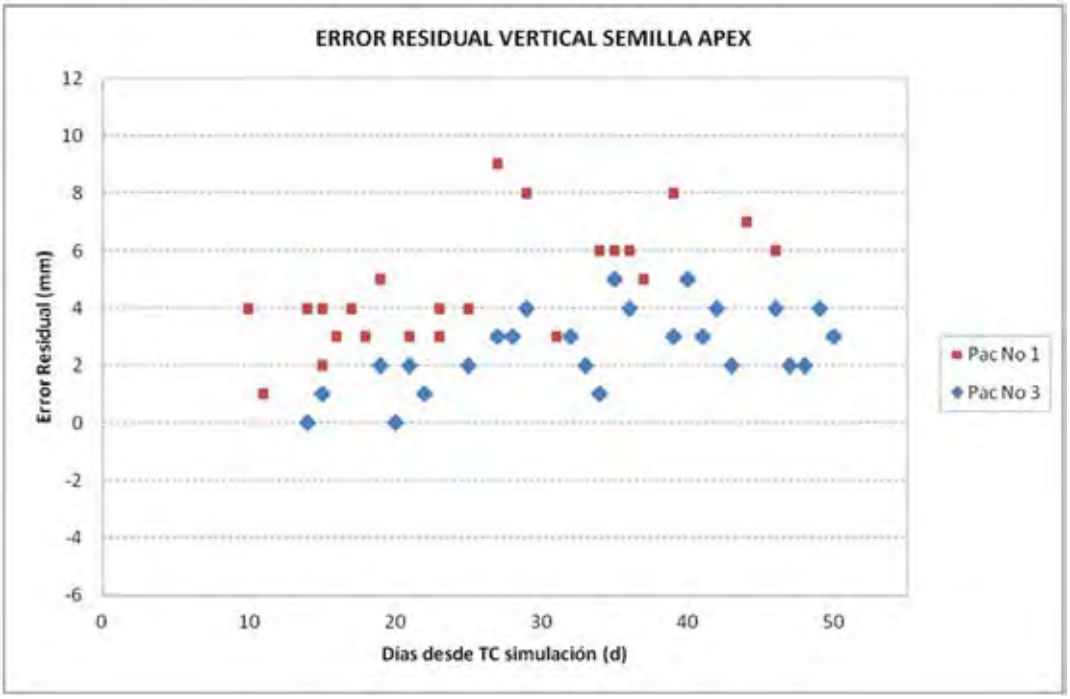
Comparando los valores obtenidos para las tres semillas se observa un error residual sistemático significativamente mayor en dirección vertical para la semilla ubicada en el apex de la próstata. Este resultado es coherente con que en 2 de los 15 pacientes analizados se detecten migraciones de esta semilla en sentido antero - posterior como se observa en la Figura 1.

CONCLUSIONES

Los márgenes de extensión del CTV – PTV utilizados son suficientes para absorber las desviaciones generadas por el error residual en el posicionamiento del paciente.

La posición del apex para las marcas fiduciales resulta la más inestable siendo más probable en este caso una migración de la semilla en dirección principalmente antero - posterior.

Semilla Apex	*Media (μ)*	*Desv (μ)*	*[Media (σ^2)]^1/2*	*MARGEN (mm)*
Lateral	-0.06	0.48	0.74	1.7
Vertical	0.97	1.52	1.37	4.8
Longitudinal	0.06	1.13	1.12	3.6
Semilla Izda	*Media (μ)*	*Desv (μ)*	*[Media (σ^2)]^1/2*	*MARGEN (mm)*
Lateral	-0.27	0.41	0.76	1.6
Vertical	0.11	0.83	1.19	2.9
Longitudinal	-0.12	1.27	1.21	4.0
Semilla Dcha	*Media (μ)*	*Desv (μ)*	*[Media (σ^2)]^1/2*	*MARGEN (mm)*
Lateral	0.23	0.51	0.72	1.8
Vertical	-0.20	0.63	1.22	2.4



ID: 01202
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Determinación del error residual asociado a tres métodos de IGRT para el posicionamiento de próstata

Pablo Castro Tejero[1] , María Roch González[1] , Pablo Chamorro Serrano[1] , Almudena Zapatero Laborda[1] , David Buscher García[1] , Leopoldo Pérez González[1]

1) Hospital Universitario de la Princesa

Objetivos: El empleo de técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT) tiene como objetivo reducir las incertidumbres asociadas al posicionamiento del paciente. El objetivo del trabajo es analizar, tras la alineación del paciente en la unidad de tratamiento, el error residual en la posición de la próstata respecto a su posición de planificación usando tres procedimientos de corrección.

Material y Métodos: El equipamiento de IGRT empleado es On Board Imaging (Varian) que permite realizar la técnica Cone Beam CT (CBCT) consistente en la adquisición de imágenes 3D mediante un detector de kV integrado en la unidad de tratamiento. Esta tecnología se emplea en pacientes con cáncer de próstata a los que han sido implantadas tres semillas de oro en la propia glándula, previamente a la realización del TC de planificación.

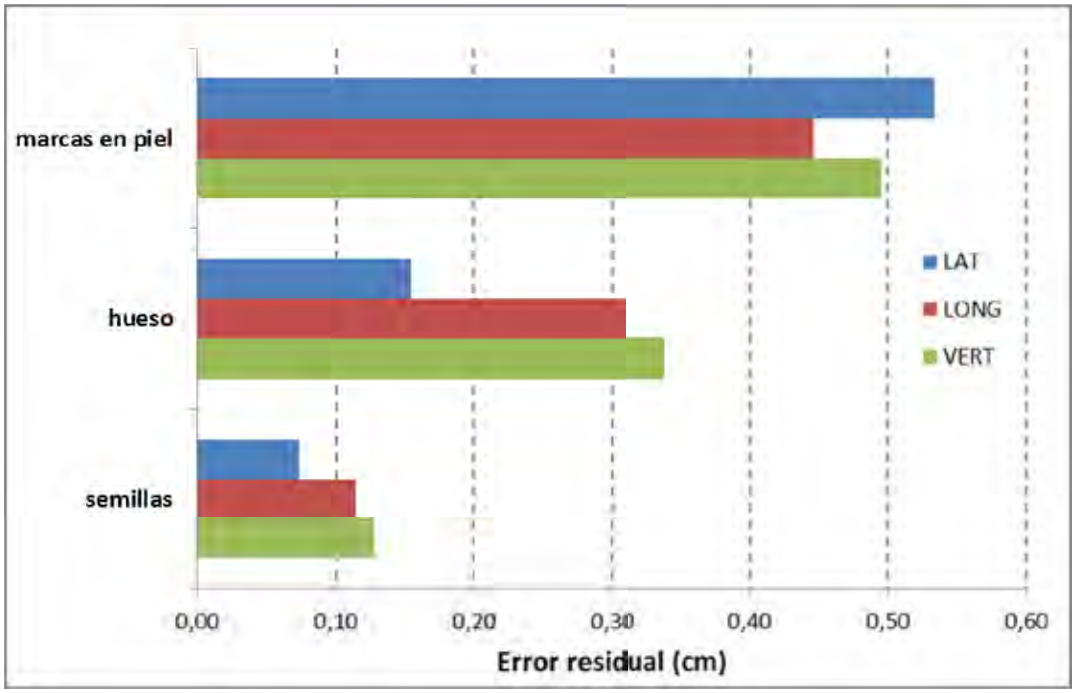
Se analizan en el presente estudio los errores en el posicionamiento obtenidos a partir de 367 CBCT realizados sobre 15 pacientes con un esquema hipofraccionado de tratamiento: 25 sesiones a 2.7 Gy/sesión. El procedimiento aplicado para el posicionamiento en cada sesión de tratamiento consiste en la alineación del isocentro de la unidad con los tatuajes en piel y, a continuación, la adquisición de un CBCT. Una vez realizado el mejor ajuste entre semillas de TC y CBCT, se obtiene la corrección del posicionamiento que se lleva a cabo mediante el desplazamiento de la mesa de tratamiento y que incluye tres componentes: derecha-izquierda (LAT), cabeza-pies (LONG), arriba-abajo (VERT). Por otra parte, las coordenadas de la posición de cada semilla y del isocentro son extraídas de cada estudio de imagen.

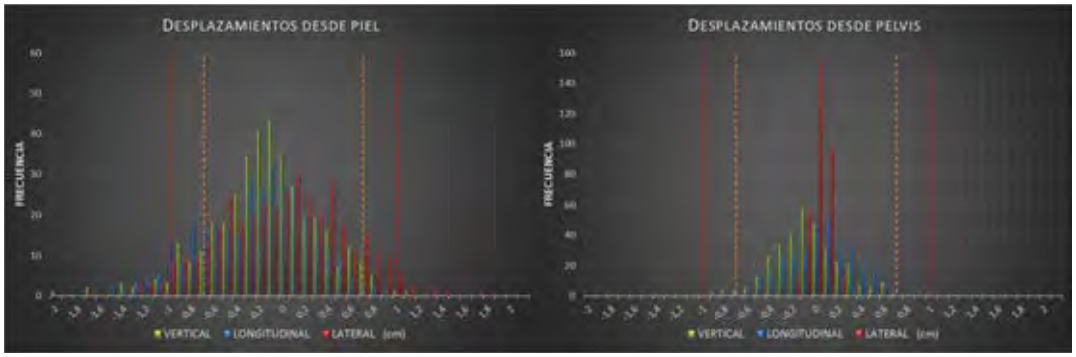
Los errores residuales se determinan a partir de la combinación de los errores sistemáticos y aleatorios mediante suma cuadrática. Estos valores incluyen sólo la incertidumbre en la localización de la próstata y no otras contribuciones, como las debidas al movimiento intrafracción. Los procedimientos de posicionamiento analizados son:

1. Basado en CBCT con registro a semillas: el error residual después de aplicar la corrección se determina a partir de la diferencia entre el centro de masas de las semillas relativo al isocentro de tratamiento y el centro de masas relativo al isocentro de planificación. Este error residual será común en los tres métodos.
2. Basado en CBCT con registro a estructuras óseas: se determina la corrección basada en un registro *offline* a las estructuras óseas presentes en la pelvis. El error residual del método será la diferencia entre el valor de esta corrección y el valor determinado en el registro a semillas. A esta diferencia se le añade el error residual del método anterior.
3. Basado en tatuajes en piel exclusivamente: el error residual asociado se obtiene de los desplazamientos determinados con el registro a semillas partiendo de los tatuajes en piel, junto con el error propio del primer método.

Resultados: Se puede deducir que los errores residuales más pequeños son los asociados al método basado en CBCT con registro a semillas (Figura 1). Por el contrario, una alineación basada en marcas en piel exclusivamente presenta los valores más altos. Si analizamos el histograma de los desplazamientos para cada uno de los procedimientos se observa que la alineación basada en marcas en piel presenta unos errores de posicionamiento por encima de 1 cm en el 9% de los casos y de 0.7 cm en el 37%. Estos valores suponen no cubrir con la dosis de prescripción el volumen de la próstata, si consideramos los márgenes de expansión CTV-PTV de 1 cm o 0.7 cm. Si hacemos la alineación con CBCT y registro a hueso, un margen de expansión de 0.7 cm implicaría dejar una parte de la próstata fuera de las dosis altas en algo menos del 4% de las sesiones.

Conclusiones: La utilización de IGRT basada en CBCT con alineamiento a marcadores fiduciales para el posicionamiento de pacientes con cáncer de próstata se muestra superior al comparar con el registro basado en estructuras óseas o con las marcas en la piel exclusivamente.





ID: 01253
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Análisis inicial de la asignación de densidad-CT en los volúmenes de tratamiento en pacientes de SBRT pulmonar

Jorge Bonaque [1] , Jorge Bonaque[3] , Juan Antonio Bautista[1] , Blanca Ibanez-Rosello[1] , Mar Adrià[1] , Vicente Carmona[1] , Jose Gimeno[1] , Françoise Lliso[1] , Jose Perez-Calatayud[1] , Jose Perez-calatayud[2]

1) Hospital Universitari i Politècnic La Fe, València 2) Hospital Clínica Benidorm, Benidorm, Alicante 3) instituto de Investigación Sanitaria La Fe, València

Objetivo: Los tratamientos de radioterapia estereotáctica pulmonar (SBRT), donde se administran dosis elevadas de radiación en pocas fracciones y con altos gradientes de dosis en volúmenes pequeños, añadido a una gran heterogeneidad del medio, conllevan la necesidad de un cálculo preciso de dosis por parte del sistema de planificación de tratamiento (SPT). Además, estas localizaciones presentan un movimiento debido a la respiración que implica una incertidumbre a la hora de delimitar los volúmenes de tratamiento como son el ITV y el PTV. El objetivo de este trabajo es evaluar mediante valores teóricos calculados en el SPT las diferencias dosimétricas debidas a cambios en las densidades de los volúmenes objetivos de tratamiento.

Material y métodos: Se han analizado los planes de 5 pacientes de SBRT pulmonar tratados en nuestro centro, con dosis de prescripción de 60 Gy a diferentes fraccionamientos: 3, 5 y 8 sesiones de tratamiento. Para la simulación del tratamiento se adquieren 3 conjuntos de imágenes 3D en el TC Brillance Big Bore (Philips), una en posición basal para la simulación de tratamiento y otras dos, en inspiración y espiración, para determinar las posiciones máximas de GTV y así delimitar un ITV de tratamiento. Se planifican en el SPT Eclipse (v.13, Varian, Palo Alto, CA) mediante tratamiento VMAT con dos semi-arcos no coplanares con energía 6MV y tasa de dosis de 600 UM/min. Los tratamientos se administran en el acelerador lineal de electrones TrueBeam 2.0 (Varian, Palo Alto, CA).

Para el estudio retrospectivo, se ha realizado un cambio de densidad CT de la estructura ITV, sustituyendo esta por la densidad media del GTV que ofrece el SPT, y la de la estructura anillo, (PTV-ITV), por una densidad promedio entre la del GTV y la del PTV (Figura 1).

Se han calculado dos planes por paciente, un plan con la misma modulación que el plan original (Plan O) en el que solo se recalcula la dosis con la misma modulación (Plan RC) y otro en el que se reoptimiza el Plan O, recalculando tanto la modulación como la dosis (Plan RO).

Resultados: Como resultados del estudio, con todos los planes normalizados a la dosis de cobertura del 50% del PTV (D50%) se comparan los valores de dosis de cobertura del 95% del PTV (D95%) y el número de unidades de monitor calculadas (UM). En la tabla 1 se representan estos valores donde se observa que los planes RC de los 5 pacientes presentan menos UM que los respectivos planes O al igual que los planes RO, a excepción del paciente P5 donde las UM son ligeramente mayores. Esta diferencia se podría explicar debido a que en este paciente, el PTV se encuentra pegado a la pared costal y por tanto en los nuevos cálculos la densidad del PTV en la zona de hueso se subestimaría.

Respecto a la cobertura de dosis del PTV, los planes RC presentan una cobertura menor que los planes originales y, en los planes RO, tan solo el paciente P5 supera en cobertura al cálculo original.

Conclusión: La incursión que hacemos en este estudio, aunque es introductoria del problema y no profundiza en muchos aspectos, sí nos sirve para poder observar cómo varían dos parámetros importantes como son las UM de

un tratamiento y la cobertura de dosis del PTV y nos indica que es un tema que merece un estudio mayor, tanto en pacientes como en parámetros de evaluación, como pudiera ser el efecto *interplay* asociado al movimiento del GTV y su cobertura en tratamientos modulados.

En la actualidad, en nuestro centro, estos tratamientos se planifican con TC4D aceptándose como valor de densidad del ITV la propia de la imagen promedio de las diferentes fases calculadas en la simulación. Un análisis futuro para la continuación y ampliación de este estudio es el uso de las imágenes CBCT-4D en el análisis de la posición del GTV dentro de los márgenes de posicionamientos planificados.

	UM			D95% (Gy)		
Pacientes	**Plan O**	**Plan RC**	**Plan RO**	**Plan O**	**Plan RC**	**Plan RO**
P1	2382	2264	2087	57.03	56.73	57.03
P2	2991	2912	2924	57.18	56.52	57.11
P3	4508	4397	4267	57.75	57.41	57.66
P4	6773	6462	6292	57.84	57.79	57.79
P5	3370	3225	3490	57.85	56.35	58.08

Tabla1. Representación de los parámetros evaluados: unidades monitoras de tratamiento (UM) y dosis de cobertura del 95% del volumen de PTV (D95%) para una dosis de prescripción de 60 Gy.

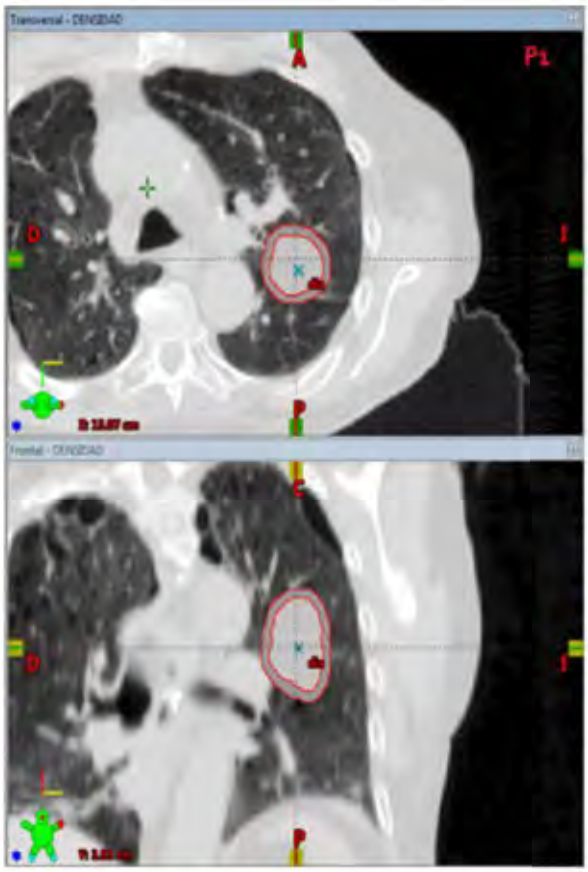


Imagen 1. Asignación de la densidad en el ITV y en PTV-ITV

ID: 01285
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

VARIACIÓN DE LA POSICIÓN INTERFRACCIÓN DE LOS TRANSPONDEDORES DEL SISTEMA CALYPSO

Alba Díaz Martín[1] , Juan Ignacio Godoy Cazorla[1] , Margarita Paola Melián Jiménez[1] , Juan Luis Pérez Molina[1] , Irene Fernández Tosar[1] , Luis Luque Japón[1] , David Macías Verde[1] , Ignacio Rodríguez Melcón[2] , Ivone Ribeiro[2] , Reinaldo Marrero Dominguez[3] , Pedro Lara Jiménez[2] , Eugenio Ruiz Egea[1]

1) Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín 2) Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín 3) Servicio de Urología, Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín

1. **1. Objetivo**

El Calypso es un sistema de localización que informa sobre la alineación inicial del paciente y monitoriza la posición del objetivo durante la radioterapia. El funcionamiento consiste en la detección de señales electromagnéticas generadas por tres marcadores implantados en el tejido de interés. El objetivo es analizar la posición al comienzo de cada fracción y la variación de ésta durante los días de tratamiento para dos casos clínicos de diferente fraccionamiento.

1. **2. Material**

Los componentes principales del sistema Calypso son: Los transpondedores, la matriz electromagnética y el sistema óptico.

Los transpondedores contienen un circuito RLC en miniatura que sólo emite señales cuando es excitado mediante campos electromagnéticos generados por la matriz del sistema. Al ser excitado, cada transpondedor emite una señal de respuesta a una frecuencia única específica propia.

La matriz electromagnética es un panel que se coloca sobre el paciente para realizar el seguimiento del objetivo durante el tratamiento. Está compuesto por unas bobinas que generan campos electromagnéticos a diferentes frecuencias (275 - 550 kHz).Varios sensores en la matriz detectan y miden la intensidad de las respuestas emitidas por los transpondedores, que luego el sistema evaluará para monitorizar la ubicación de éstos con respecto a la matriz.

El sistema óptico está compuesto por tres cámaras infrarrojas que monitorizan de forma continua los objetivos ópticos de la matriz electromagnética.

A partir de la ecuación de Maxwell-Faraday aplicada al circuito RLC obtenemos la función de onda enviada por los transpondedores a la matriz.

Se usa la señal del transpondedor durante la relajación para establecer su posición y orientación.

En la figura se muestra la matriz electromagnética con las bobinas emisoras y receptoras y la comunicación con los transpondedores.

Figura 1. Esquema del funcionamiento del sistema.

El sistema detecta las posiciones de los transpondedores y calcula el centroide de éstos. Después relaciona el centroide con el isocentro de la máquina y posteriormente informa de la posición en el espacio del centroide durante el tratamiento.

Se utiliza el programa “Patient Data Converter” para importar los datos generados para el paciente y son

procesados usando un programa que hemos elaborado en MatLab.

3. Resultados

Siendo los casos 1 y 2 correspondientes al tratamiento con 23 y 40 fracciones respectivamente, se obtiene la representación de la localización al comienzo de cada sesión de los tranpondedores y del centroide. Así como la representación de la distancia entre los transpondedores y de la posición del centroide.

Figura 2. Para ambos casos, de arriba a abajo: A) Situación de los transpondedores en el espacio. B) Distancia entre transpondedores. C) Posición del centroide.

4. Conclusión

En cuanto a la posición de los transpondedores se observa, para el caso 1, que en la componente Z están las mayores variaciones en la posición. En este caso, la desviación típica no supera los 1.4 mm. En el caso 2 se observan que las variaciones son grandes en todos los ejes.

En relación a la distancia entre los transpondedores, en el caso 1, es la distancia entre A y L la que experimenta mayores variaciones, siendo su desviación típica de 1.3mm. Mientras que en el caso 2, ésta sería la distancia entre L y R, con una desviación típica de 1.18mm.

En cuanto a la posición inicial del centroide, en el caso 1 el intervalo entre el máximo y el mínimo es de 1,4mm, con una desviación estándar de 0.3mm. En el caso 2, este intervalo es de 3.41mm, con una desviación de 0.6mm.

Consideramos que el sistema Calypso no está diseñado para tratamiento estándar de muchas sesiones de tratamiento, sino que es óptimo para tratamientos cuyos posicionamientos submilimétricos tienen especial importancia, tales como SBRT o radiocirugía.

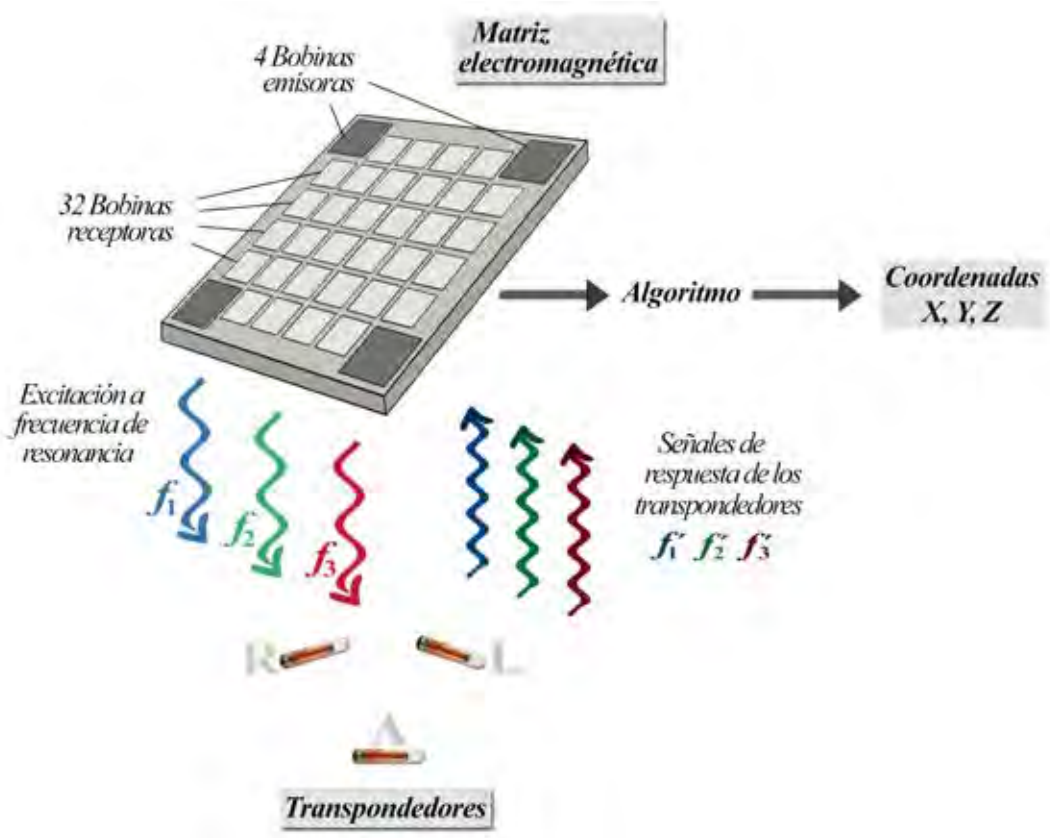
5. Bibliografía

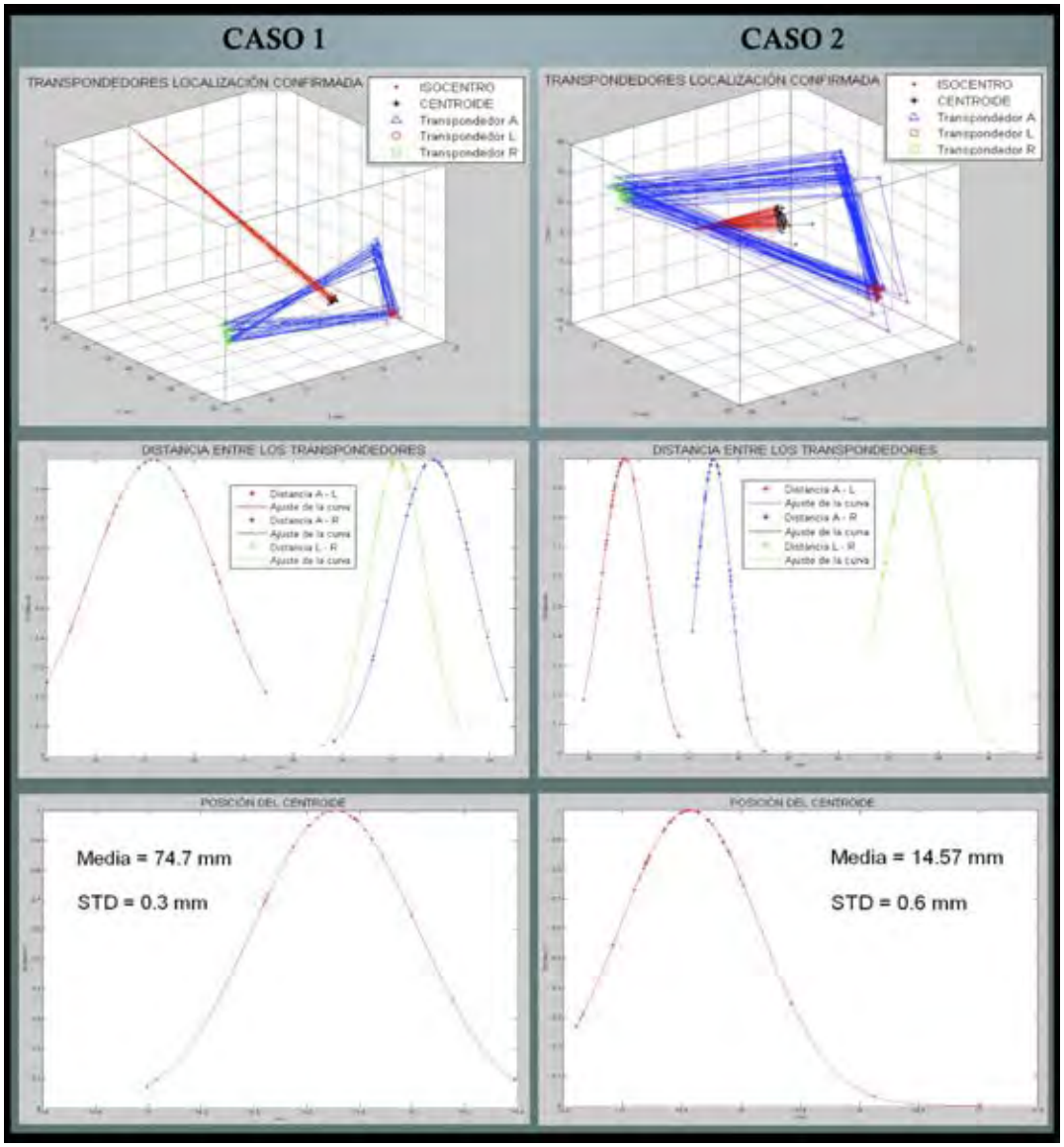
[1] Calypso System Operator´s Manual.

[2] Calypso System Patient Data Converter User´s Guide.

[3] J.M.Canino Rodríguez. Campos Electromagnéticos: Conceptos Básicos. Universidad de Las Palmas de G.C.

[4] R. Feynman, R. Leighton, M. Sands. Electromagnetismo y materia. Pearson Educación 1998.


Matriz electromagnética
4 Bobinas emisoras
32 Bobinas receptoras
Algoritmo
Coordenadas X, Y, Z
Excitación a frecuencia de resonancia
f_1
f_2
f_3
Señales de respuesta de los transpondedores
f_1' f_2' f_3'
R
L
Transpondedores


CASO 1
CASO 2
TRANSPONDEDORES LOCALIZACIÓN CONFIRMADA
ISOCENTRO
CENTROIDE
Transpondedor A
Transpondedor L
Transpondedor R
DISTANCIA ENTRE LOS TRANSPONDEDORES
Distancia A - L
Ajuste de la curva
Distancia A - R
Distancia L - R
POSICIÓN DEL CENTROIDE
Media = 74.7 mm
STD = 0.3 mm
Media = 14.57 mm
STD = 0.6 mm

ID: 01302
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Experiencia recogida en el tratamiento de mama izquierda con control respiratorio en inspiración profunda mantenida

Miguel Castanedo Álvarez[1] , Maria Pinto Monedero[1] , Jaime Martínez Ortega[1] , Nuria Gómez González[1] , Carlos Regueiro Otero[1] , Cristina de la Fuente Alonso[1]

1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

EXPERIENCIA RECOGIDA EN EL TRATAMIENTO DE MAMA IZQUIERDA CON CONTROL RESPIRATORIO EN INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA

Castanedo Álvarez M, Pinto Monedero M, Martínez Ortega J, Gómez González N, Regueiro Otero C, de la Fuente Alonso C.

1. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda (Madrid)

2. Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda (Madrid)

Objetivo

El objetivo de este trabajo es exponer la experiencia en la aplicación del control respiratorio a los tratamientos de radioterapia 3D conformada (3DCRT) de mama izquierda en inspiración profunda mantenida (*Deep inspiration Breath Hold*, DIBH) en nuestro centro y presentar los resultados, comparándolos con el tratamiento convencional en respiración libre (*Free Breathing*, FB).

Material y Métodos

Las pacientes son previamente entrenadas en el seguimiento de las instrucciones de control respiratorio durante la simulación, donde se evalúa su idoneidad para el tratamiento con esta técnica. Se utiliza el sistema Varian Real Time Position Management (RPM) (Varian Medical Systems, EEUU) para monitorizar el movimiento respiratorio de las pacientes. Se les pide que mantengan una respiración profunda en repetidas ocasiones buscando una amplitud respiratoria reproducible, que se establece como referencia para las sesiones de tratamiento. Se adquieren dos estudios de imagen TC, uno en respiración libre y otro en inspiración forzada mantenida mediante un equipo Toshiba Aquilion LB CT (Toshiba Medical Systems, Japón).

Para cada paciente, se realizan dos planificaciones, en condiciones de FB y DIBH, con el sistema de planificación XiO 5.02 (Elekta AB, Suecia), con una prescripción de 50 Gy en 25 sesiones. Se evalúan la dosis media y el V20 para pulmón izquierdo y corazón, así como el V95 para el PTV con el médico para seleccionar el plan final.

Los tratamientos se realizan en un acelerador Varian Clinac-21 EX (Varian Medical Systems, USA) y con el sistema de control respiratorio Varian RPM. En cada sesión de tratamiento, se verifica la posición de las pacientes mediante la adquisición de dos imágenes planares: una imagen portal antero-posterior (AP) con megavoltaje y otra lateral con kilovoltaje. La amplitud respiratoria debe ser la misma que la fijada como referencia en la simulación.

Resultados

34 pacientes han sido elegidas para someterse a este tipo de tratamiento, de las cuales 32 fueron para tratamientod. De dichas pacientes simuladas finalmente en condiciones FB y DIBH, en 28 de ellas se optó por el plan en condiciones DIBH. En los 4 casos restantes, se eligió el plan en FB, pues los resultados eran suficientemente buenos como para que no fuera necesario optar por el plan DIBH.

La tabla I resume los resultados para la dosis media y V20 en el corazón y el pulmón izquierdo y el V95 para el PTV en las planificaciones en FB y DIBH.

Tabla I: Resumen del V20 y dosis media (Gy) para corazón y pulmón izquierdo y V95 y dosis media del PTV.

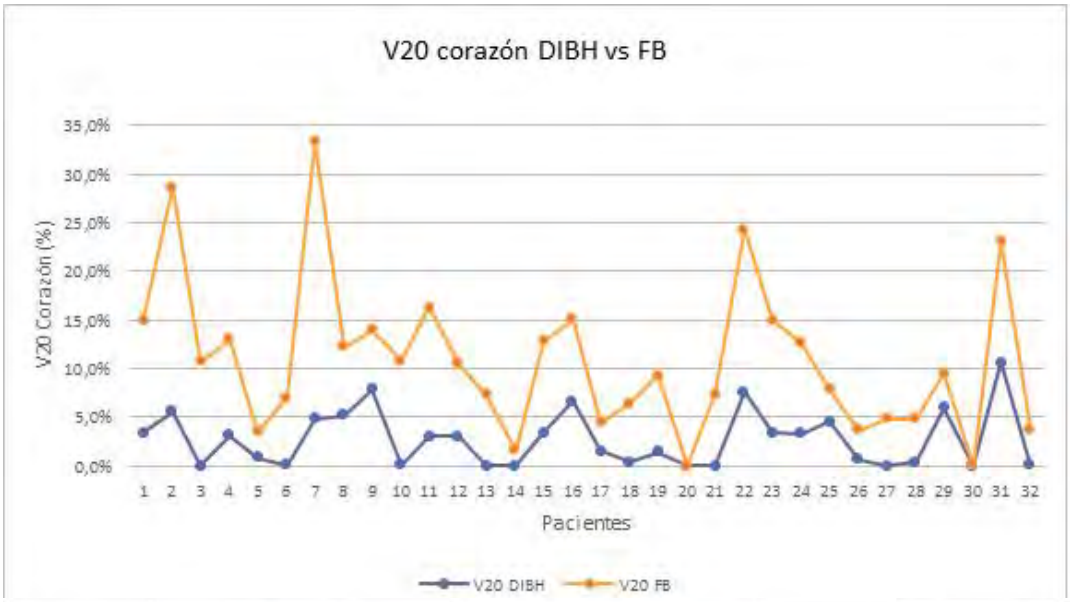
	Corazón V20 (%)	Pulmón izquierdo Dmedia (Gy)	PTV V20 (%)
FB	10.9 ± 7.9	5.9 ± 3.5	25.8 ± 12.6
DIBH	2.7 ± 2.9	2.1 ± 1.4	19.5 ± 7.8

Imagen 1: V20 del corazón para las 32 pacientes del estudio en el plan DIBH y FB. En punteado, se refleja el promedio de todas las pacientes.

Conclusiones

Los tratamientos de mama izquierda en condiciones de DIBH con control respiratorio muestran una reducción muy importante de la dosis en corazón (V20 y dosis media) frente al tratamiento convencional en FB para una cobertura similar del volumen de tratamiento. El pulmón ipsilateral también se beneficia de esta técnica.

La verificación del posicionamiento y de la amplitud respiratoria de las pacientes en cada fracción es especialmente importante a la vez que alarga el tiempo de tratamiento. Sin embargo, superada la curva inicial de aprendizaje tras la puesta en marcha de esta técnica, los tiempos de tratamiento son aceptables para una patología tan común.



	Corazón		Pulmón izquierdo		PTV	
	V20 (%)	Dmedia (Gy)	V20 (%)	Dmedia (Gy)	V95 (%)	Dmedia (Gy)
FB	10.9 ± 7.9	5.9 ± 3.5	25.8 ± 12.6	12.7 ± 12.6	89.4 ± 5.2	49.8 ± 0.5
DIBH	2.7 ± 2.9	2.1 ± 1.4	19.5 ± 7.8	9.6 ± 7.8	90.6 ± 3.8	50.0 ± 0.8

ID: 01341
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Estimación de márgenes en tratamientos de radioterapia intracraneal sin marco estereotáctico

Elisa Montes Rubio[1] , Ismael Sancho Kolster[1] , Cristina Picón Olmos[1]

1) Servicio de Física Médica y Protección Radiológica, Institut Català d'Oncologia, L'Hospitalet de Llobregat

Objetivo

La radiocirugía (SRS) y la radioterapia esterotáctica (SRT) son técnicas que proporcionan dosis altas de forma precisa a pequeños volúmenes en una (DU) o varias fracciones (DF).

Sin embargo, debido a que existen diversas fuentes de incertidumbre que actúan durante la preparación y ejecución del tratamiento limitando esta precisión, se requiere un margen de seguridad para asegurar que el CTV recibe la dosis adecuada.

El objetivo del estudio es calcular las componentes sistemáticas y aleatorias de los errores de setup e intrafracción a través de imágenes de posicionamiento. Y, considerando éstas y otras posibles fuentes de incertidumbre, evaluar los márgenes de PTV óptimos utilizando un protocolo online de posicionamiento por imagen.

Materiales y Métodos

Veintiseis pacientes con tumores cerebrales fueron tratados con DU (13) o DF (11) con un sistema de inmovilización basado en máscara termoplástica BrainLAB (Brainlab, Feldkirchen) sin marco estereotáctico en un acelerador lineal TrueBeam (Varian Medical System, Palo Alto).

En el posicionamiento diario se utilizó el sistema de imagen guiada BrainLab ExacTrac X-Ray 6D que combina un sistema de infrarrojos para el posicionamiento inicial y un sistema de RX para la verificación de la posición y el reajuste basado en anatomía interna.

Los desplazamientos de nuestro grupo de pacientes se analizaron para determinar el error sistemático de grupo (M), la SD del error sistemático (?) y la SD del error aleatorio (?) de la incertidumbre en el posicionamiento inicial (error setup) y de los movimientos dentro de una misma sesión (error intrafracción).

Los errores de setup fueron evaluados analizando las primeras correcciones de cada sesión (DU 13; DF 69) y los de intrafracción con las imágenes tomadas después de cada giro de mesa (DU 77; DF 82).

Además, se consideraron otras fuentes de incertidumbre: las imprecisiones en el delineado del tumor (error delineación) cuya componente se tomará de la bibliografía; la variación de la forma y posición del tumor (error movimiento) que en este estudio se supone nula ya que el cerebro se encuentra fijo dentro del cráneo; y por último, la acumulación de errores geométricos (error maniquí) estudiado en otro trabajo de nuestro departamento calculado como la diferencia en la posición de un maniquí de cabeza respecto del isocentro de radiación tras simular todo el circuito.

Los márgenes óptimos de PTV fueron calculados con la fórmula de van Herk M=2.5?+0.7? donde las componentes de cada uno de los errores se suman cuadráticamente.

Resultados

En la tabla 1 se recogen los valores de las incertidumbres involucradas y los márgenes necesarios en las DU y DF en función del protocolo utilizado:

Los errores sistemáticos obtenidos son mayores para DF tanto para los errores de setup como intrafracción. Este

hecho, junto con que aparece un error aleatorio por ser multifracción no presentado en las DU, se ve reflejado en la necesidad de mayores márgenes para DF si no se realiza ninguna corrección.

Que los tratamientos con DU presenten más posiciones de mesa podría justificar que se obtuvieran errores aleatorios intrafracción mayores.

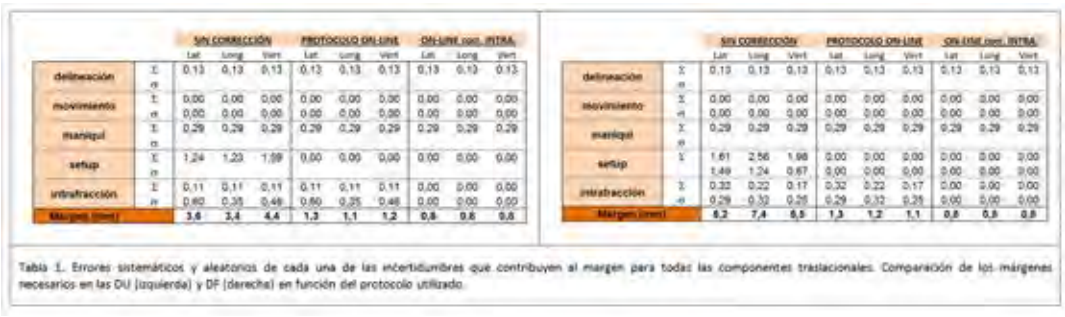
La aplicación de un protocolo online hace que los márgenes se vean reducidos notablemente al verse corregido el error de setup (sistemático y aleatorio) que es la componente mayor en este estudio.

Los márgenes recomendados para un tratamiento de estereotaxia (SRS o SRT) craneal con verificación mediante un protocolo online con correcciones intrafracción es de 1 mm isotrópico.

Además, se podría deducir que las máscaras no pierden sus propiedades a lo largo de las fracciones ya que el error de setup para las DF es muy similar al que obtendríamos considerando únicamente la primera sesión de tratamiento.

Conclusión

Al implementar una técnica nueva es conveniente estudiar los diferentes errores que pueden verse involucrados y evaluar los márgenes de CTV a PTV necesarios adaptados al protocolo de radioterapia guiada por imágenes (IGRT) utilizado.



		SIN CORRECCIÓN			PROTOCOLO ON-LINE			ON-LINE corr. INTRA.		
		Lat	Long	Vert	Lat	Long	Vert	Lat	Long	Vert
delineación	Σ	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13
	σ									
movimiento	Σ	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
	σ	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
manipul	Σ	0,29	0,29	0,29	0,29	0,29	0,29	0,29	0,29	0,29
	σ									
setup	Σ	1,24	1,23	1,09	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
	σ									
intrafracción	Σ	0,11	0,11	0,11	0,11	0,11	0,11	0,00	0,00	0,00
	σ	0,60	0,35	0,48	0,60	0,35	0,48	0,00	0,00	0,00
Margen (mm)		3,6	3,4	4,4	1,3	1,1	1,2	0,8	0,6	0,6

		SIN CORRECCIÓN			PROTOCOLO ON-LINE			ON-LINE corr. INTRA.		
		Lat	Long	Vert	Lat	Long	Vert	Lat	Long	Vert
delineación	Σ	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13
	σ									
movimiento	Σ	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
	σ	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
manipul	Σ	0,29	0,29	0,29	0,29	0,29	0,29	0,29	0,29	0,29
	σ									
setup	Σ	1,61	2,56	1,98	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
	σ	1,49	1,24	0,67	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
intrafracción	Σ	0,32	0,22	0,17	0,32	0,22	0,17	0,00	0,00	0,00
	σ	0,29	0,32	0,26	0,29	0,32	0,26	0,00	0,00	0,00
Margen (mm)		6,2	7,4	5,5	1,3	1,2	1,1	0,8	0,8	0,8

Tabla 1. Errores sistemáticos y aleatorios de cada una de las incertidumbres que contribuyen al margen para todas las componentes traslacionales. Comparación de los márgenes necesarios en las DU (izquierda) y DF (derecha) en función del protocolo utilizado.

ID: 01374
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Transmisión y efecto bolus del bloque reflector de un sistema de gestión del movimiento respiratorio

Diego Antón García[1] , Antonio Ruiz Bueno[1]

1) Hospital Recoletas Campo Grande

Objetivo

El sistema de gestión de movimiento respiratorio Real-time Position Management™ (RPM) de Varian Medical Sistems (VMS) para TrueBeam consiste en dos cámaras de infrarrojos que proporcionan una visión estereoscópica de un bloque hueco hecho de plástico ABS 757 con cuatro reflectores dispuestos asimétricamente que permiten su localización en el espacio. Este bloque se coloca sobre el paciente y en muchas ocasiones se encuentra dentro del haz. La transmisión promedio de este bloque declarada por el fabricante es del 99.0 % para 6 MV (99.1 % para 15 MV). Sin embargo en determinadas regiones del bloque, principalmente la cara posterior del mismo que se encuentra aproximadamente en un plano transversal al eje del gantry, el espesor de plástico que atraviesa el haz puede llegar a ser de hasta 9 cm y la transmisión debe de ser notablemente menor. En este trabajo se investiga la transmisión en estas zonas concretas. Se evalúa además el efecto bolus que pueda generar al colocarse sobre la piel.

Material y Métodos

Se coloca el bloque reflector en posición normal, ofreciendo una proyección “en planta”, y de costado, proyección “en alzado”, como caso más desfavorable, sobre 4 cm de agua sólida RW3 de PTW. Se introduce película radiocrómica EBT3 de Gafchromic a 3 mm y 2 cm de profundidad. Se disparan 200 UM de energía 6 MV con un acelerador TrueBeam. La SSD sobre el agua sólida es de 98 cm.

El análisis de la película se efectúa mediante la aplicación online Radiochromic.com. Se sigue su protocolo y el propio del servicio tanto para la calibración del lote empleado como para el tratamiento de las películas a estudio irradiadas.

Para valorar la transmisión local del bloque se emplean las películas insertadas a 2 cm de profundidad. Se toman valores de dosis en puntos representativos: en la proyección de las caras del bloque (3A, 4A, 5A y 3B), en la zona interior (2A y 2B) y en el exterior (1A y 1B), que será el valor de referencia. (Figura 1)

Para valorar el efecto bolus se emplea la película insertada a 3 mm de profundidad, representativa de la piel, y se toman el valor medio de dosis en dos ROI una dentro (2B) y otra fuera de la proyección (1B) del bloque.

Figura 1. Pelícual radiocrómica con la proyección del perfil (izda.) y planta (dcha.) del bloque RPM.

Resultados

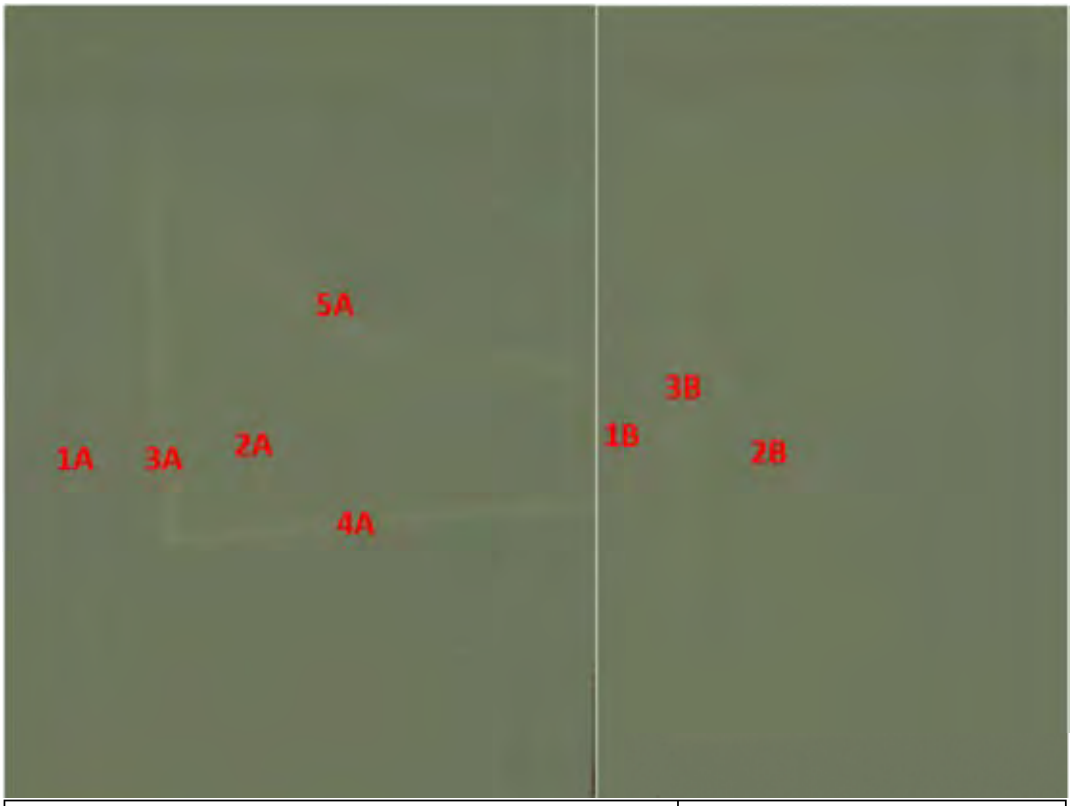
Tras el procesado y la toma de valores en los puntos señalados en apartado anterior se obtienen los valores recogidos en la Tabla 1.

Tabla 1. Dosis en los puntos seleccionados y transmisión e incremento de dosis superficial.

Conclusión

Si bien en la mayor parte del bloque la transmisión es aproximadamente la declarada como media por el fabricante (99%) en las paredes es notablemente menor, como se esperaba, teniendo valores cercanos al 80%. Especialmente preocupante es la cara posterior, que por su posición respecto al eje del haz será atravesada en casi todos los casos, si a esto añadimos que es deseable una reproductibilidad en la posición del bloque sobre el paciente se comprende el riesgo de subdosificar un volumen de tratamiento hasta con un 20% menos de la dosis prevista. Dado que es deseable contar con este elemento para controlar el movimiento respiratorio se propone eliminar esta cara posterior ya que no compromete la consistencia del bloque.

Con respecto al efecto bolus se observa un incremento de dosis moderado del 16% a una profundidad representativa de piel. La poca importancia de este efecto se ve corroborada por la ausencia de efectos clínicos adversos en piel en los tratamientos practicados.



Medida de la transmisión						Medida de efecto bolus		
Punto	Dosis (cGy) (z=2cm)	Transmisión (%)	Punto	Dosis (cGy) (z=2cm)	Transmisión (%)	Punto	Dosis (cGy) (z=3 mm)	Diferencia (bajo boque - fuera)
1A	220,7	-	1B	219,3	-	1B	181,7	
2A	218,5	99,0	2B	217,0	99,0	2B	212,0	+16,6 %
3A	175,2	79,4	3B	201,7	92,0			
4A	185,0	83,8						
5A	187,3	85,3						

ID: 01384
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Un método simple y barato para implementar la técnica de inspiración contenida en mama izquierda

Diego Antón García[1] , Antonio Ruiz Bueno[1] , Rocío Cantalapiedra del Pie[1] , Rodolfo Chicas Sett[1]

1) Hospital Recoletas Campo Grande

Objetivo

El cáncer de mama uno de los más frecuentes, muchos de ellos tratados con radioterapia externa. En el caso de mama izquierda uno de los posibles efectos secundarios son complicaciones cardiacas. Un método para reducir toxicidad en corazón es el de la inspiración contenida voluntaria (vDIBH por sus siglas en inglés). En nuestro centro disponemos del sistema Real-time Position Management™ (RPM) en un acelerador TrueBeam, ambos de Varian Medical Systems (VMS), que ofrece un modo DIBH pero no en el escáner de simulación. Para salvar este problema se propone un método sencillo y barato cuya idea básica es replicar de forma analógica el sistema RPM. Además este sistema se puede aplicar en un acelerador sin sistema de seguimiento respiratorio.

Material y Métodos

En simulación, la paciente se posiciona con los sistemas inmovilizadores habituales. Como elemento sustituto (*surrogate*) del movimiento respiratorio se utiliza el bloque reflector de RPM (podría ser un bloque de styrofoam, p.e.) al que se le ha incorporado un papel milimetrado con una marca fija y otra móvil, situado sobre el tórax. Un nivel láser se ajusta a la marca fija en el nivel respiratorio base. La paciente inspira profundamente y se hace coincidir la marca móvil con el nivel láser. La separación entre ambas marcas nos da el desplazamiento vertical del *surrogate*. La paciente ve las marcas de referencia con unas gafas de prisma. Durante el escáner de simulación la paciente inspira manteniendo la marca sobre el láser. El haz láser y las marcas se pueden ver por ambas caras del papel, así que los técnicos también ven que se mantiene en el nivel fijado durante el escáner.

Durante el tratamiento se reproduce el montaje, con el papel con dos marcas fijas a la separación determinada en simulación. Previo a la primera sesión se comprueba la coincidencia con el desplazamiento que indica el sistema RPM y se delimita la ventana de disparo en él. Aquí ya se podría prescindir del sistema propuesto pero se mantiene para proporcionar una referencia visual al paciente.

En un acelerador sin sistema de seguimiento de respiración se fija una de las cámaras del CCTV con zoom sobre las marcas y el láser. El técnico de radioterapia pausa el haz (Beam Hold) cuando el haz láser sale fuera de los límites tolerados en torno a la marca de referencia, y lo reanuda (Beam On) cuando vuelve a los límites.

Figura 1. Izda.: Material empleado: Nivel láser, trípode, gafas de prisma, bloque con marca móvil en papel milimetrado. Centro: Uso del sistema en tratamiento. Dcha.: Imagen del CCTV enfocado sobre las referencias y el haz láser frente al sistema RPM.

Resultados

1. Los desplazamientos verticales de las pacientes son consistentes en inspiraciones profundas repetidas.
2. Existe buen acuerdo entre los desplazamientos verticales medidos con nuestro sistema y los del sistema RPM (Tabla 1).

1. Las correcciones de posición del paciente por IGRT son similares a las que se producen en tratamientos convencionales.

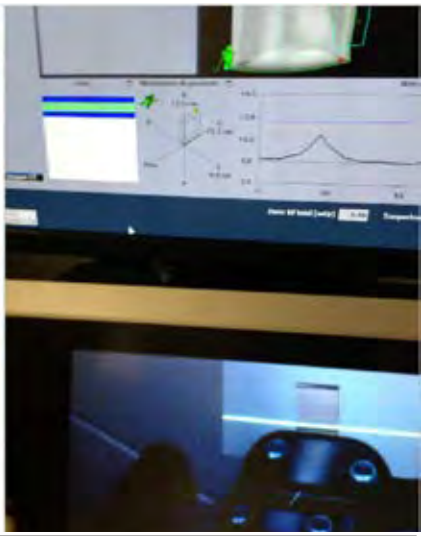
2. La referencia visual facilita a las pacientes mantener la inspiración prefijada.

Tabla 1. Desplazamientos medidos con nuestro sistema frente al de RPM.

Conclusión

Se ha propuesto un método sencillo y fiable que es comparable a un sistema comercial. El sistema ofrece un feedback al paciente durante el tratamiento. Requiere una mínima inversión, el coste total de los elementos necesarios no supera los 80 €. Aunque la motivación inicial fue solucionar la falta de control respiratorio en el escáner de simulación, cuando las necesidades del servicio lo aconsejan se emplea en un acelerador sin sistema de seguimiento respiratorio.





Paciente	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7
Desplazamiento vertical por el sistema propuesto (cm)	1.7	1.9	2.5	2.5	2.0	2.0	2.2
Desplazamiento vertical por el sistema RPM (cm)	1.9	2.1	2.5	2.5	2.0	2.0	2.0

ID: 01390
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

RECONSTRUCCIÓN DE DOSIS EN CBCT PARA LA VALORACIÓN DEL MARGEN CTV – PTV EN RADIOTERAPIA DE PRÓSTATA

CRISTINA CAMACHO LÓPEZ[1] , IZASKUN VALDUVIECO RUIZ[1] , CRISTINA CASTRO CUEVAS[1] , JULIA GARCÍA MIGUEL QUIROGA[1] , JORDI SAEZ BELTRÁN[1] , ANTONIO HERREROS[1] , EDUARDO AGUSTÍ CAMPRUBÍ[1]

1) HOSPITAL CLINIC DE BARCELONA

OBJETIVO

El movimiento interno de la próstata genera una incertidumbre importante en la administración correcta del tratamiento, debiéndose principalmente al estado de los órganos cercanos. La colocación de marcadores fiduciales es una buena solución para localizar la posición de la próstata respecto al haz de tratamiento, sin tomar como referencia estructuras óseas. En este trabajo se utilizan las imágenes cone-beam CT (CBCT) adquiridas antes de la sesión de tratamiento para reconstruir la distribución de dosis y comparar dos métodos de IGRT: tradicional según estructuras óseas frente uso de marcadores.

MATERIAL/MÉTODOS

Se han estudiado 12 pacientes de próstata. Los PTV fueron creados según nuestra práctica habitual: a partir del CTV, como margen de 7mm y 5mm hacia recto. Para evaluar la adecuación de distintos márgenes a cada tipo de IGRT se han creado planes alternativos simulando márgenes de 1cm (y 5mm hacia recto), y de 5mm isotrópico. Estos planes se crearon sólo con objeto de estudio, con los mismos requerimientos dosimétricos que en planes clínicos.

Todos los pacientes se trataron con imagen guiada diaria usando 2 imágenes KV ortogonales: en 6 pacientes el registro con DRRs se realizó según estructuras óseas, y en otros 6 según la posición de los marcadores (3 por paciente, modelo Polymark^{TM}). Semanalmente, se adquiere un CBCT tras posicionar al paciente según imagen KV (promedio de 6 CBCT/paciente).

Sobre las imágenes CBCT se ha delimitado el CTV (CTV_{CBCT}), y el recto y vejiga, por un único observador y con el mismo criterio que sobre el CT de planificación. Para cada conjunto de márgenes se crearon planes de tratamiento de IMRT sobre el CT, que fueron reconstruidos sobre cada CBCT usando los mismos parámetros (ángulo de haces, fluencias y UM).

Sobre la reconstrucción se ha estudiado la cobertura del CTV_{CBCT}, evaluando V100% y V95%, y la dosis media en CTV_{CBCT}. Se ha comparado el volumen delimitado sobre CBCT de recto y vejiga, relativo al del CT de planificación, con el fin de establecer una relación con posibles casos de infradosificación en el CTV_{CBCT}.

RESULTADOS

Los resultados respecto al cubrimiento del CTV_{CBCT} se observan en las figuras 1 y 2.

En el grupo con posicionado según referencias óseas se han encontrado 8 de los 102 casos analizados en los que el V95% < 95%: 4 en el grupo con margen 7mm y 4 en el grupo con margen 5mm, distribuídos en 2 CBCT de 2 pacientes. En los pacientes posicionados según marcadores, se observa sólo 1 caso de 105 con un porcentaje V95< 95%, en la reconstrucción con margen de 5mm. No se ha observado V95% < 95% en los planes simulados con margen de 1cm.

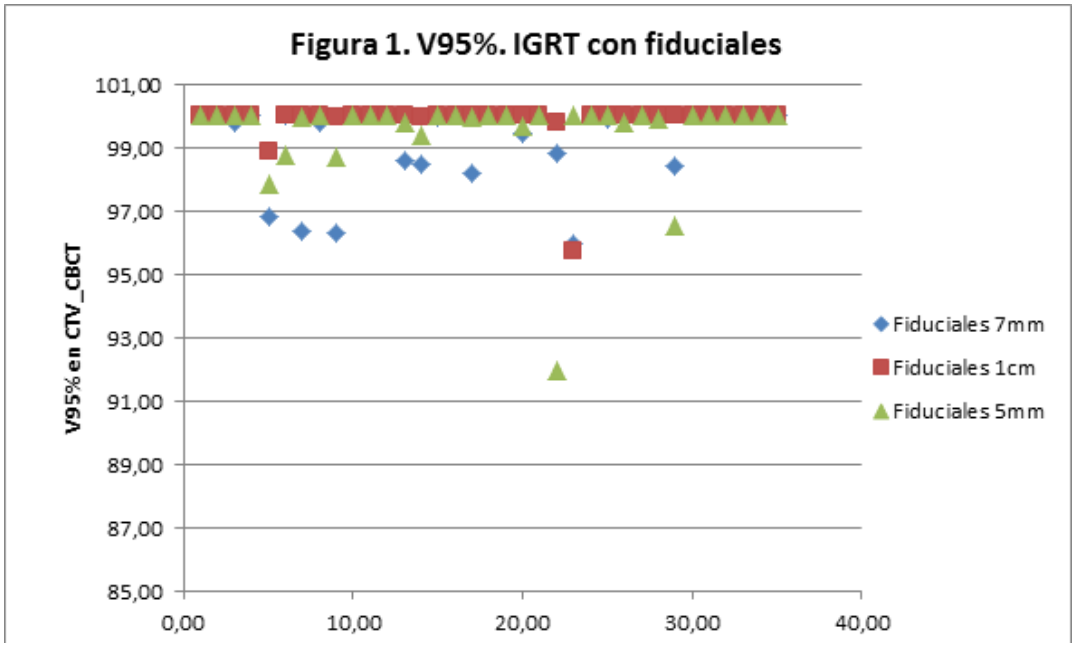
No se ha establecido relación entre el volumen del recto en CBCT y los casos de infradosificación del CTV_{CBCT} : en todos estos los casos la proporción respecto al recto en el CT era menor a 1.5. En cambio, todos los casos en los

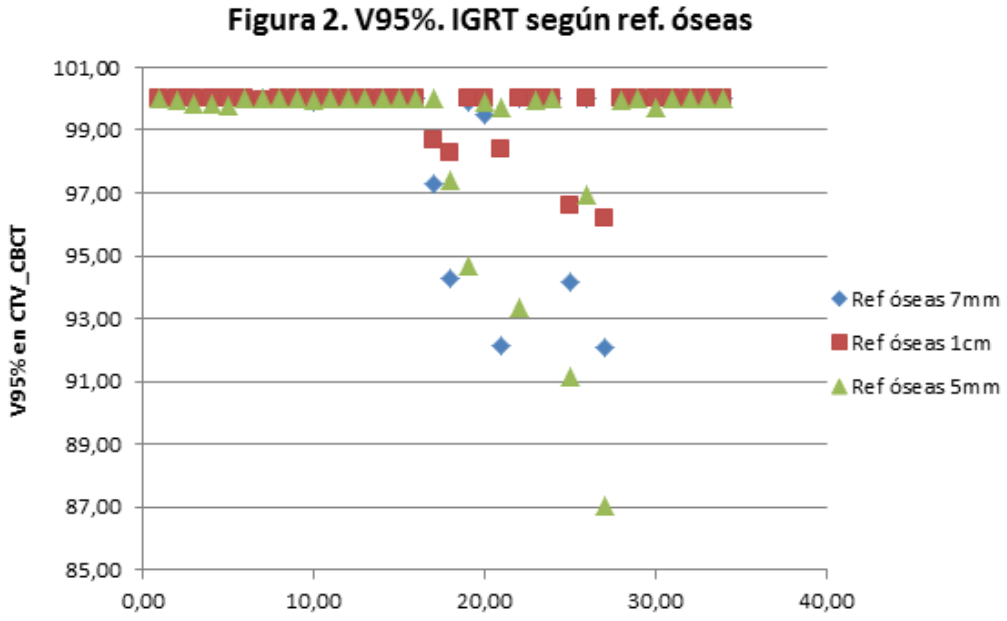
que esta proporción era mayor a 2 se han observado en pacientes con marcadores, consiguiendo un correcto cubrimiento del CTV_{CBCT}.

El caso de cubrimiento insuficiente del CTV_{CBCT} en el paciente con marcadores podría deberser a movimiento intrafracción, entre el posicionado con las imágenes KV y la adquisición del CBCT: se observa diferencia en la posición de los marcadores entre la imagen KV y las DRR obtenidas a partir del CBCT. Situación que puede aplicarse a los casos de infradosificación en pacientes sin marcadores.

CONCLUSIÓN

El margen empleado en nuestra práctica habitual resulta suficiente para obtener un buen cubrimiento de la próstata en los casos de IGRT con marcadores. El número de pacientes estudiados no es lo suficientemente amplio como para considerar segura una reducción del margen en estos pacientes, a lo que hay que sumar la incertidumbre en la delimitación del tejido blando en la imagen CBCT. Un cubrimiento aceptable se obtendría aumentando el margen de CTV a PTV en caso de no disponer de ellos (posicionado según referencias óseas), con el consiguiente aumento de las dosis en recto y vejiga.





ID: 01210
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Influencia dosimétrica de desviaciones en el posicionamiento del paciente en tratamientos de próstata

Javier Sánchez Ruipérez[1] , Sofía García Repiso[1] , Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Álvaro A. Fernández Lara[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Noelia Suárez Álvarez[1] , Carlos Martín Rincón[1]

1) Servicio de Radiofísica y P. R. Complejo Asistencial de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca

Objetivo del trabajo

Una de las patologías tratadas más frecuentemente con radioterapia es el cáncer de próstata. En el Hospital Clínico de Salamanca, la prescripción de dosis más habitual es de 63.4 Gy en 20 fracciones.

A continuación, se va a realizar un estudio de la influencia dosimétrica en el PTV y en los diferentes órganos de riesgo (OR) (vejiga y recto) de desviaciones en el posicionamiento del paciente. El estudio consiste en reproducir la planificación desplazando su isocentro 5 mm en las direcciones craneocaudal, anteroposterior y lateral y en ambos sentidos de manera independiente, cuantificando la diferencia en diferentes puntos del histograma dosis-volumen (DVH) respecto a la planificación realizada.

Material y métodos

Para la realización del estudio se han elegido 10 pacientes de manera aleatoria. La técnica de irradiación es la Arcoterapia Volumétrica de Intensidad Modulada (VMAT). El cubrimiento del PTV es del 100% de dosis al 95% del volumen.

El planificador usado es *Eclipse V13.6.0* (*Varian*) donde se ha modelado un *Clinac DHX* con un *MLC 120 Millenium*. Este planificador permite obtener los DVHs suponiendo una colocación incorrecta del paciente en el sentido elegido. Hemos optado por desplazar en cada dirección 5 mm de manera independiente, por lo tanto, obtenemos 7 DVHs, uno para cada sentido más el plan sin desplazar.

Los datos anatómicos del paciente se toman a partir de un TC de simulación con un espesor de corte de 2.5 mm y el posicionamiento se realiza mediante un inmovilizador *Combi-Fix*.

El algoritmo de optimización es el DVO y el utilizado para el cálculo de la distribución de dosis es *AcurosXB v.13*.

Resultados

El análisis de los parámetros dosimétricos se realiza para el PTV y los OR por separado. Para el PTV, se han elegido los puntos D98%, D95%, D50%, D5% y D2% (máximo), donde DX% es la dosis que llega al x% del volumen. Se ha cuantificado la diferencia de esos valores entre la planificación original y los obtenidos debido al mal posicionamiento en cada sentido. Como se puede observar tanto en la gráfica 1 como en la tabla 2, hay una mayor desviación en el PTV cuando el isocentro se desplaza hacia los pies. Los puntos y direcciones donde más diferencia existe corresponden a D98% y D95% como era de esperar, siendo en D98% de 7,6% en lateral, 9,4% en vertical y 24,5% en longitudinal. Para el resto de puntos, D50%, D5% y D2%, la diferencia es mínima (menos de un 1%) para todas las direcciones.

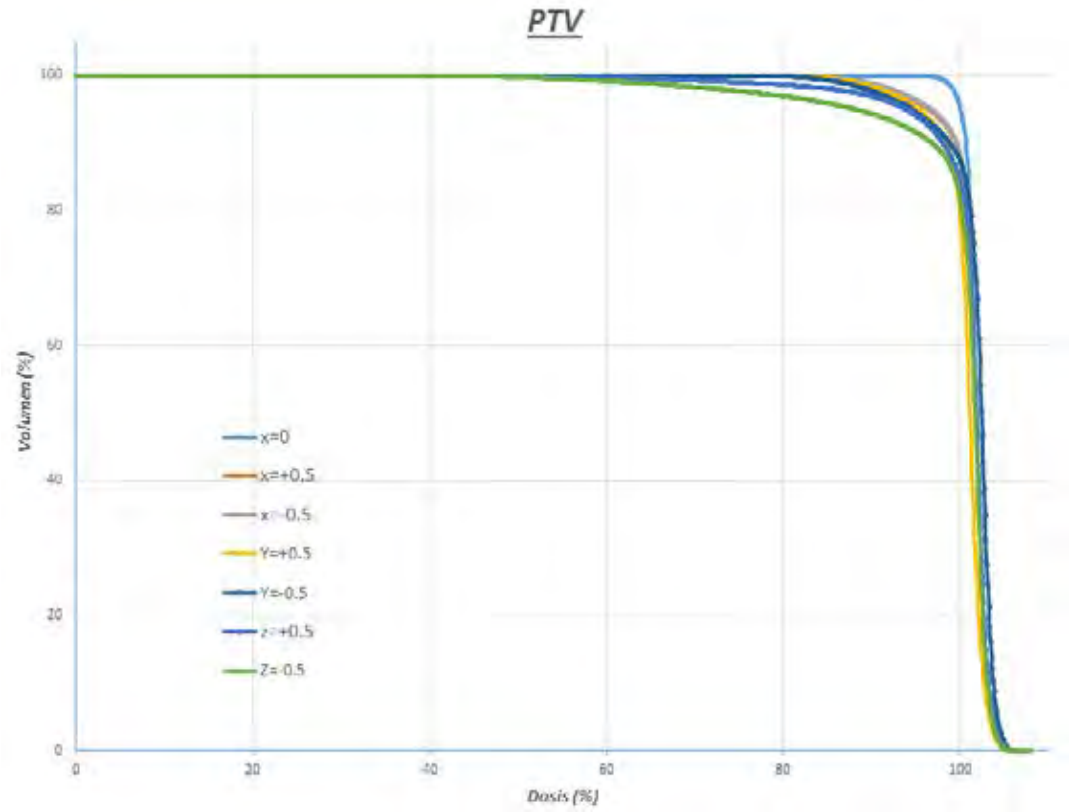
A la hora de analizar los OR, se han elegido los puntos D50%, D35%, D25%, D15%, D2% debido a que son los más relevantes por su relación con los constraints de próstata usados en nuestro centro. En la tabla 2 se observa cómo para la vejiga la dirección que más influencia tiene en un mal posicionamiento es la craneocaudal (más de un 35% de diferencia) y los puntos donde existe mayor diferencia son los intermedios D35% D25% y D20%. La diferencia en la dirección lateral es menor de un 2% para cada punto, mientras que en la dirección anteroposterior se sitúa alrededor de un 5%. La diferencia del máximo de la vejiga está en torno a un 1% para cada dirección.

Fijándonos en el recto, la diferencia mayor está en la dirección anteroposterior como era de esperar, entre un 15%-20%, aumentando también la diferencia aumenta para los puntos intermedios D35% D25% y D20%. La diferencia en la dirección lateral (X) es menor de un 1% y en la dirección craneocaudal (Z) se sitúa entre 5-10%.

Conclusiones

Se ha cuantificado la diferencia entre el tratamiento planificado y la dosimetría si existe un mal posicionamiento en cada una de las direcciones de manera individual. Se observa como tanto para el PTV como para la Vejiga la dirección más significativa es la craneocaudal. Sin embargo, para el recto, la dirección más crítica es la antero-posterior.

Se observa también que en los puntos donde menos diferencia son los máximos de dosis de la distribución, siendo en la mayoría de los casos menor de un 2%.



	X=+0,5	X=-0,5	Y=+0,5	Y=-0,5	Z=+0,5	Z=-0,5	
D98%	-7,661	-7,022	-8,222	-9,376	-14,121	-24,453	PTV
D95%	-3,867	-3,500	-4,911	-5,644	-6,333	-12,833	
D50%	-0,109	-0,054	-0,709	0,502	-0,043	-0,185	
D5%	0,054	0,076	-0,313	0,732	0,259	0,055	
D2%	0,119	0,355	-0,225	0,762	0,344	0,097	
D50%	-0,745	0,189	-4,971	4,543	56,214	-37,147	Vejiga
D35%	-1,233	0,294	-6,047	6,174	65,750	-36,670	
D25%	-1,572	0,289	-6,924	6,956	70,150	-37,175	
D20%	-1,598	0,287	-7,411	7,799	49,045	-36,742	
D15%	-1,662	0,359	-7,808	7,915	28,573	-33,467	
D2%	-0,138	0,124	-1,231	1,200	1,192	-3,938	
D50%	0,636	-0,157	17,192	-12,943	-4,350	4,013	Recto
D35%	0,923	-0,153	21,330	-14,536	-6,299	8,813	
D25%	0,836	-0,097	21,549	-16,918	-8,661	10,607	
D20%	0,671	-0,284	17,970	-17,872	-9,576	9,883	
D15%	0,352	-0,347	12,360	-17,537	-9,352	7,672	
D2%	-0,562	-0,730	1,373	-4,463	-1,590	1,228	

ID: 01281
Tipo: Poster
Área temática: Gestión del movimiento en RT y diagnóstico.

Movimiento respiratorio en lesiones de SBRT de hígado monitorizando la superficie externa

Juan García Ruiz-Zorrilla[1] , Miguel Angel de la Casa de Julián[1] , Daniel Zucca Aparicio[1] , Jaime Martí Asenjo[1] , Pedro Fernández Letón[1]

1) Hospital Universitario HM Sanchinarro

Objetivo

Estimar el movimiento respiratorio en lesiones de SBRT de hígado, utilizando el movimiento de la superficie externa como estructura subrogada del movimiento del tumor. Calculando la incertidumbre en la amplitud del movimiento respiratorio debido a la correlación entre el movimiento del tumor y el de la superficie externa.

Material y Métodos

Se estudia el movimiento respiratorio en 15000 períodos de 55 fracciones para 16 pacientes tratados con gating en un acelerador Novalis con sistema de imagen guiada ExacTrac. Para la localización del tumor en las imagenes de rayos X, se implanta un hilo de oro como marcador fiducial en las cercanías del tumor. La respiración se monitoriza a través del movimiento de la superficie externa mediante el sistema de infrarrojos del ExacTrac. El movimiento del tumor se correlaciona con el movimiento de la superficie externa en cada sesión de tratamiento, a través de 3 pares de imágenes de rayos X correlacionadas con el movimiento respiratorio, estas imágenes se realizan en exhalación final, inhalación final y en medio del ciclo. A partir de estas imágenes el sistema calcula la distancia en las tres direcciones, entre las distintas fases del ciclo respiratorio.

Se determina la amplitud media del tumor y su desviación típica en cada sesión de tratamiento, a partir de la amplitud en cada ciclo respiratorio. Para ello se realiza un ajuste lineal entre el movimiento de la superficie externa y el movimiento del tumor medido en los tres pares de imágenes de rayos X al inicio del tratamiento. Esta correlación se considera constante durante el tratamiento siempre que el marcador fiducial se encuentre en la posición prevista durante el control intrafracción mediante rayos X.

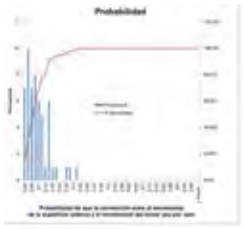
Se calcula la probabilidad de que la correlación en el ajuste lineal entre el movimiento de la superficie externa y del tumor sea debida al azar, además de la relación entre esta probabilidad del ajuste y la distancia medida entre las imágenes de rayos X iniciales (para distinguir si un mal ajuste se debe a una diferencia de fase entre ambos movimientos o al ruido), así como la incertidumbre en la amplitud medida como consecuencia de la incertidumbre del ajuste lineal.

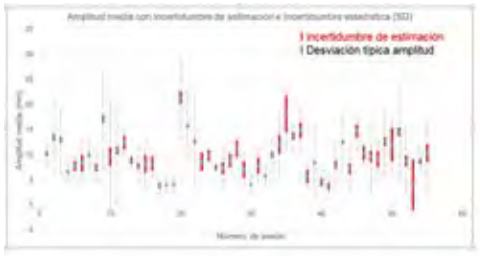
Resultados

A continuación se muestra la probabilidad asociada al ajuste lineal entre el movimiento de la superficie externa y el movimiento del tumor, para todas las sesiones de tratamiento.
La mediana de la probabilidad es 0.07 y el coeficiente de correlación lineal R^2 medio es de 0.97. La probabilidad de correlación está muy condicionada por ser un ajuste de 3 puntos solamente, aunque el ajuste es bastante bueno si observamos el coeficiente de correlación lineal medio. Se calcula la correlación entre la probabilidad del ajuste anterior (entre el movimiento de la superficie externa y el movimiento del tumor) y la amplitud inicial del tumor medida por el sistema de rayos X, resultando $p< 10^{-13}$. Esto implica que las peores correlaciones se deben a las amplitudes iniciales más pequeñas y por tanto menos importantes.
Se determina la amplitud media en cada sesión de tratamiento, junto a la incertidumbre de estimación asociada al ajuste de la recta entre el movimiento de la superficie externa y el movimiento del tumor; también se incorpora la incertidumbre estadística de la amplitud, estimada como la desviación típica de la amplitud en cada sesión de tratamiento.
Observamos que la incertidumbre de estimación es menor que la desviación típica de la amplitud en todas las direcciones ($p< 0.01$). La amplitud media con su incertidumbre total en mm es 9.7±1.3, 4.0±1.4, 1.6±1.6 en las direcciones supero-inferior, antero-posterior y lateral respectivamente.

Conclusiones

Es posible estimar el movimiento respiratorio de un tumor a partir de la monitorización de la superficie externa, dado que la incertidumbre estadística es mayor que la incertidumbre debido a la correlación




I incertidumbre de estimación
I Desviación típica amplitud

ID: 00881
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Implementación de un software para el cálculo de la MTF de un tomógrafo computarizado

Miguel Alarcia Noci[1] , Teresa Valdivielso López[1] , Cristina González Ruiz[1] , Miguel Medina Céspedes[1] , Jessica Vilanova Ciscar[1] , Fernando Sierra[1]

1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

INTRODUCCIÓN

La función de transferencia de modulación (MTF) es el estándar aceptado para la caracterización rigurosa de la resolución espacial de un sistema de imagen [1,2]. La MTF expresa cómo se transfiere el contraste de una señal de entrada en función de su frecuencia espacial. Cuanto mayor sea el valor de la MTF para las frecuencias altas, mayor será la definición de los detalles en la imagen [3]. Se ha desarrollado un código utilizando el lenguaje Matlab [4] que calcula la MTF de un equipo CT y comparado el resultado obtenido con un patrón de barras mediante el método de Droege [5,6,7] para corroborar la validez del programa.

MATERIAL Y MÉTODOS

El programa toma una o varias imágenes de un objeto puntual teniendo así la función de dispersión de punto (PSF) ya que se puede caracterizar la resolución espacial a partir de ésta [8]. Tras haber sustraído el fondo, integra en cada una de los dos ejes del plano obteniéndose la función de dispersión de línea (LSF) en cada uno de ellos [9]. A continuación, ajusta la LSF a una función gaussiana y mediante transformada de Fourier unidimensional se obtiene la MTF [3,10,11]. El resultado final es el promedio de la MTF en ambos ejes. Se ha utilizado una ROI cuadrada de 40 píxeles de lado (es la que ofrece el programa por defecto) por ser considerado el tamaño óptimo [9].

Para verificar el programa se ha usado el método de Droege, el cual obtiene la MTF mediante la medida de la desviación estándar de los valores de píxel dentro de la imagen del patrón de barras correspondiente a cada frecuencia espacial según

$$MTF(f) = ?\cdot?(?^2(f) - ?^2_{ruido}) \,/\, ?2\cdot? \, CT_{linea} - CT_{fondo} ?$$

donde ?(f) y $?_{ruido}$ son las desviaciones medidas dentro del patrón de barras de frecuencia f y dentro de una ROI uniforme respectivamente. CT_{linea} y CT_{fondo} son los valores medios de píxel de la línea del patrón y del fondo.

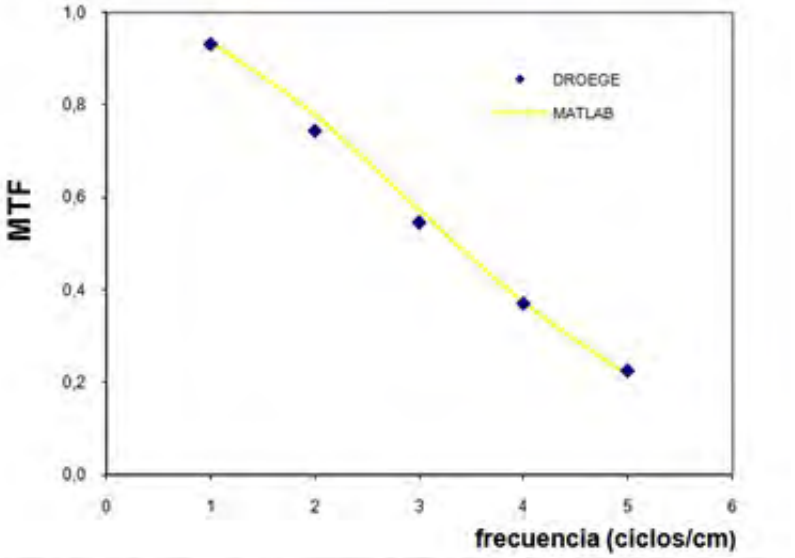
Como objeto puntual se ha utilizado el alambre del maniquí de CT de la AAPM [12] del cual se han tomado 10 imágenes y como patrón de barras los contenidos en el módulo CTP528 del maniquí de CT Catphan [13]. Todas las imágenes han sido adquiridas con el equipo CT Toshiba Aquilion LB.

RESULTADOS

Los resultados conseguidos por ambos métodos son perfectamente concordantes, como se muestra en las figuras 1 y 2. La discrepancia proviene de la alta variabilidad de la desviación del valor medio de pixel de las ROI´s seleccionadas, siendo ésta siempre inferior al 5%. Para las frecuencias 1 y 4 la diferencia es inferior al 1% mientras que es ligeramente mayor para 2 y 3 ciclos/cm e inferior para 5, indicando que no hay ninguna tendencia de nuestro programa a sobreestimar o subestimar la MTF.

CONCLUSIÓN

Se ha desarrollado un programa para el cálculo de la MTF de un tomógrafo y se ha validado su funcionamiento mediante el método de Droege. El programa permite obtener la MTF de forma rápida, automática y en todo el rango de frecuencias de interés, al contrario de lo que ocurre usando el patrón de barras, que sólo lo obtiene para frecuencias concretas.



f (ciclos/cm)	MTF Matlab	MTF Droege	dif. Matlab/Droege
1	0,938	0,933	0,59%
2	0,779	0,745	4,57%
3	0,572	0,546	4,86%
4	0,372	0,370	0,63%
5	0,214	0,224	-4,61%

ID: 00956
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

CREACIÓN DE UN PROGRAMA PARA ANÁLISIS DE PATRONES ESTRELLA PARA EL CÁLCULO DEL TAMAÑO DEL ISOCENTRO

Roberto Berenguer Serrano[1] , Victoria de la Vara Olivas[1] , Ana Teresa Núñez Quintanilla[1] , Miguel Rivera Jiménez[1] , Maria Victoria Villas Sánchez[1] , Sebastià Sabater Martí[1]

1) Servicio de Radioterapia - Hospital General de Albacete

Introducción:

El objetivo de este trabajo fue elaborar un programa informático para analizar el tamaño del isocentro de radiación de los aceleradores lineales con irradiaciones con patrón tipo estrella (starshots). En nuestro centro se realiza mensualmente el control geométrico del giro de colimador, gantry y mesa mediante la irradiación de una película radiocrómica generando un patrón de estrella. Dicha película se evaluaba de manera visual pero no se obtenía un valor numérico concreto. El objetivo por tanto fue generar precisamente elaborar un programa que realice esa función y compararlo con otro programa que se distribuye de manera gratuita denominado “pylinac”.

Material y Método:

El programa utilizado para elaborar el programa fue MATLAB versión R2013b, mientras que por otro lado el software para comparar su funcionamiento fue pylinac v1.6.0. Las películas radiocrómicas utilizadas para la irradiación fueron las RTQA (Ashland). El escaner utilizado fue el EPSON Expression 11000XL.

El programa utiliza la transformada de Hough para extraer segmentos rectos de la imagen. En ocasiones es necesario realizar un ajuste del nivel de ventana de grises previo para evitar líneas espúreas. Por lo tanto, el programa localiza los dos bordes de cada uno de los brazos de la estrella. Simplemente se calcula la línea intermedia entre ambos bordes. A continuación se calculan los puntos en los que se cruzan cada una de las rectas entre sí. Calculamos el punto promedio de todos esos puntos y a partir de él se lanza la función de optimización que busca minimizar la distancia máxima del punto a cada recta. El algoritmo va moviendo dicho punto hasta que encuentra un mínimo. Una vez encontrado dicho punto, se traza la circunferencia cuyo diámetro representa el tamaño del isocentro de radiación.

Pylinac utiliza una función de optimización similar basada en el método de Nelder-Mead, pero el proceso inicial lo hace utilizando un método diferente ya que traza circunferencias concéntricas y con el perfil obtenido calcula los picos de dichos perfiles obteniendo así el centro de cada brazo.

Resultados:

Mostramos ahora el funcionamiento de ambos programas mediante el mismo ejemplo. Partimos de la siguiente imagen que representa la estrella del giro isocéntrico de la mesa de un acelerador Siemens Primus (figura 1).

Después se calcula la transformada de Hough y se extraen los tramos rectilíneos (Figura 2). Los doce puntos encontrados representan los bordes de cada uno de los seis brazos de la estrella.

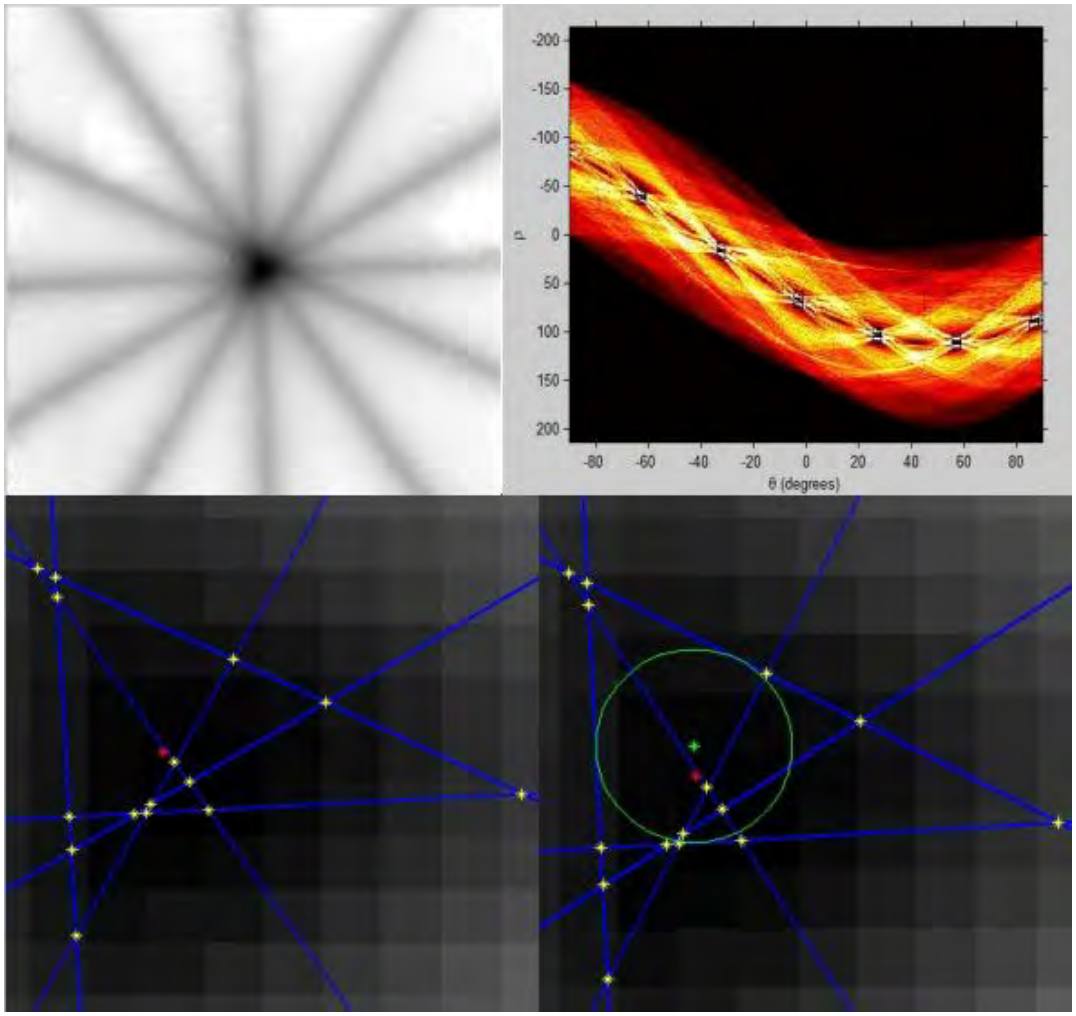
A partir de dicha imagen se trazan las rectas centrales de cada brazo y se calculan los puntos de intersección entre rectas y el punto promedio de color rojo (Figura 3).

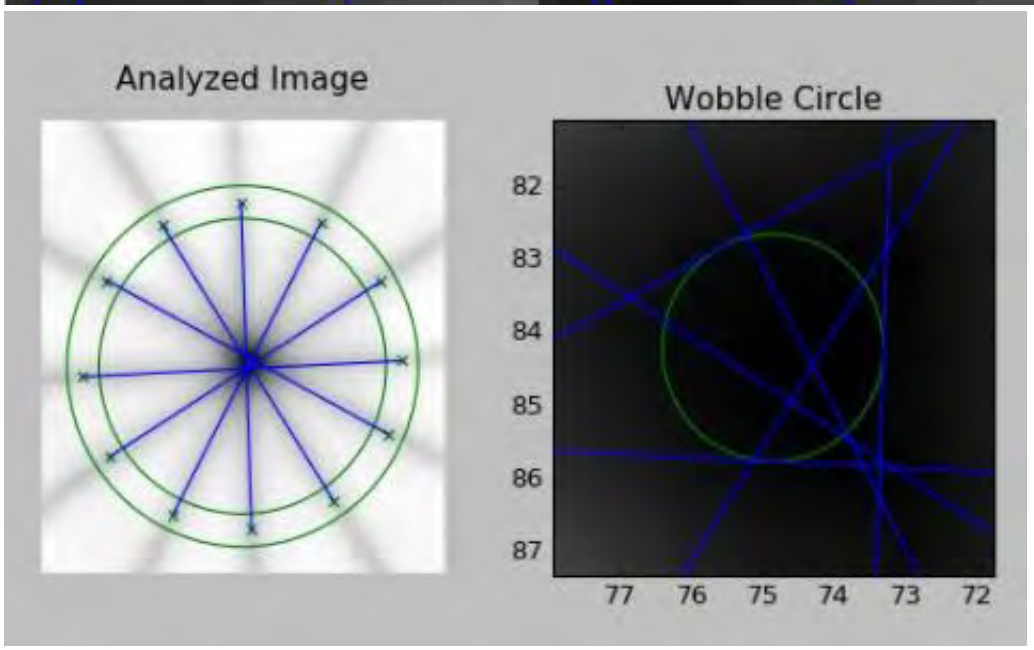
Por último lanza a partir de ese punto promedio el algoritmo de minimización y calculando el diámetro de la circunferencia correspondiente (Figura 4). En este caso el resultado fue de 1.16 mm.

Evaluando la misma imagen con el programa pylinac obtenemos el siguiente resultado (Figura 5). En este caso el resultado fue 1.1 mm.

Conclusión:

Se ha elaborado un programa informático que analiza el tamaño del isocentro de radiación de los aceleradores de manera satisfactoria. Su comparación con otro programa denominado pylinac ofrece unos resultados similares comparado en varias imágenes realizadas en nuestro centro ya que no se han encontrado grandes diferencias. En ocasiones nuestro programa ha necesitado el ajuste manual de 2 parámetros de resolución de la transformada de Hough para que detectara todos los segmentos rectos. El procedimiento de pylinac en este caso parece más directo y menos propenso a este tipo de fallos. De todas formas, siempre ha sido posible encontrar los parámetros de la transformada de Hough que detectan todos los brazos de la estrella en última instancia.


-200
-150
-100
-50
0
50
100
150
200
r
-80
-60
-40
-20
0
20
40
60
80
θ (degrees)


Analyzed Image
Wobble Circle
82
83
84
85
86
87
77
76
75
74
73
72

ID: 00969
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

EVALUACIÓN DE UNA APLICACIÓN VÍA WEB PARA ANÁLISIS DEL TEST WINSTON-LUTZ

JUAN FRANCISCO CALVO ORTEGA[1] , MIGUEL POZO MASSÓ[1] , SANDRA MORAGUES FEMENÍA[1]

1) HOSPITAL QUIRON BARCELONA

OBJETIVO:

El test de Winston-Lutz (WL) es un procedimiento clásico que permite comprobar el alineamiento del isocentro de radiacion del linac con el centro del blanco (\"target\") a ser irradiado. En este trabajo se investiga una aplicación vía web programada para analizar las imágenes incluidas en un test WL.

MATERIALES Y MÉTODO:

Se usó un linac Varian Clinac 2100 CD equipado con un colimador multiláminas (Millennium 120), y un dispositivo portal de imagen de megavoltaje (Portal Vision aSi-500). Una distancia foco-imagen de 180 cm fue usada para la adquisición de imágenes (0.4 mm/pixel). Un puntero conteniendo un marcador esférico de tungsteno (5 mm de diámetro) se usó como volumen blanco, que fue planificado para ser irradiado usando un plan de 10 haces de fotones (6 MV, 2x2 cm^2) no coplanares. Para cada campo, una imagen portal fue adquirida (\"imagene WL\")

150 imágenes WL fueron recuperadas de la red Aria para ser analizadas usando dos softwares: i) la aplicación vía web \"Winston-Lutz-Automatic Analyzer\" (http://winston-lutz.herokuapp.com/); ii) el software DoseLab Pro v. 6.40 (Mobius Medical Systems, LP, Houston, TX) acreditado por la FDA (U.S. Food and Drug Administration), usado como referencia en este trabajo. Ambos softwares calculan la distancia (\"delta\") entre el centro del campo de radiación y el centro del marcador esférico. Los valores delta dados por ambos softwares fueron comparados para las 150 imágenes analizadas. La concordancia entre ambos softwares fue valorada usando un análsisis de Bland-Altman.

RESULTADOS:

La diferencia media (error sistemático) encontrada en la métrica delta entre los dos softwares fue de -0.01 mm (SD: 0.13 mm). Los límites de concordancia (intervalo de confianza del 95% del error sistemático) fueron -0.28 mm y 0.25 mm.

CONCLUSIÓN:

El intervalo de confianza del 95% de la diferencia entre ambos softwares (-0.28 mm y 0.25 mm) fue inferior al tamaño de pixel usado (0.4 mm). Los resultados proporcionados por la aplicación Winston-Lutz-Automatic Analyzer son comparables a los reportados por el acreditado software DoseLab Pro. Por tanto, la aplicación Winston-Lutz-Automatic Analyzer ha sido validada en nuestro departamento para ser usada en el análisis de imágenes WL.

ID: 00996
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

EVALUACIÓN DE UNA APLICACIÓN VÍA WEB PARA ANÁLISIS DE TEST "PICKET FENCE"

JUAN FRANCISCO CALVO ORTEGA[1] , MARCELINO HERMIDA LÓPEZ[2] , SANDRA MORAGUES FEMENÍA[1] , MIQUEL POZO MASSÓ[1]

1) SERVICIO DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA, HOSPITAL QUIRÓN, BARCELONA 2) Servei de Física i Protecció Radiològica, Hospital Universitari Vall dHebron, Institut de Recerca (VHIR), Universitat Autònoma de Barcelona (Barcelona)

OBJETIVO:

El documento \"AAPM Task Group 142\" (Med Phys. 2009 Sep;36(9):4197-212) recomienda realizar semanalmente el llamado test \"picket fence\" para comprobar la exactitud del posicionamiento de las láminas de un colimador multiláminas (MLC). En este trabajo se investiga una aplicación vía web programada para analizar cuantitativamente este tipo de test.

MATERIALES AND MÉTODO:

Se usó un linac Varian Clinac 2100 CD equipado con un colimador multiláminas (Millennium 120), y un dispositivo portal de imagen de megavoltaje (Portal Vision aSi-500). Una distancia foco-imagen de 150 cm fue usada para la adquisición de imágenes (0.5 mm/pixel). Un test \"picket fence\" consistente en 5 rendijas de radiación conformadas con el MLC en modo dinámico (Sliding Window) fue irradiado sobre el portal durante 50 sesiones diarias.

Las imágenes DICOM \"picket fence\" fueron recuperadas de la red Aria para ser analizadas con dos softwares: i) la aplicación vía web \"Assurance QA\" (http://assuranceqa.herokuapp.com); ii) el software DoseLab Pro v. 6.80 (Mobius Medical Systems, LP, Houston, TX) acreditado por la FDA (U.S. Food and Drug Administration), usado como referencia en este trabajo. Ambos softwares calculan una \"línea de ajuste\" para cada rendija de radiación a partir de todos los \"picos de radiación\" detectados. El \"pico de radiación\" es el centro del perfil de radiación debido a cada pareja de láminas (una en cada banco del MLC) en cada rendija de radiación. La métrica \"Err_max\", definida como el máximo offset respecto de la línea de ajuste detectado para todos los picos de radiación, es calculada por los dos softwares. Se compararon los valores Err_max dados por ambos softwares para cada test. La concordancia entre ambos softwares fue valorada usando un análisis de Bland-Altman.

RESULTADOS:

La diferencia media (error sistemático) encontrada en la métrica \"Err_max\" entre los dos softwares fue de 0.04 mm (SD: 0.02 mm). Los límites de concordancia (intervalo de confianza del 95% del error sistemático) fueron -0.01 mm y 0.07 mm.

CONCLUSIÓN:

El intervalo de confianza del 95% de la diferencia entre ambos softwares fueron despreciables respecto a

la tolerancia de ±1 mm recomendada por el documento \"AAPM TG 142 report\", y respecto a la tolerancia de ±0.5 mm establecida en el documento \"ESTRO Booklet No 9 guideline\".

Los resultados proporcionados por la aplicación \"Assurance QA\" son comparables a los reportados por el acreditado software DoseLab Pro. Por tanto, la aplicación \"Assurance QA\" ha sido validada en nuestro departamento para ser usada en el análisis de imágenes \"picket fence\".

ID: 01026
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Estudio del efecto en la visualización del contraste iodado con la energía de tubo en tomografía computarizada

Romualdo Reyes García[1] , David Alvarez Mateos[1] , Adérito Barbora Chaves[1]

1) Clinica Radon, Oncojerez

INTRODUCCION

Es de sobra conocido que la disminución de energía de tubo en una tomografía computarizada aumenta el contraste entre estructuras. En pacientes con contraste yodado, debido a su espectro de absorción, este efecto cobra mayor importancia[1].

En este trabajo se ha realizado un sencillo experimento que nos permitirá aclarar que se gana en la visualización del yodo cuando disminuimos la energía del tubo.

MATERIAL Y METODO

Para el experimento se ha usado, como equipo de adquisiciones, un General Electric Lightspeed Pro 16.

Ademas del equipo de tomografía, se dispone de contraste yodado IOMEPROL 300ml y un recipiente que albergará el contraste y agua (ver figura 1).

El trabajo consiste en realizar pares de adquisiones idénticas al recipiente, haciendo variar únicamente la energía del tubo, desde 120kV y 80kV.

En cada par de adquisiciones el recipiente contendrá contraste y agua a diferentes concentraciones.

Para el estudio se compararán el valor medio de pixel de un ROI en el centro del recipiente y perfiles en los bordes del mismo.

Resultados

La figura 2 muestra el resultado de perfiles realizados en la frontera del recipiente, para las adquisiones a diferentes energías, además el valor medio de pixel de ROI´s en el interior del recipiente, tomados para concentraciones de yodo en volumen de 0.25, 0.5, 0.75, 1, 2 y 4.

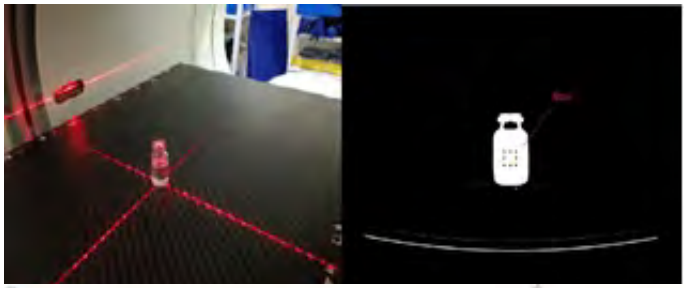
Conclusion

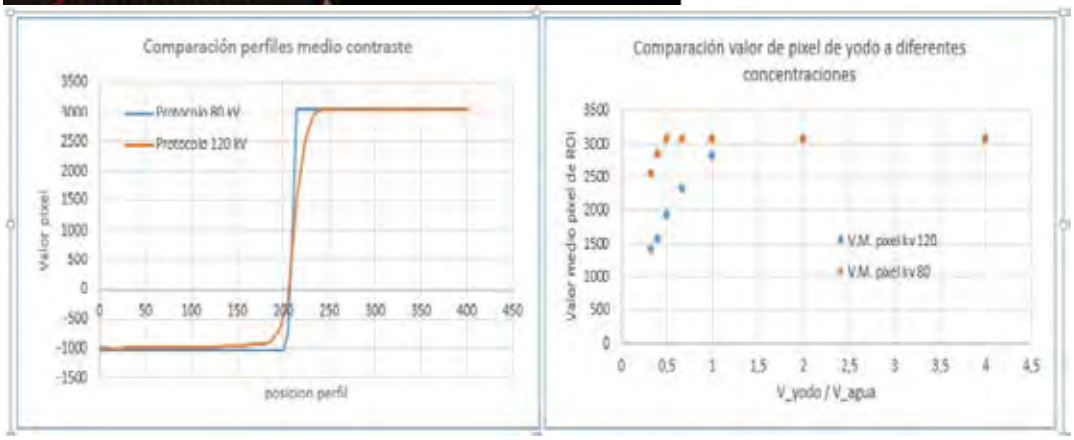
Bajar a 80 kV la energía de tubo permite, por una lado mejorar la definición de los bordes del material con contraste y, por otro, mantener la saturación en valor de pixel de dicho material, cuando se disminuye la concentración del contraste (contraste mas diluido).

La disminución de energía de tubo conlleva un considerable aumento de ruido, algo que se puede paliar parcialmente con un aumento de la dosis al paciente, algo que, en caso de pacientes de radioterapia, donde la zona a examen recibe altas dosis, puede estar justificado.

Referencias

[1] Protocols for multislice CT. R. Bruening, A. Kuettner. Th. Flohr. Springer Second Edition.





ID: 01104
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

CREACIÓN DE UNA INTERFAZ GRÁFICA PARA LA VALORACIÓN DE PRUEBAS DEL CONTROL DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR

Chaxiraxi Cabrera González[1] , Irene Fernández Tosar[2] , Alba Díaz Martín[2] , Carmen Gorun[2] , Juan Godoy Cazorla[2] , David Macías Verde[2]

1) Escuela de Ingeniería Informática. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. 2) Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín.

Objetivo:
Implementar una interfaz de usuario en MATLAB capaz de valorar, de forma independiente a la propuesta por las casas comerciales, parte de las pruebas del control de calidad de una gammacámara planar. En este estudio se analizarán las imágenes proporcionadas por una gammacámara Siemens de la Serie Symbia T. Las pruebas que se realizaron son: tamaño de píxel, uniformidad intrínseca, resolución espacial y uniformidad tomográfica.

Material:

- Gammacámara.
- Imágenes DICOM.
- Ordenador.
- Software MATLAB R2015a.
- Software Microsoft Excel.

Método:

Según el documento de control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear (SEFM-SEMNim-SEPR), las pruebas se definen del siguiente modo:

Tamaño de píxel

El objetivo de esta prueba es determinar el tamaño que un pixel representa en el cristal de centelleo y que corresponde a las dimensiones de las celdas de la matriz utilizada. Se trata de obtener el factor de escala entre las dimensiones del objeto y de su imagen.

Se sitúan las cargas puntuales separadas una distancia de 200 mm (maniquí de cuadrantes), obteniéndose dos imágenes por detector (ejes X e Y). La interfaz calcula la distancia en píxeles entre dichas cargas dando como resultado el tamaño de píxel buscado. La aplicación informa si el tamaño calculado está dentro de la tolerancia establecida con respecto al dato proporcionado por el fabricante.

Uniformidad intrínseca

Refleja la capaci dad de una gammacámara de reproducir, sin alteraciones, la distribución de actividad del paciente. Es un indicador que depende de distintos factores; en tre otros de la linealidad espacial y del cálculo de la energía (en el caso intrín seco) y del estado del colimador (en el caso extrínseco).

Para el cálculo de la uniformidad, seguimos los pasos indicados en [1] para esta prueba, aplicando los filtros de imagen correspondientes y corrigiendo por distancia a la fuente puntual, que en el caso de esta gammacámara se

coloca cercana a los detectores. Tras generar los resultados, la aplicación exporta a una hoja de Microsoft Excel y comprueba que las tolerancias de los valores sean correctas.

Resolución espacial.

La resolución espacial indica la mínima distancia a la que pueden estar dos fuentes (puntuales o lineales) para poder registrarlas como dos imágenes dis tintas. La resolución espacial se valora mediante la medida de la anchura a mitad de altura del perfil de cuentas de la imagen de una línea (FWHM).

En nuestro caso, se traza un perfil automático perpendicular a la imagen de una fuente lineal (capilar) alineada en cada uno de los ejes X e Y, para ambos detectores, buscando la zona de mayor actividad de la imagen (mayores valores de píxel). La aplicación ajusta estos valores a una gaussiana y halla su altura a mitad de altura. También calcula la transformada de Fourier de la misma para obtener la función de transferencia de modulación (MTF) de ambos detectores. Finalmente comprueba que los resultados estén dentro de la tolerancia establecida.

Uniformidad tomográfica.

La uniformidad tomográfica, evalúa los posibles artefactos producidos en la reconstrucción tomográfica de la imagen.

El estudio adquirido está compuesto por 128 proyecciones. La aplicación diseñada calcula la uniformidad de cada imagen y genera su histograma de niveles de gris, que se intercompara entre todas las imágenes. Finalmente, exporta todos los datos a una hoja de Microsoft Excel. Los resultados numéricos obtenidos permiten valorar cuantitativamente el estado de la prueba frente a la valoración subjetiva señalada en [1].

Resultados.

Los resultados hallados coinciden con los calculados por el software de la casa comercial suministradora de la gammacámara. En aquellas pruebas de valoración subjetiva, la aplicación ayuda a optimizar el proceso de evaluación.

Conclusión.

La aplicación permite verificar que los resultados dados por el software de código cerrado suministrado por el fabricante ofrece valores correctos y nos permite realizar la valoración de las pruebas propuestas sin necesidad de entrar en la consola de la gammacámara o de la sala de lectura, toda vez que las imágenes son recuperadas desde el PACS del hospital.

Bibliografía

[1] Control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear. SEFM. SEMNim. SEPR.

ID: 01105
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Desarrollo de una nueva aplicación para el QA de gammacámaras y activímetros

David Jiménez Feltström[1] , Francisco Manzano Martínez[1] , Francisco Godoy Luque[1] , María José Hungría Estévez[1] , Manuel Muñoz Espejo[1]

1) Hospital Vithas Xanit Internacional

OBJETIVO Y APORTACIÓN ORIGINAL

Las gammacámaras y activímetros disponen frecuentemente de un software propio para los controles de calidad. Los resultados numéricos que el software de origen proporciona deben ser contrastados, ya que en ocasiones pueden ser erróneos.

Como objetivo ha sido desarrollar un software, NMQA, que permita contrastar los resultados de los controles de calidad de la gammacámara con los resultados que ésta proporciona, a partir de las imágenes dicom obtenidas en el control. El software permitirá también introducir y analizar datos de medidas realizadas en activímetros, elaborar informes, etc.

MATERIAL/MÉTODOS

El software se ha desarrollado en Matlab. Se ha puesto a prueba con las imágenes dicom de una gammacámara Infinia Hawkeye (General Electric) y con dos activímetros, CRC 15-R y CRC 15-PET (Capintec). Para el control de calidad de la gammacámara se ha utilizado Tc-99m además de los maniquíes usuales: maniquí de inundación, placa Petri, capilar, maniquí cilíndrico, etc. Para el control de calidad de los activímetros se ha utilizado una fuente calibrada de Cs-137 y Tc-99m.

Para las distintas pruebas se sigue el protocolo para el control de calidad de la instrumentación en medicina nuclear SEFM-SEMNIM-SEPR 2015.

RESULTADOS

La aplicación NMQA permite dar de alta distintos equipos (gammacámaras y activímetros), con sus respectivos valores de referencia y tolerancias. También permite dar de alta distintas fuentes calibradas para su uso en los controles de calidad.

El módulo de QA para gammacámaras permite analizar imágenes dicom para la uniformidad planar (extrínseca e intrínseca), resolución espacial, sensibilidad, centro de rotación, tamaño de pixel, uniformidad tomográfica, resolución energética y resolución temporal.

En el módulo de QA para activímetros, podemos analizar la estabilidad, la precisión y exactitud, y la respuesta en actividad.

La aplicación está desarrollada con un estilo de programación orientada a objetos que hace que sea fácilmente ampliable para incluir nuevas pruebas, incluir nuevos maniquíes (con sus respectivos parámetros que lo caracterizan), etc.

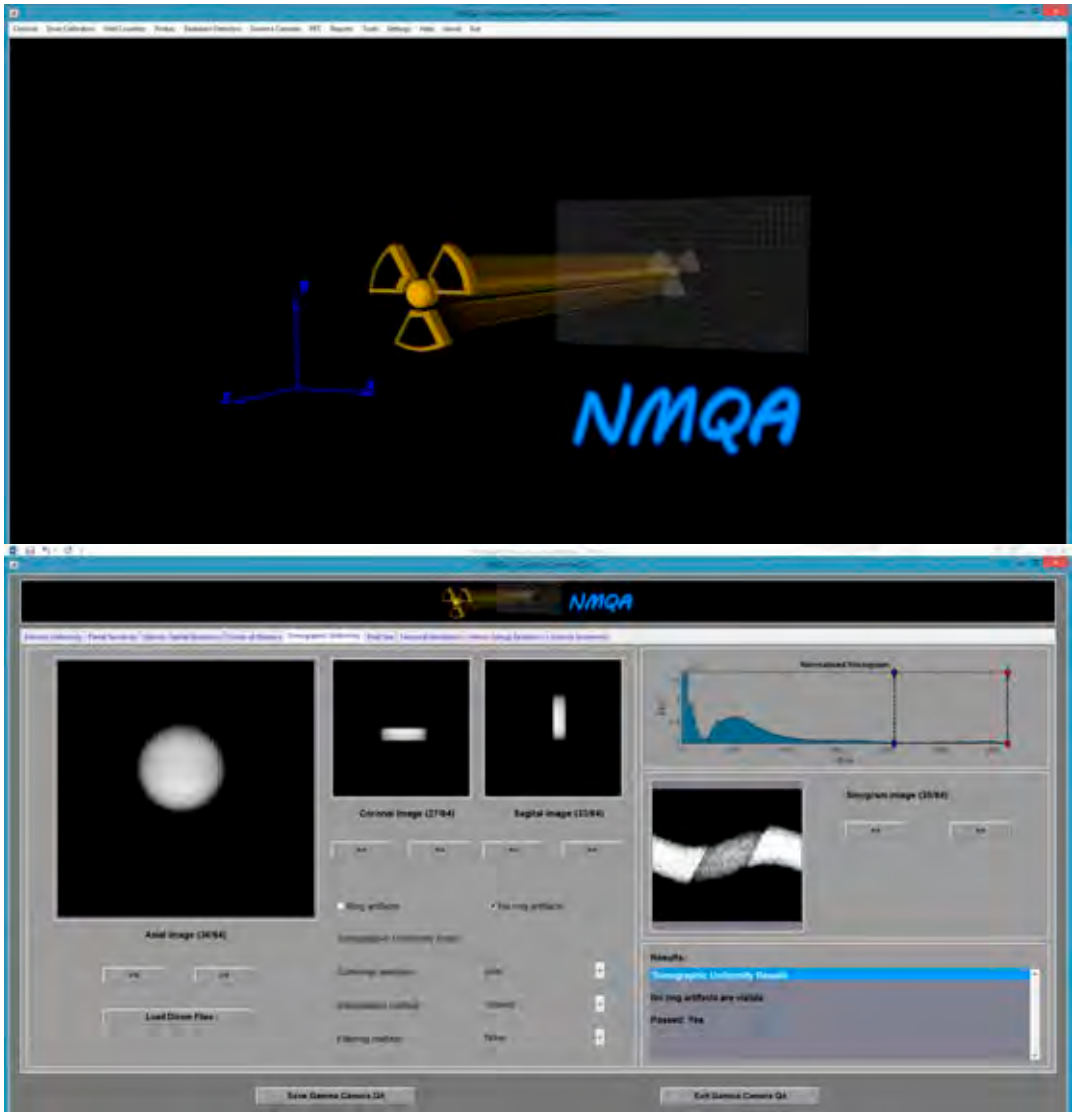
Cada prueba es almacenada en el disco duro del ordenador junto con las imágenes dicom y toda la información utilizada en la prueba, de forma que puedan analizarse posteriormente para comparar resultados de distintas

pruebas realizadas en distintas fechas. Por otro lado, NMQA crea un informe en formato pdf con un resumen de todas las pruebas realizadas en el control.

En una ocasión, el software de la gammacámara nos indicaba que la uniformidad planar integral y diferencial estaba dentro de tolerancia, y sin embargo, visualmente no parecía que la imagen dicom fuese muy uniforme. La aplicación NMQA reveló que la uniformidad estaba fuera de tolerancia. Se llamó al servicio técnico y el error fue subsanado.

CONCLUSIÓN

La aplicación NMQA permite analizar los resultados de los controles de calidad llevados en gammacámaras y activímetros de forma sencilla y rápida. Permite comparar los resultados proporcionados por la aplicación con los que proporciona el equipo, los cuales a veces no son del todo correctos, posiblemente por que han seguido un protocolo no estándar para su cálculo.



ID: 01108
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

INTERFAZ GRÁFICA PARA LA VALORACIÓN DEL TEST DE WINSTON-LUTZ PREVIO A TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA

Carmen Gorun[1] , Alba Díaz Martín[1] , Irene Fernández Tosar[1] , Juan Godoy Cazorla[1] , David Macías Verde[1]

1) Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín.

Objetivo:

Verificar que el isocentro de radiación de un acelerador lineal de electrones está dentro de la tolerancia establecida para tratamientos de radiocirugía.

Material:

- Acelerador lineal de electrones con EPID.

- Micromultiláminas BrainLab 3mMLC.

- Maniquí de Winston-Lutz.

- Matlab 2016a.

Método:

El test de Winston-Lutz es utilizado para identificar la desalineación del isocentro de giro de un acelerador lineal de electrones. Se realiza, en este caso, para verificar tal parámetro antes de los tratamientos de radiocirugía llevados a cabo en el Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín.

El maniquí consta de una esfera metálica de 5 mm de diámetro ubicada en el interior de una cápsula plástica en la que se marcan los planos axial, sagital y coronal para su colocación con los láseres de la sala. Este elemento es irradiado posteriormente con un campo en forma de cruz definido por el 3mMLC (Figura 1).

Figura 1. Izqda. Campo en cruz formado por el m3MLC.

Dcha. Campo incluyendo el objeto radioopaco.

Se adquieren, entonces, imágenes portales en los ángulos de gantry y mesa siguientes:

- Gantry: 0°, 90°, 180°, 270°. Mesa a 0°.

- Gantry 0°. Mesa: 90°, 270°.

Se evalúa visualmente la posición de la esfera dentro del campo irradiado de tal manera que esta no toque las esquinas señaladas en la imagen derecha de la Figura 1. Esto garantiza que se cumple la tolerancia de 1 mm requerida en el protocolo de tratamientos de radiocirugía de la AAPM Report 54 [1] (tabla II, apartado III).

Con la aplicación desarrollada se hace una valoración cuantitativa del desplazamiento del centro de la esfera con respecto del centro del campo irradiado.

Resultados:

Los resultados obtenidos con la aplicación diseñada mejoran la valoración de este test en tanto en cuanto arroja un resultado que cuantifica numéricamente el desplazamiento, además de proporcionar una manera de hacer un seguimiento cuantitativo de tal desplazamiento a lo largo de sucesivos tratamientos.

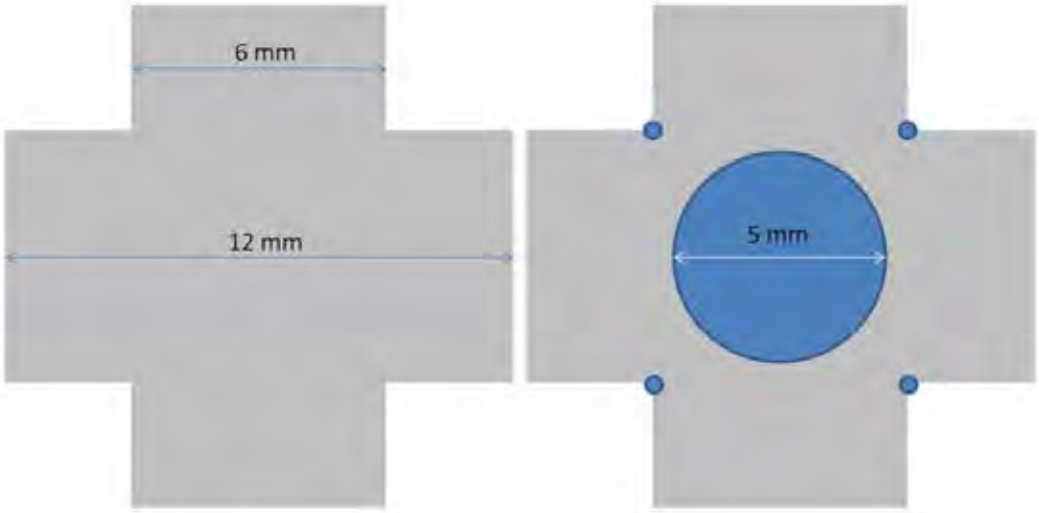
Conclusión:

El método de Winston-Lutz está mejor valorado utilizando la aplicación diseñada por las razones ya expuestas .

Bibliografía:

[1] Stereotactic radiosurgery. AAPM Report 54.

[2] Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179.


6 mm
12 mm
5 mm

ID: 01154
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE DOS MÉTODOS DE CREACIÓN DE MAPAS DE UNIFORMIDAD EN UNA GAMMACÁMARA

Pablo Simón García[1] , Jacobo Guiu Souto[1] , Rubén Vázquez Vázquez[1] , Carlos Otero Martínez[1] , José Ramón Sendón del Río[1] , Victor Luna Vega[1] , Manuel Sánchez García[1] , Javier Mosquera Sueiro[1] , Ramón Lobato Busto[1] , Miguel Pombar Cameán[1]

1) Radiofísica Protección Radiológica. Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela.

1. Objetivo:

Una de las gammacámara de las dos que disponemos en nuestro centro permite generar los distintos niveles de corrección de imagen mediante distintos métodos. Se pretende evaluar y comparar los mapas de uniformidad creados para distintos radioisótopos utilizando los dos métodos posibles.

1. Material y métodos:

La gammacámara sobre la que vamos a realizar el estudio es un equipo de General Electric, modelo Optima NM/CT 640. En dicho equipo compararemos los mapas de uniformidad para distintos radioisótopos (^{131}I, ^{67}Ga y ^{111}In).

En el primero de los métodos (mapa de ratios), se adquiere un mapa de uniformidad, que se usará de referencia, con una fuente puntual de ^{99m}Tc a una distancia como mínimo de 2,5 m del cabezal en cuestión. Dicha adquisición tendrá una estadística total de 120 000 kcts. Posteriormente, utilizando la reciente adquisición, el equipo generará automáticamente los mapas de uniformidad para los distintos radioisótopos de interés. Finalmente se adquiere de nuevo un mapa de uniformidad para cada uno de los radioisótopo hasta las 30 000 kcts para su posterior evaluación.

Utilizando el segundo método (método estándar), se adquiere primero un mapa de uniformidad del radioisótopo de interés, situando dicha fuente a una distancia mínima de 2,5 m del cabezal hasta alcanzar las 120000 kcts. Al finalizar, el equipo crea el mapa de corrección de uniformidad para el mismo. Para una correcta evaluación se finaliza con una prueba de uniformidad del dicho radioisótopo de 30 000 kcts.

Una vez finalizado la generación de mapas se comparan los valores de uniformidad obtenidos con ambos métodos.

1. Resultados obtenidos:

En ambos métodos, los valores se encuentran dentro de las especificaciones del fabricante. Sin embargo, tanto la uniformidad integral como la diferencial, los valores son menores utilizando el método estándar para los radioisótopos fruto del estudio garantizando una mayor calidad de imagen. Los resultados para los radioisótopos ^{131}I, ^{67}Ga y ^{111}In se muestran en la tabla adjunta.

1. Conclusiones:

La ventaja del primer método es la rapidez a la hora de crear los mapas de corrección de uniformidad puesto que mediante una única adquisición se generan el resto de mapas para cada radioisótopo y solo es necesario el uso de un único radioisótopo, en este caso ^{99m}Tc.

Resultados: Uniformidad Integral/Diferencial intrínseca.

		Cabezal	Estándar	Mapas de ratio
^{131}I	Uniformidad Integral	1	1,998	3,281
		2	1,659	2,967
	Uniformidad Diferencial	1	1,493	2,713
		2	1,170	2,483
^{67}Ga	Uniformidad Integral	1	2,207	3,269
		2	1,782	3,322
	Uniformidad Diferencial	1	1,557	2,098
		2	1,358	2,324
^{111}In	Uniformidad Integral	1	1,573	5,031
		2	1,778	4,949
	Uniformidad Diferencial	1	1,301	3,165
		2	1,219	2,827

ID: 01176
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Comparativa de detectores planos en mamografía digital, directos vs indirectos

Julio Luis Martínez Valdivia[1] , Daniel Morera Cano[1] , Francesc Sansaloni Florit[1] , Fernando Romero Sillero[1] , Adrià Marí Palacios[1] , Alejandro Ariño Gil[1] , María del Carmen Costa Tur[1] , Joan Cristofol Font Gelabert[1]

1) Hospital Universitario Son Espases (Palma de Mallorca)

I. INTRODUCCIÓN

En mamografía la búsqueda de la excelencia ha conducido su desarrollo hacia la digitalización, esta digitalización se dividió en mamógrafos digitales directos y mamógrafos digitales indirectos.

Los mamógrafos digitales directos tienen detectores de radiación que convierten directamente la información en carga eléctrica habitualmente utilizan selenio como fotodetectores por su afinidad con los rayos X. Los indirectos necesitan dos pasos en el proceso de digitalización: la radiación convertida en luz es recibida por fotodiodos y transformada en carga eléctrica.

El estudio se centra en la comparación de estos dos tipos de detectores planos y ver cual presenta mejores resultados en el modo automático, que es el usado habitualmente, para mamografía.

II. MATERIAL Y MÉTODO

A. Material

Para este estudio utilizaremos dos mamógrafos “Hologic Selenia Dimensions”, mamógrafo digital directo, y “GE Senographe Essential”, mamógrafo digital indirecto, en los cuales hemos usado el maniquí “CDMAM 3.4 de Artinis” y el software para el análisis del control de umbral de visibilidad en cuanto a contraste/detalle “CDMAM Analyser versión 1.5.5. de la EUREF”

B. Método

El análisis se realiza con dieciséis imágenes del maniquí “CDMAM 3.4”, las cuales, se han ido desplazando lateralmente en el bucky de tamaño 24x30, de un maniquí que simula un mama comprimida de 5,0 cm de PMMA (4,0 cm de PMMA más 1,0 cm de atenuación de la plancha de test “CDMAM 3.4.”). Según el documento de la EUREF, 5 cm de PMMA corresponderían a una mama de 6 cm de espesor, por lo tanto, colocaremos encima del maniquí unos espaciadores que deje la bandeja a 6 cm para que el equipo irradie en modo clínico con la técnica de la mama de ese espesor.

Una vez obtenida las imágenes conservamos sólo las RAW (brutas) las cuales usaremos para el análisis de los dos equipos.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se presentan dos tablas y dos gráficas, la primera para el equipo Hologic Selenia Dimensions, en el cual, se utilizó una técnica con W-Rh a 31 kV y 130 mAs obteniendo una DGM de 1.73 mGy, y la segunda para el equipo GE

Senographe Essential, en el cual, se utilizó una técnica con Rh-Rh 29 kV y 63 mAs obteniendo una DGM de 1.29 mGy. En las gráficas hemos representado valores del diámetro de los discos vs el espesor de oro umbral del maniquí y los límites dentro de los cuales es aceptable y lo que sería deseable.

IV. CONCLUSIONES

En este estudio realizado vemos como para el uso clínico, es decir, en modo automático el mamógrafo digital directo obtiene mejores resultados, dando un poco más de dosis glandular mamaria, estando la curva todo el tiempo por debajo tanto de lo deseable como de lo aceptable. En el equipo con el detector indirecto la curva analizada está entre medias de lo deseable y lo aceptable.

Concluimos que, aunque ambos equipos están dentro de los límites establecidos, en el trabajo del día a día al utilizar el modo automático, a priori parece que el detector directo da mejores resultados para mamografía digital, aunque al ser una pequeña muestra de equipos se hace necesario ampliar el estudio para poder llegar a un resultado más concluyente.

REFERENCIAS

[1] EUREF. “European Guidelines for mamographic screening 4th Edition”.

[2] EUREF. “Suplement to the European Guidelines 4th Edition”.

[3] AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents Digital “Mammography: An Overview”.

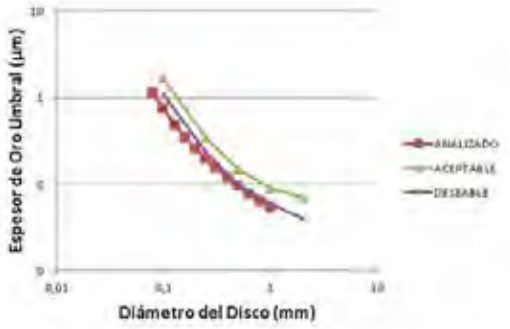
[4] Visser R, Karssemeijer N, “CDCOM Manual: software for automated readout of CDMAM 3.4 images”.

Diámetro disco (mm)	CDMAM Analyser EUREF	Aceptable (µm)	Deseable (µm)
0.08	1.134		
0.10	0.750	1.68	1.10
0.13	0.479		
0.16	0.350		
0.20	0.256		
0.25	0.194	0.35	0.24
0.31	0.152		
0.40	0.116		
0.50	0.094	0.15	0.10
0.63	0.076		
0.80	0.063		
1.00	0.054	0.09	0.06
2.00		0.07	0.04

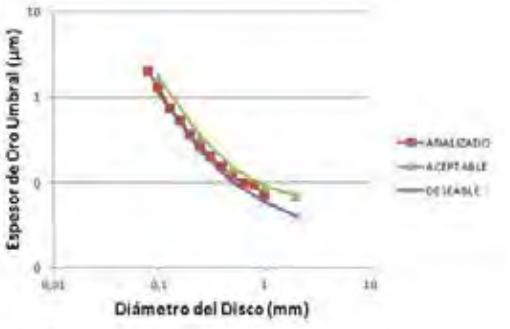
Tabla 1. Valores del mamógrafo Hologic Selenia Dimensions con W-Rh a 31 kV y 130 mAs.

Diámetro disco (mm)	CDMAM Analyser EUREF	Aceptable (µm)	Deseable (µm)
0.08	1.998		
0.10	1.246	1.68	1.10
0.13	0.741		
0.16	0.514		
0.20	0.358		
0.25	0.261	0.35	0.24
0.31	0.199		
0.40	0.150		
0.50	0.120	0.15	0.10
0.63	0.097		
0.80	0.081		
1.00	0.070	0.09	0.06
2.00		0.07	0.04

Tabla 2. Valores del mamógrafo GE Senographe Essential con Rh-Rh a 29 kV y 63 mAs.



Gráfica 1. Comparación gráfica del mamógrafo Hologic Selenia Dimensions con W-Rh a 31 kV y 120 mAs.



Gráfica 2. Comparación gráfica del mamógrafo GE Senographe Essential con Rh-Rh a 29 kV y 63 mAs.

ID: 01233
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Registro espacial de ventana múltiple en gammacámaras mediante un maniquí de linealidad espacial.

Alejandro Prado Barragán[1] , Francisco Rafael Lozano Martínez[1] , Mario Leonor Yuste[1] , Maria José Rot San Juan[1] , Rosa Gilarranz Moreno[1] , Luis Carlos Martínez Gómez[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, HU 12 de Octubre, Madrid (España).

Objetivo: En el presente trabajo se expone un método para la realización de la prueba de registro espacial de ventana múltiple (REVM) en gammacámaras empleando un maniquí de agujeros destinado a la evaluación de la linealidad espacial. La ventaja del método es que se obtienen simultáneamente todas las imágenes necesarias empleando una única fuente puntual.

Material y método: El maniquí, de fabricación propia, está construido con una plancha de plomo de 39.5x39.5 cm^2 y espesor 3 mm alojada entre dos planchas de metacrilato de 3 mm. Contiene un mallado de 17x17 orificios circulares de diámetro 5 mm separados cada 2 cm. Originalmente se diseñó para la evaluación de la linealidad espacial con ^{99m}Tc. La adquisición se realiza en modo intrínseco, con el maniquí colocado sobre el cristal de la gammacámara. Como fuente se emplea una jeringuilla con 0.1 mCi de ^{67}Ga. Con el objeto de conseguir un campo de radiación paralelo, la fuente se sitúa a una distancia de 5 veces la dimensión del cristal (unos 2 m). Se adquiere la imagen para las tres energías del ^{67}Ga (93, 184 y 296 keV). El análisis de las imágenes se realiza de acuerdo a lo especificado en el Protocolo Español de Control de Calidad (prueba GPL04), seleccionando las imágenes de los orificios situados a distancias de 8, 12 y 16 cm del centro en ambos ejes y calculando el centro de gravedad (CDG) de la ROI. El tamaño de la ROI escogido está en concordancia con las especificaciones de la prueba GPL04. Las medidas mostradas se han realizado en un *SPECT/CT Optima NM/CT 640 de GE*.

Para comprobar la adecuación del espesor del maniquí para las energías del galio se ha estudiado el perfil de la imagen de los orificios. Se ajustan los datos a gaussianas mediante el software *ImageJ* y se calcula para cada energía el valor de las colas con respecto al valor del pico, indicador de la transmisión.

Resultados: Los resultados obtenidos para los desplazamientos máximos del centro de la imagen del orificio (CDG de la ROI y posición del pico) se recogen en la *tabla 1*. Son, en todos los casos, inferiores a 1 mm.

El análisis de las gaussianas muestra que los picos quedan bien definidos. Las colas representan un 4% y un 10 % respecto del valor del pico para las energías de 93 keV y 184 keV respectivamente. Para la energía de 296 keV las colas representan un 20 % de la señal de pico. Aun así, el coeficiente de determinación del ajuste es de 0.86. Es de destacar que todas las imágenes de los orificios son idénticas. En contrapartida, la fabricación de dos fuentes iguales con una actividad tan baja como 30 µCi, tal y como describe la prueba GPL04, no es sencilla.

Conclusiones: El empleo del maniquí de linealidad espacial de orificios proporciona resultados satisfactorios para la ejecución de la prueba de REVM con galio y disminuye considerablemente el tiempo de adquisición en relación con el método de las dos fuentes puntuales descrito en GPL04. En caso de construcción de un maniquí similar específico para galio, el empleo de un espesor mayor de plomo disminuiría las colas observadas para la energía de 296 keV.

PROTOCOLO MAMOGRAFÍA												
Distancia en cm		-8		-5		-12		12		16		55
		Δx	Δy	Δx	Δy	Δx	Δy	Δx	Δy	Δx	Δy	Δx	Δy
EJE X	Max Desv	0.2	0.6	0.3	0.1	0	0.1	0.7	0.9	0	0.4	0.6	0.3
EJE Y	Max Desv	0.3	0.2	0.7	1.2	0.5	0.4	0.4	0.7	0.1	0.8	0.1	0

Tabla 1: valores de la desviación máxima del centro de gravedad respecto al correspondiente a la energía de 93 keV para distintas posiciones.

ID: 01231
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Comparación de la calidad de imagen de un CT y un CBCT para protocolos clínicos en radioterapia

Francisco Rafael Lozano Martínez[1] , Alejandro Prado Barragan[1] , Mario Leoner Yuste[1] , Luis Carlos Martínez Gómez[1] , Maria José Rot San Juan[1] , Rosa Gilarranz Moreno[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, HU 12 de Octubre, Madrid (España)

Objetivo

Comparar la calidad de imagen del protocolo empleado para la obtención de imágenes de simulación en tratamientos *ORL* de *IGRT* con las proporcionadas por el sistema de verificación CBCT.

Material y métodos

Para la evaluación de la calidad de imagen se ha utilizado un maniquí *Catphan 540* ®. Las imágenes de simulación se han obtenido en un simulador *Philips Big Bore* ® con el protocolo clínico empleado en rutina (3 mm espesor de corte, FOV de 600 mm, 512x512, KVp=120 y un tamaño de pixel de 1.1718 mm). Las de verificación se han obtenido en un acelerador *Varian Clinac iX* ® equipado con sistema *CBCT* y el protocolo clínico normalmente empleado (2.5 mm de espesor de corte, FOV de 250 mm, 512x512, KVp=100 y un tamaño de pixel de 0.4883 mm).

Las imágenes se han analizado con el software *ImageJ* y los cálculos pertinentes se han realizado en Microsoft Excel®. Se ha evaluado la resolución espacial y la resolución de contraste en ambos casos. Para evaluar la **r** esolución espacial se han utilizado dos métodos: inspección visual del patrón de barras y obtención de la *MTF* del sistema mediante el cálculo analítico de la transformada de Fourier de la *PSF* (ajuste gaussiano). La resolución de contraste se ha evaluado construyendo la curva Relación Contraste-Ruido (C*NR*) vs. Diámetro del objeto (*?*) para ambos conjuntos de imágenes y para objetos de contraste relativo fondo/objeto del 1%.

Para la comparación dosimétrica, en el *CT* se ha medido el indicador de dosis $CTDI_{vol}$ con un conjunto cámara/electrómetro 10.3CT/2025 de Radcal de 10 cm de longitud y un maniquí estándar de cabeza de PMMA de 16 cm de diámetro y 14 cm de longitud. En el CBCT se ha medido, con la misma cámara y maniquí, la dosis media en la cámara en la posición central (D_c) y periférica (D_p) y se ha realizado la ponderación $(1/3)\cdot D_c+(2/3)\cdot D_p$, que corresponde al indicador denominado $CBCTDI_{vol}$.

Resultados

Los resultados de los indicadores de calidad de imagen analizados aparecen en la *figura 1*. En cuanto a la MTF, se aprecian mejores resultados en el CBCT que en el CT de simulación para los protocolos empleados. La

inspección visual del patrón de barras incluido en el maniquí proporciona valores de resolución espacial en pl/cm similares a los deducidos a partir de la MTF (valor al *5%*) con diferencias menores del *5%*. Este resultado es debido, en parte, al tamaño de píxel empleado en ambos casos.

Los indicadores $CTDI_{vol}$ y $CBCTDI_{vol}$ son, respectivamente, 30.8 mGy y 3.84 mGy. La diferencia entre ambos es de un factor 8.

En la *figura 2* se pueden ver los resultados para la resolución de contraste, apreciándose claramente cómo es mucho mejor para el CT que para el CBCT para los protocolos seleccionados. Para el CBCT la CNR no supera en ningún caso el valor de 1 mientras que para el CT decrece desde 3 hasta 1.25 (para un diámetro de 2 mm).

Conclusiones

La resolución espacial del sistema *CBCT* es mejor que la del CT para los protocolos considerados, lo cual es algo deseable en sistemas CBCT para el posicionamiento del paciente. La pérdida de resolución de contraste hace difícil la identificación de estructuras con coeficiente de atenuación parecido. Esta diferencia puede ser debida a que el indicador de dosis del *CT* es unas 8 veces mayor que el correspondiente al *CBCT*.

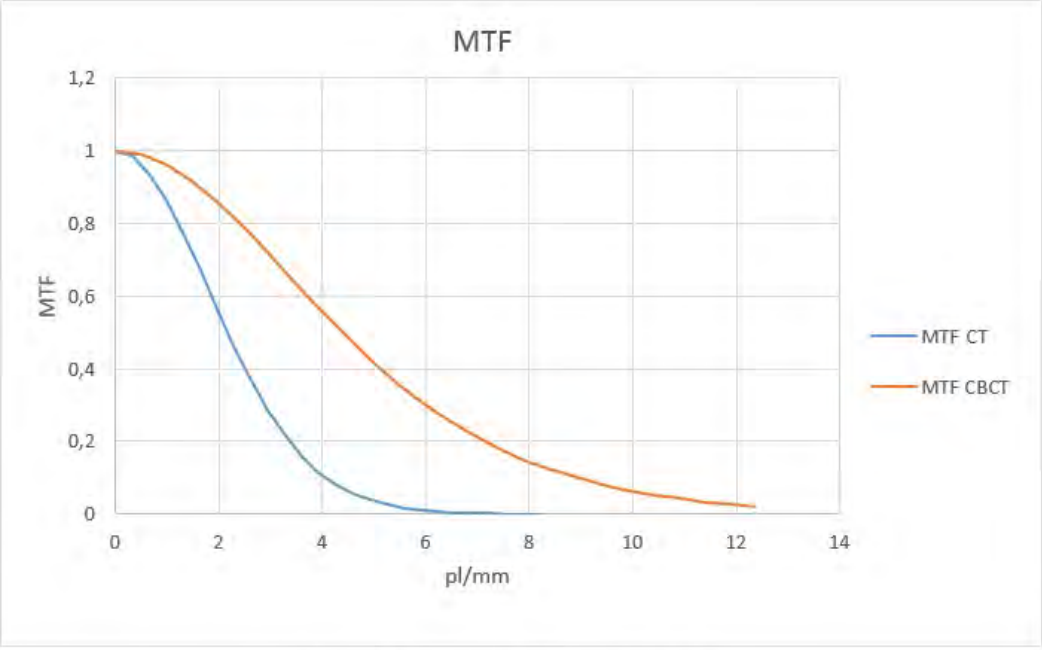


figura 1. MTF para ambos protocolos

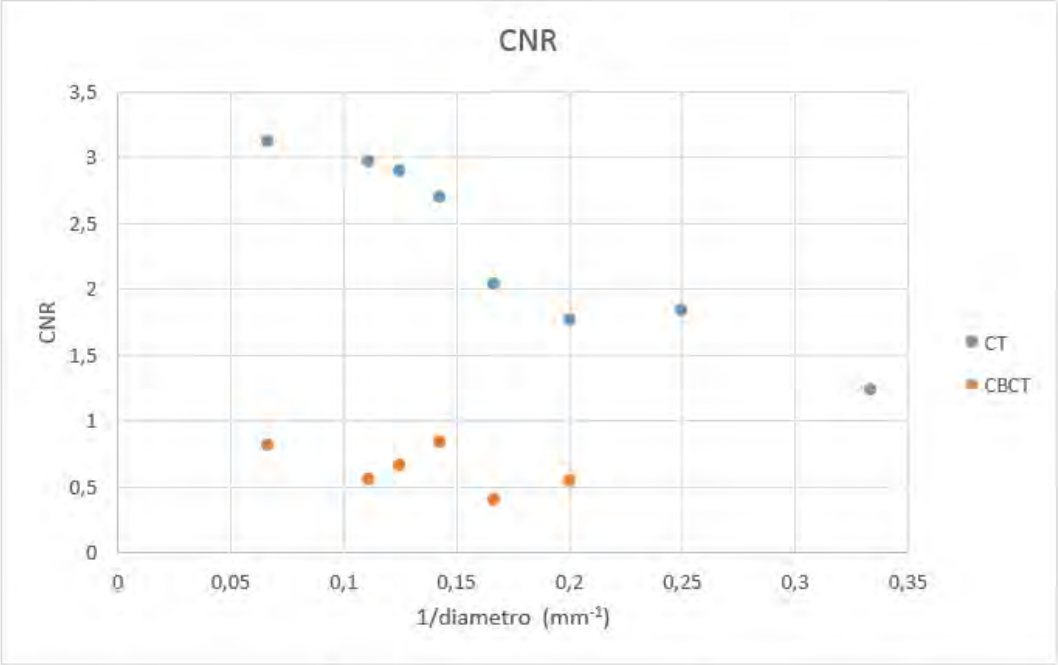


figura 2. CNR para ambos protocolos

ID: 01246
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Cálculo de la MTF en gammacámaras empleando un maniquí de barras.

Paz García de Acilu-Laa[2] , Alejandro Prado Barragán[1] , Francisco Rafael Lozano Martínez[1] , Luis Carlos Martínez Gómez[1] , Maria José Rot San Juan[1] , Rosa Gilarranz Moreno[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, HU 12 de Octubre, Madrid (España). 2) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, HM Puerta del Sur, Madrid (España).

Objetivo

En el presente trabajo se expone un método de cálculo de la MTF en gammacámaras a partir de un maniquí de barras. Se ha desarrollado una macro para automatizar todo el proceso de análisis, disminuyendo el tiempo empleado por el usuario en el mismo.

Material y métodos

Se emplea un maniquí de barras con cuatro cuadrantes con distancia entre barras de *4.23*, *3.18*, *2.54* y *2.12* mm (frecuencias espaciales de 0.236, 0.314, 0.394 y 0.471 mm^{-1}). Para obtener una zona de negro en la imagen se coloca en el centro del maniquí una pieza circular de plomo. Se obtiene una imagen del maniquí en modo intrínseco empleando una fuente puntual de ^{99m}Tc a una distancia de unos 2m. El análisis de la imagen se lleva a cabo con una macro desarrollada en *ImageJ*. Al ejecutar la macro se pide al usuario que abra el archivo DICOM con la imagen. Una vez abierta, la macro pide crear una ROI que contenga blanco y negro en la imagen (ver *figura 1*). Automáticamente, la macro crea otras cuatro ROIs centradas en cada uno de los cuadrantes con patrones de barras. Se obtiene la desviación estándar de cada ROI (*sd[j]*).

A continuación la macro pide crear sendas ROIs para zonas blanca y negra en la imagen. Se obtienen las desviaciones estándar de las nuevas ROI ($?_b$ y $?_n$). Se calcula el ruido como la media cuadrática de las contribuciones del blanco y del negro.

$$?^2 = (?_b^2 + ?_n^2)/2.$$

Para los casos en los cuales $sd[j]^2$ sea mayor que $?^2$ se obtiene el contraste RMS como:

$$sd[j]^2 = (sd[j]^2 - ?^2),$$

mientras que si $sd[j]^2$ es menor que $?^2$ se iguala *sd[j]* a *0*.

Se normaliza el contraste RMS al valor correspondiente al blanco-negro y se multiplica por 100. Se representan

los valores en función de las frecuencias espaciales, definidas como la inversa de la distancia entre líneas. Estos puntos experimentales se ajustan a una gaussiana y se obtiene el valor de la frecuencia para el cual el contraste es del *3* % (*figura 2*).

Los resultados presentados han sido obtenidos en una gammacámara *Skylight* de *Philips*.

Resultados

Los valores del contraste RMS se ajustan a una gaussiana (el coeficiente de determinación es de *0.995*). La frecuencia de corte obtenida para un contraste del *3* % es de *0.417* mm^{-1}. La frecuencia obtenida es coherente con la inspección visual de la imagen del maniquí, en la cual se puede aprecia hasta el tercer grupo de barras (0.394 mm^{-1}) no siendo visible el cuarto (0.471 mm^{-1}).

Conclusiones

Se ha presentado un método de obtención cuantitativa y automática de la resolución espacial empleando un maniquí de barras. La automatización de procedimientos en pruebas de control de calidad rutinarias es algo muy útil. Las macros son una herramienta a considerar tanto para la reducción de errores humanos como para la reducción del tiempo empleado en el análisis.

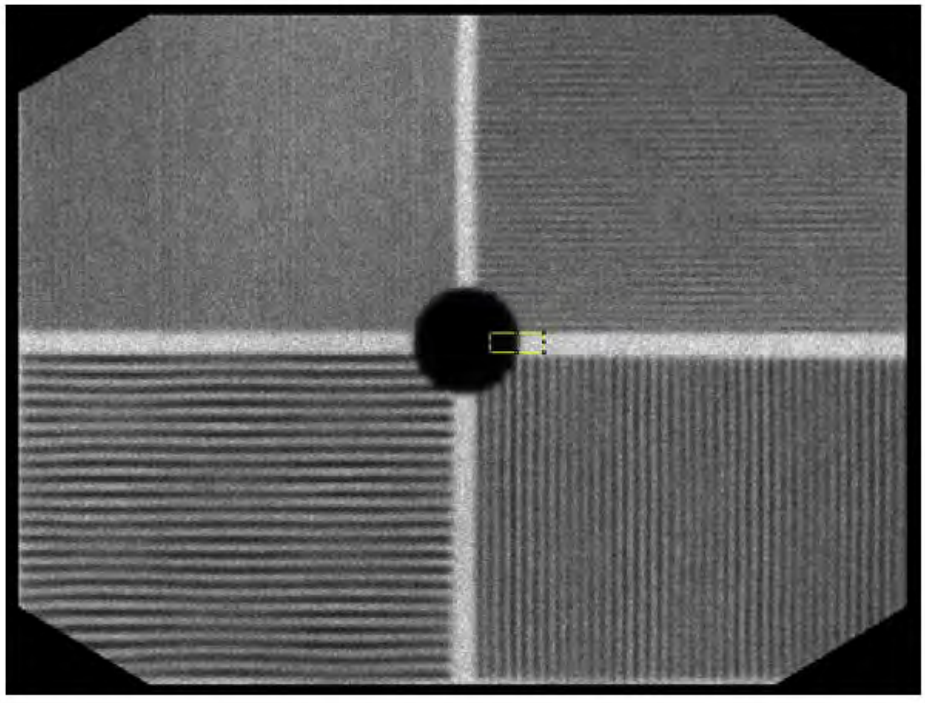


Figura 1: Imagen del patrón de barras junto con la ROI para contraste blanco-negro.

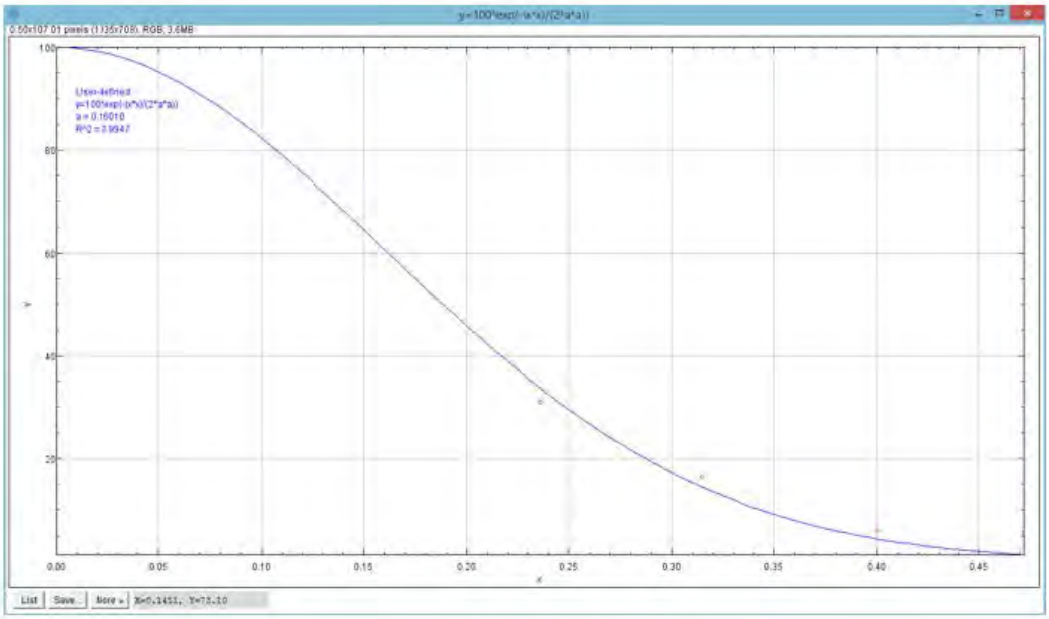


Figura 2: Gráfica del ajuste gaussiano para la obtención de la MTF.

ID: 01248
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Efecto sobre la calidad de imagen TC del algoritmo de reconstrucción iterativa ASIR

Nicolás Ferreiros Vázquez[1] , Jose Fernando Perez Azorín[2] , Jose Fernando Perez Azorín[3] , Manuel Alonso Diaz[1] , Mª Josefa Castañeda Arronte[1]

1) Hospital Universitario Marques de Valdecilla 2) Hospital Universitario Cruces 3) Hospital Quirón Bizkaia

I. INTRODUCCIÓN

El aumento de la potencia de cálculo ha permitido que durante los últimos años se hayan aplicado los algoritmos de reconstrucción iterativa, que cuentan con un gran recorrido en las modalidades de imagen de medicina nuclear, en la reconstrucción de imágenes en tomografía computarizada. A grandes rasgos esta nueva herramienta mejora el modelado del proceso de adquisición de imagen reduciendo el ruido, de modo que puede ser utilizada para reducir la dosis manteniendo la calidad de imagen o aumentar la calidad de imagen manteniendo la dosis[1,2].

El uso de estos algoritmos requiere la selección del nivel de reconstrucción iterativa, que usualmente supone el porcentaje de reconstrucción iterativa empleada en la reconstrucción final. El objetivo de este trabajo es analizar el efecto del nivel de reconstrucción iterativa del algoritmo ASIR (GE) sobre el espectro de potencia de ruido NPS y sobre la resolución espacial, mediante un maniquí con patrones de barras.

II. Material y Método

A. Material

Lista del material utilizado:

a) Maniquí GE Quality assurance 5128754 Rev 9.

b) TC GE Optima 660J.

c) Matlab R2016b

B. Método

Primero se obtienen las imágenes de la sección homogénea del maniquí de control de calidad posicionando este en el isocentro, sin camilla, con ayuda del soporte específico. Acto seguido se realizan dos exploraciones axiales, sin desplazamiento de mesa, usando una técnica de abdomen que proporcione un IDCT de 7 mGy (propuesta de NRDs para un abdomen pediátrico 10-15años)[3]:

- Modo: Axial, rotación completa 1s
- Filtros/SFOV: Large/50 cm
- Configuración detector: 64 canales x 0’625 mm
- Ténsión, corriente: 120 kV, 80 mA

A continuación, se reconstruyen utilizando distintos niveles de reconstrucción iterativa:

- Algoritmo Reconstrucción: FBP, ASIR 30%, ASIR 60%, ASIR 100%
- DFOV, grosor corte: 25cm, 5mm
- Filtro reconstrucción: Standard

Posteriormente, se realiza una adquisición de la sección del maniquí con los patrones de resolución espacial, usando la misma técnica.

Después, se visualiza la imagen de resolución espacial por tres observadores y se evalúa el número de patrones diferenciados.

En cuanto a la NPS, para evitar los problemas de correlación asociados a la adquisición helicoidal hemos optado por una exploración axial. Esto nos permite calcular el espectro de potencia de ruido, NPS, como la transformada de la imagen diferencia de cada par de imágenes centrales en la región homogénea[4], haciendo uso de una rutina en Matlab programada por nosotros.

III. Resultados

Los espectros de potencia de ruido unidimensionales sobre el eje X, tomados como el promedio sobre las 8 filas centrales, se comportan como funciones normalizables simétricas entorno al cero con un único máximo en cada dirección (Figura 1). En ellos se observa claramente cómo a medida que se aumenta el nivel de algoritmo iterativo aplicado disminuye la amplitud del espectro, el máximo y la frecuencia de corte se desplazan a frecuencias inferiores.

Del resultado se deduce que el algoritmo iterativo reduce claramente el nivel de ruido de la imagen, eliminando preferentemente los componentes de alta frecuencia. Para valorar de forma completa el efecto sobre la calidad de imagen se debe analizar tambien la resolución espacial, para lo que se han empleado el conjunto de patrones de barras del maniquí referido cuyos resultados se muestran en la tabla 1.

IV. Conclusión

El algoritmo de reconstrucción iterativa ASIR reduce el ruido de la imagen, preferentemente el de alta frecuencia, pero al mismo tiempo reduce suavemente la resolución espacial, por lo que a la hora de establecer el nivel de reconstrucción iterativa aplicada en la imagen final es necesario realizar un balance entre ambos aspectos. De este modo para aquellas exploraciones que requieren una alta resolución es recomendable usar un nivel de ASIR del 30% o inferior, mientras que para aquellas exploraciones donde prime la resolución de contraste se recomienda usar un nivel del 60% o superior.

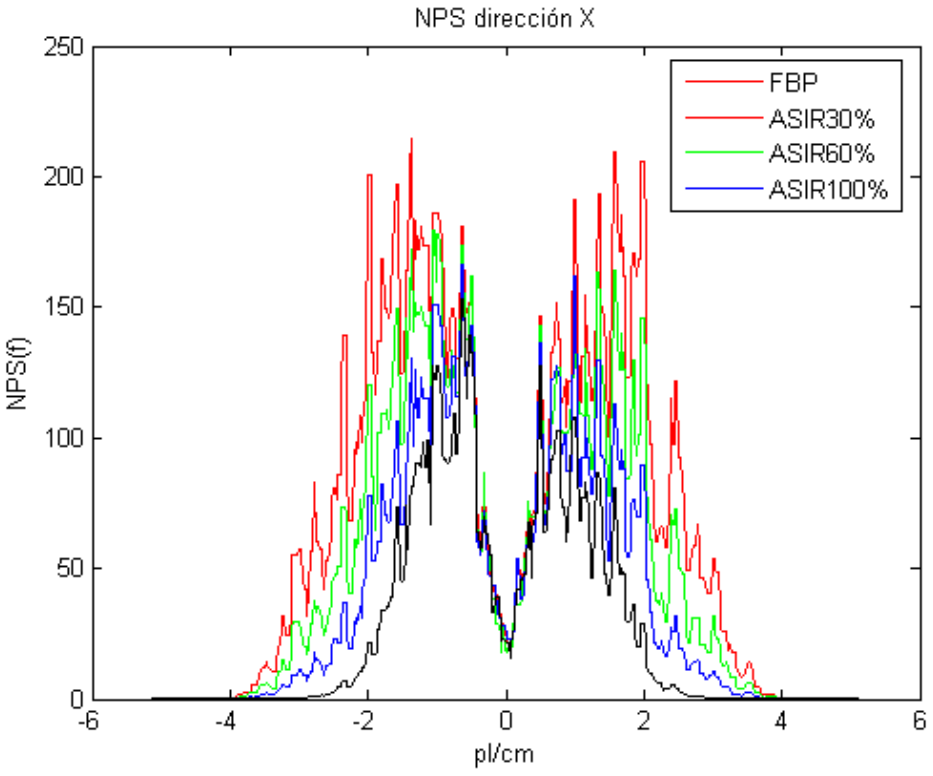


Tabla 1. Variación de la resolución espacial

Nivel ASIR	Nº patrones	Resolución (pl/cm)
FBP (ASIR 0%)	4	$8'3 > f \geq 6'25$
ASIR 30%	4	$8'3 > f \geq 6'25$
ASIR 60%	4/3	~ 6'25
ASIR 100%	3	$6'25 > f \geq 5'0$

ID: 01371
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Imágenes sintéticas PET a partir del espectro de potencias. Evaluación mediante filtrado wavelet

Carlos Huerga[1] , Pablo Castro [2] , Luis Alejo[1] , Ismael de la Torre[1] , Eduardo Guibelalde[3]

1) Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz 2) Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario La Princesa 3) Departamento de Radiología, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid

Objetivo

Para la evaluación de las técnicas de procesamiento de imagen es bastante común el uso de imágenes sintéticas para su validación. En este trabajo mostramos un modelo para la generación de imágenes sintéticas en PET. El modelo propuesto incluye aspectos fundamentales para la descripción de la imagen PET: efecto de volumen parcial (evp), textura del ruido (covarianza) y dependencia del ruido con la magnitud (varianza). Para comparar las imágenes PET sintéticas con las imágenes reales de ^{18}F se aplicará un técnicas de filtrado basadas en wavelet. Con fines didácticos, se compara este filtrado con el Gaussiano y el de mediana.

Material y método

Se generaron imágenes sintéticas que simulan el maniquí IEC Body Phantom NEMA, el cual incluye insertos “calientes”. Un conjunto de 128x128 imágenes con tamaño de voxel 3,906mm x 3,906mm x 4.25mm fueron generadas, con un elipsoide que simula la sección del maniquí NEMA y un conjunto de 6 esferas embebidas en el mismo con el mismo diámetro que las reales.

Las características de la resolución de la imagen fueron obtenidas experimentalmente del coeficiente de recuperación (RC) siguiendo el método propuesto por Prieto (Prieto, 2010). El RC se define como el *ratio* de la concentración de actividad presente en la imagen y el real (introducido). Las imágenes matemáticamente generadas fueron convolucionadas con un filtro gaussiano variando el kernel hasta alcanzar una coincidencias de los valores de RC con los experimentales.

La textura del ruido se genera mediante desplazamiento aleatorio de la fase a partir del espectro de potencias del ruido (NPS) (Fredenberg, 2010). Previamente, el NPS fue obtenido vía transformada de Fourier de la adquisición de maniquí uniforme rellenado homogéneamente de ^{18}F. El modelo también introduce la correlación en intensidad.

Así, la expresión para el modelo de ruido propuesto es:
(1) $I_{noise}(x,y)=I_0(x,y)+f(I_0(x,y) * noise(x,y)$

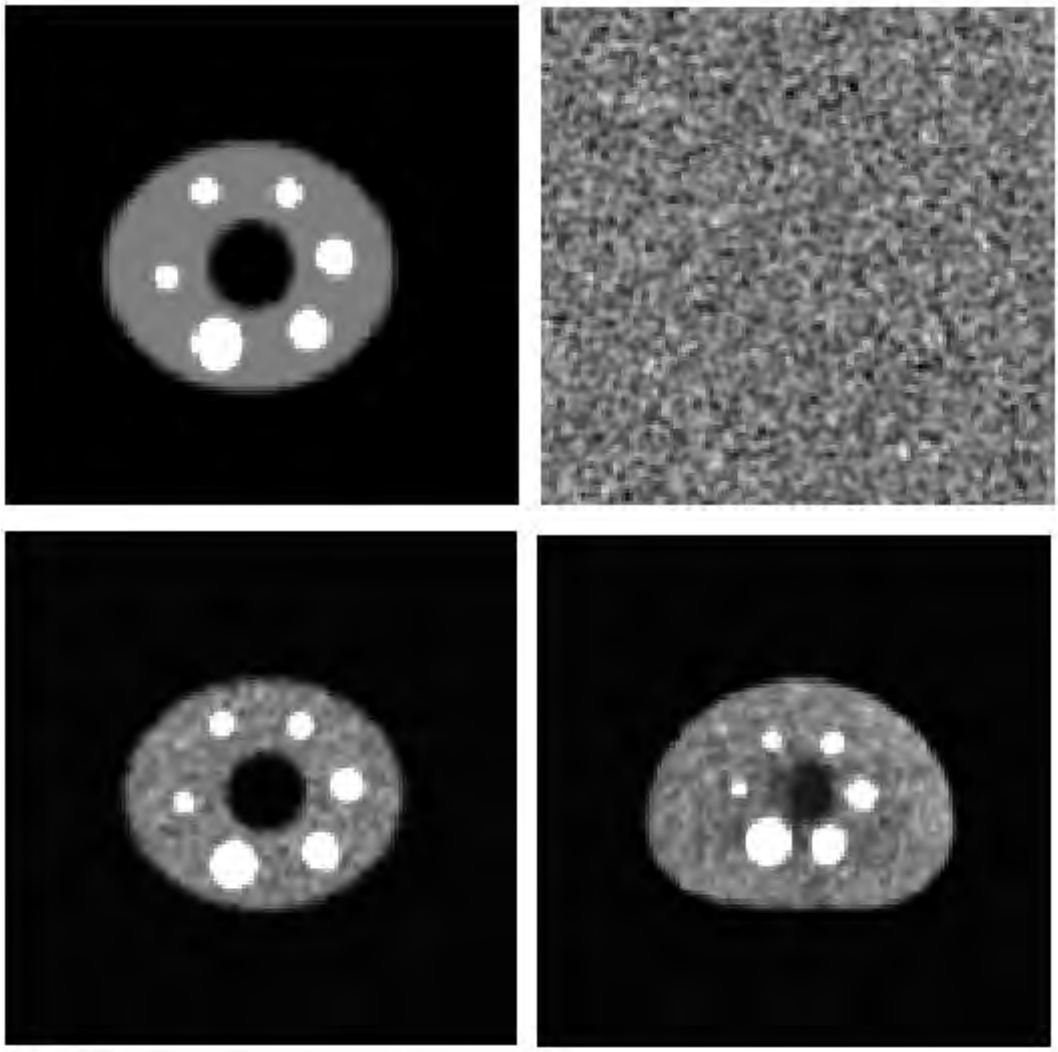
Donde Io es la imagen sintética sin ruido y convolucionada con la Gaussiana. La función f, representa la varianza del ruido con la magnitud, nosotros usamos una expresión propuesta por Geng (Geng, 2003), el símbolo * indica un producto pixel por pixel, y noise(x,y) es la textura de la imagen definida arriba. Las imágenes reales del ^{18}F-maniquí NEMA fueron adquiridas usando PET /CT Discovery LS (GE Healthcare), con la corrección de atenuación basada en CT y usando la reconstrucción OSEM. Para comparar las imágenes ^{18}F reales (A) con las sintéticas (B), se usó un filtro SURE basado en wavelet [Turkheimer,1999], apropiadamente adaptado. Además, el comportamiento de este filtro se comparó con un conjunto de filtros Gaussianos y de Mediana.

Resultados

Ambas A y B exhiben el mismo comportamiento. La ganancia global en SNR es alrededor del 30% en A y B. En ambos casos se produce un decrecimiento de la señal en las esferas más pequeñas que varía con el *ratio esfera-fondo radiactivo* (SBR): SBR=5:1 (bajo-contraste) -9% en A y -6.5% en B,SBR=20-1(alto-contraste)-2.8% en A y -2% en B. Es decir, al aumentar el contraste la pérdida de señal con el filtro propuesto decrece de manera similar en ambas series. En la figura se muestra la textura de la imagen obtenida comparada con la real.

Conclusiones

Se ha mostrado un modelo para generar imágenes sintéticas para la imágenes PET. Este modelo puede ser una alternativa a modelos basados en cálculos de montecarlo.



Figura

Secuencia de imágenes mostrando la generación de las imágenes sintéticas en PET. En la fila de arriba. Izquierda: imágen inicial tras la convolución con el kernel Gaussiano de FWHM=9.42mm (no ruido presente). Derecha: imágen del ruido simulado generado mediante el NPS. En la fila de abajo. Izquierda: imágen sintética final. Derecha: imagen adquirida experimentalmente.

ID: 01007
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Control de calidad y aplicaciones del registro deformable de imágenes médicas

Elena Mercé Renau[2] , Antonio Herreros Martínez[1] , Julia García-Miguel Quiroga[3] , Cristina Camacho López[1] , Eduard Agustí Camprubí[1] , Jordi Sáez Beltrán[1]

1) Hospital Clínic Universitari Barcelona 2) Universitat de Barcelona 3) FUNDACIÓ CLÍNIC PER A LA RECERCA BIOMÈDICA

(1) Objetivo del trabajo y cual es la aportación original.

Obtener un control de calidad del registro deformable realizado mediante la aplicación VARIAN *SmartAdapt® en un caso de cáncer de próstata,* utilizando el programa de libre distribución *DIRART(Deformable Image Registration and Adaptive Radiotherapy Toolkit),* que se ejecuta a través de *MATLAB®,* y que nos proporciona un conjunto de imágenes con una deformación determinada por el usuario, a partir de imágenes generadas a través de la aplicación Magical Phantom.

(2)Material/Métodos

Disponemos de un conjunto de imágenes de tomografía computerizada (TC) de un paciente real con un tumor de próstata para evaluar el algoritmo de registro deformable SmartAdapt®. Para realizar el registro deformable, necesitamos otro conjunto de imágenes que podrían ser de la misma modalidad TC o de otro tipo(TC, MR, PET, etc.). En este caso nos limitamos a estudiar dos conjuntos de imágenes de TC, uno de ellos es el original y el otro está manipulado con una deformación conocida.

Partimos de la creación y el escaneado de dos maniquís a través de Magical Phantom, programa basado en el lenguaje de programación Python™, que permite crear objetos virtuales con las características que sean interesantes para el estudio (geometría, densidades, etc.), y escanear el objeto virtualmente con el número de cortes y dimensión deseados. Esto nos permite tener una gran variedad de posibilidades ya que de lo contrario se debería diseñar un maniquí, fabricarlo y escanearlo para el estudio, invirtiendo así muchos tiempo y limitando el número de casos que se podrían considerar.

Mediante la aplicación Magical Phantom generamos dos conjuntos de imágenes que registramos con DIRART y obtenemos como resultado el campo de deformación (DVF). Cada elemento de DVF es un vector en tres dimensiones, y define las coordenadas de trasformación de la imagen móvil a la imagen fija (target), es decir, nos da el valor de dónde proviene cada voxel. El siguiente paso es aplicar este campo de deformación a un conjunto de imágenes de TC de un paciente. De esta manera, tendremos un conjunto de imágenes original (A) y otro conjunto de imágenes (B) deformado a partir del DVF.

En Eclipse™ se realiza el registro deformable de los conjuntos A y B, obteniendo un nuevo campo de deformación: DVF', y que pretendemos evaluar. A través de MATLAB obtenemos los desplazamientos entre campos vectoriales.

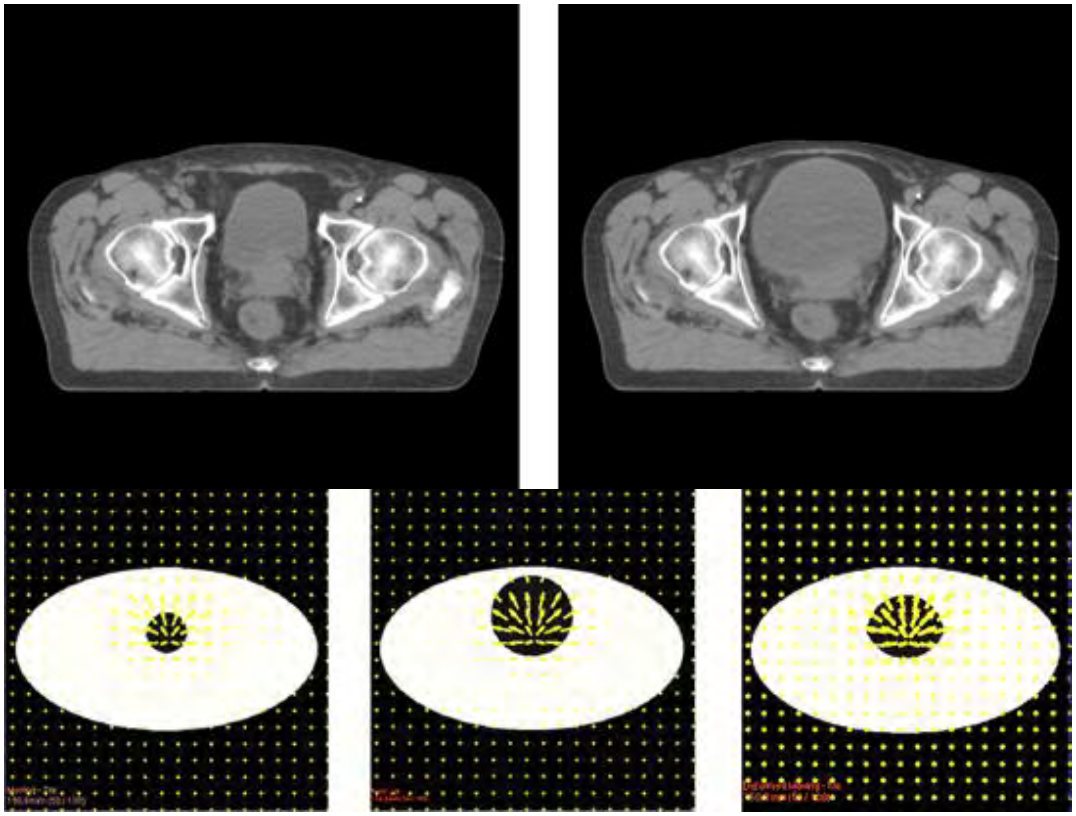
(3) Resultados

Los mayores desplazamientos observados se encuentran en los huesos del pubis. La causa de estas discrepancias se halla en el comportamiento del algoritmo de registro deformable SmartAdapt®, cuyo diseño impide variaciones muy pronunciadas o poco realistas. Al expandir la vejiga de 5cm a 10 cm de diámetro se ha producido una flexión del pubis. SmartAdapt® no distorsiona el hueso, sino que se limita a deformar los tejidos blandos de esa localización: vejiga, próstata, etc.

(4) Conclusión.

El registro deformable es una herramienta muy útil en la práctica clínica habitual. En este trabajo hemos evaluado el registro deformable para un caso de cáncer de próstata. Por otra parte, se esperaría que las imágenes de los desplazamientos originales y generadas por Eclipse™ fueran muy similares, en cambio no lo son, por los motivos expuestos en relación al comportamiento del algoritmo SmartAdapt®. Tal vez se tendría que haber realizado una deformación que no afectara la estructura ósea de la caja pélvica.

Por otra parte, utilizando la aplicación Magical Phantom se ha podido diseñar un maniquí apropiado y específico para esta localización en formato digital, con numerosas ventajas con respecto a la fabricación de maniquíes físicos, mucho más laboriosos y uniformes en densidades electrónicas. Mediante este software, utilizando el método expuesto en el presente trabajo, se pueden crear maniquís fácilmente, que simulen otras zonas del cuerpo, y testear el algoritmo de Eclipse™ en diferentes situaciones.



ID: 00898
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Caracterización del ruido en imágenes PET reconstruidas con el algoritmo OSEM

Pablo Castro Tejero[1] , Carlos Huerga Cabrerizo[2] , Pablo Chamorro Serrano[1] , María Roch González[1] , Leopoldo Pérez González[1]

1) Hospital Universitario de la Princesa 2) Hospital Universitario de la Paz

Objetivo:

La evaluación del ruido es esencial para caracterizar un determinado sistema de imagen. La magnitud y estructura del ruido en PET puede tener diversos orígenes: el proceso de emisión (distribución de Poisson), el ruido electrónico, el tiempo muerto, la pérdida de fotones que no llegan al detector, las cuentas dispersas generadas en el paciente, las cuentas aleatorias, las correcciones asociadas a la imagen (corrección de atenuación o corrección de blank scan). Finalmente, es el proceso de reconstrucción tomográfica el que determina el modo en que las distintas fuentes de ruido se manifiestan en la imagen. El objetivo del trabajo es caracterizar el ruido presente en imágenes PET reconstruidas con el algoritmo Ordered-Subset Expectation Maximization (OSEM) a través de la desviación estándar (SD) y la distribución de probabilidad asociada.

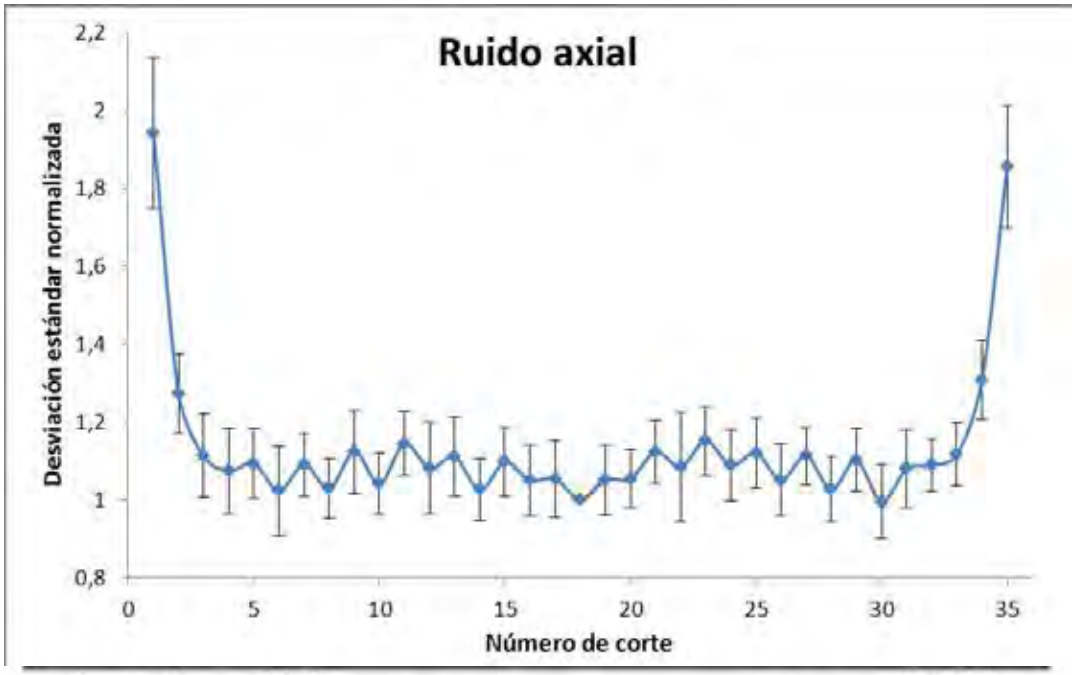
Material y métodos:

Las adquisiciones se llevan a cabo en un equipo híbrido PET/CT Discovery LS de General Electric (General Electric Medical Systems, Milwaukee, EEUU) con las siguientes características: una posición de camilla, tiempo de adquisición de 4 minutos, algoritmo de reconstrucción iterativo OSEM optimizado con 2 iteraciones y 28 subsets, campo de visión de 50 cm de diámetro, matriz de reconstrucción 128 x 128 con espesor de corte de 4.25 mm. Se utilizan las imágenes de CT para efectuar la corrección de atenuación. El maniquí empleado para caracterizar el ruido es un maniquí cilíndrico de 200 mm de diámetro con una pared de 2 mm de espesor. Su interior puede rellenarse con una disolución de radionucleido lo que permite obtener distribuciones homogéneas sobre un volumen amplio. La concentración de actividad, en este caso 18FDG, durante la adquisición es de 15 kBq/ml.

Se emplean ROIs circulares de 10 píxeles de diámetro para analizar la variación espacial de la magnitud de ruido (SD). Para la dependencia axial las ROIs se sitúan en el centro del maniquí en cada uno de los cortes. Para la dependencia radial la posición se va variando desde un extremo del maniquí hasta el opuesto pasando por el centro, en diferentes direcciones radiales. Además, el histograma de las imágenes se emplea para determinar su distribución de probabilidad asociada. Esta distribución se compara con diferentes modelos: Poisson, Gaussiano, Binomial Negativo, Lognormal y Gamma. Se aplica el test de Kolmogorov-Smirnov para estimar la bondad del ajuste.

Resultados: se puede observar un incremento de ruido en los cortes extremos coherente con el menor número de líneas de coincidencia (figura 1). La dependencia radial muestra uniformidad con una ligera reducción, < 10%, al desplazarnos hacia el borde del maniquí. Por otra parte, la función que mejor resultado proporciona en el ajuste y menores diferencias presenta con los momentos estadísticos experimentales es la distribución log-normal (tabla 1). Se encuentra además que la función de Poisson no modela correctamente el ruido de la imagen.

Conclusión: la reconstrucción OSEM tiende a ecualizar la magnitud del ruido sobre el plano axial de la imagen. En dirección axial, sin embargo, viene condicionada por el número de líneas de coincidencia, existiendo una mayor magnitud de ruido en los cortes extremos. Además, se encuentra que la estadística de Poisson que interviene en el proceso de emisión no se conserva en el ruido presente en las imágenes PET, tras las diversas correcciones y la reconstrucción. La distribución que mejor representa el ruido PET es la función log-normal.



Función de ajuste	Media (Bq/ml)	SD (Bq/ml)	Sesgo	Curtosis	Estadístico KS
Datos experimentales	13312.6	1460.9	0.3527	0.2098	-
Poisson	13312.6	115.4	0.0087	0.0001	0.4414 rechazado (alpha=0.05)
Normal	13312.6	1460.9	0	0	0.0258
Binomial negativa	13312.6	1453.8	0.2175	0.0667	0.0114
Lognormal	13312.5	1459.2	0.3277	0.1805	0.0040
Gamma	13312.6	1453.9	0.2182	0.0672	0.0113

ID: 00989
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Cálculo de la MTF para un panel plano de ICs: método de Droege versus método del borde angulado.

Nerea Gallardo [1] , Santiago Miquélez[1] , Fernando Caudepón[1] , Vitor Raposo[1] , Daniel Martínez[1] , Laura Bragado[1] , Santiago Pellejero[1] , Fernando Mañeu[1] , Naiara Fuentemilla[1] , Anastiasio Rubio[1]

1) Complejo Hospitalario de Navarra

Cálculo de la MTF para un panel plano de ICs: método de Droege versus método del borde angulado.

(1) Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original:

Mediante este trabajo se pretende hacer una comparativa del cálculo de la MTF de un panel plano (Carestream DRX EVOLUTION, CPM 200 DR 80 kW) obtenida mediante dos métodos distintos; el método de Droege y el método del borde.

(2) Material/ Métodos:

Para la adquisición de las imágenes en ambos procedimientos hemos seguido el estándar IEC 62220_1, calidad RQA5 (73 Kvp, 21 mm Al) y 50 mAs.

Para el método del borde, una vez obtenida la imagen, buscamos la orientación de este. A continuación, proyectamos cada pixel de la región central sobre una línea perpendicular al borde. Este perfil sobremuestreado del borde se conoce como función dispersión de borde (ESF). Posteriormente diferenciamos la ESF para obtener la función de dispersión de línea, LSF, y finalmente, hallamos su transformada de Fourier, cuyo módulo normalizado al origen es la MTF. (Todo esto ha sido analizado con el plugin de ImageJ, COQ).

Por otra parte, se puede aplicar el procedimiento de determinación de la MTF mediante el método de Droege usando un patrón de barras. Hemos realizado este procedimiento para tres maniquís distintos (Typ 38, Typ 52 y el Typ 18).

La MTF a las diferentes frecuencias espaciales presentes en el maniquí puede calcularse según la ecuación:

M(f): es la desviación típica de una ROI ajustada al máximo tamaño posible dentro de la imagen del patrón de barras corregido por el ruido, calculándose este como la desviación típica de una ROI de material homogéneo, como el patrón de barras está constituido de aluminio y aire:

Y M_0 se obtiene a partir de los valores medios de pixel del aluminio y el aire:

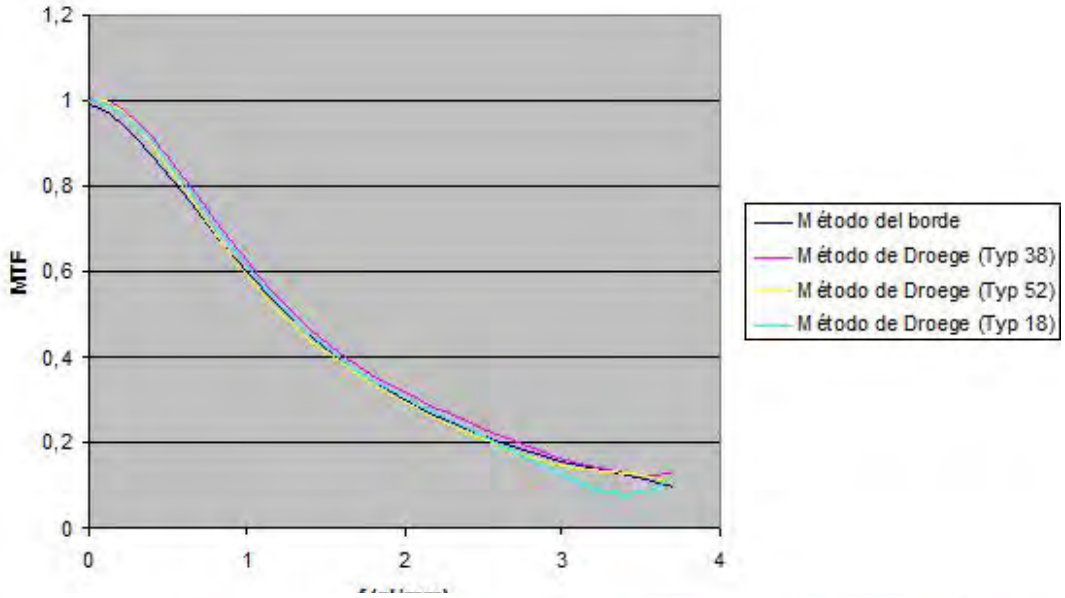
(3) Resultados:

Gráfica (adjunta)

Tabla (adjunta)

(4) Conclusiones:

A patir de los resultados anteriores observamos que el método de Droege arroja unos resultados similares a los calculados a partir del borde angulado. La mayor diferencia se encuentra a frecuencias altas, aunque éstas no llegan a un 3%. Por lo cual, el método de Droege resulta una buena alternativa para el cálculo de la MTF cuando no disponemos del borde angulado o de software para el cálculo.



Método	$f(MTF_{10\%})$	$f(MTF_{50\%})$	$f(MTF_{85\%})$
Borde	0,33	1,26	3,07
Droege (Typ 38)	0,43	1,31	3,13
Droege (Typ 52)	0,40	1,23	2,98
Droege (Typ 18)	0,41	1,27	2,86

ID: 00992
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

DESAROLLO DE UNA INTERFAZ PARA EL ANÁLISIS AUTOMÁTICO DE IMÁGENES DE CONTROL DE CALIDAD DE CBCT

Zahara Martín Rodríguez[1] , Mª Ángeles Arroyo de la Cruz[1] , José Manuel González Sancho[1] , Pedro Sánchez Galiano[1] , Jesús Herrero Rojas[1] , Alfonso Villacé Gallego[1] , Daniel Rodríguez Latorre [1] , Diego Crelgo Alonso[1] , José Fernández García[1]

1) Hosptial Universitario Central de Asturias

Introducción: Las imágenes de tomografía de haz cónico (CBCT) en radioterapia guiada por imagen permiten el conocimiento preciso de la anatomía del paciente durante el tratamiento para asegurar de este modo, su correcto posicionamiento en cada sesión. Además permiten una visualización del tejido blando pudiendo así valorar cambios de forma y tamaño del volumen blanco y órganos de riesgo a lo largo del tratamiento. Resulta por tanto relevante, la implementación de un protocolo de control de calidad de los sistemas de imagen empleados en radioterapia, no sólo desde el punto de vista geométrico sino también del de calidad de imagen. Este trabajo se centra en este último aspecto, mediante el desarrollo de una interfaz en que permite evaluar de forma automática, cuantitativa y objetiva la calidad de las imágenes de CBCT. La automatización proporciona no sólo una reducción del tiempo de análisis de las imágenes y obtención de resultados, sino además una disminución de errores potenciales cuando las imágenes son analizadas manualmente.

Métodos y Materiales: La interfaz ha sido desarrollada en Matlab Guide (Figura 1). Consta de una serie de algoritmos que permiten la evaluación automática de aspectos tales como: precisión de anchura de corte, distorsión geométrica, linealidad del número CT, sensibilidad a bajo contraste, resolución espacial, ruido, uniformidad y determinación de la función de transferencia de modulación, para imágenes del maniquí Catphan. Estos algoritmos han sido desarrollados basándose en técnicas de segmentación de imágenes así como en sus características geométricas.

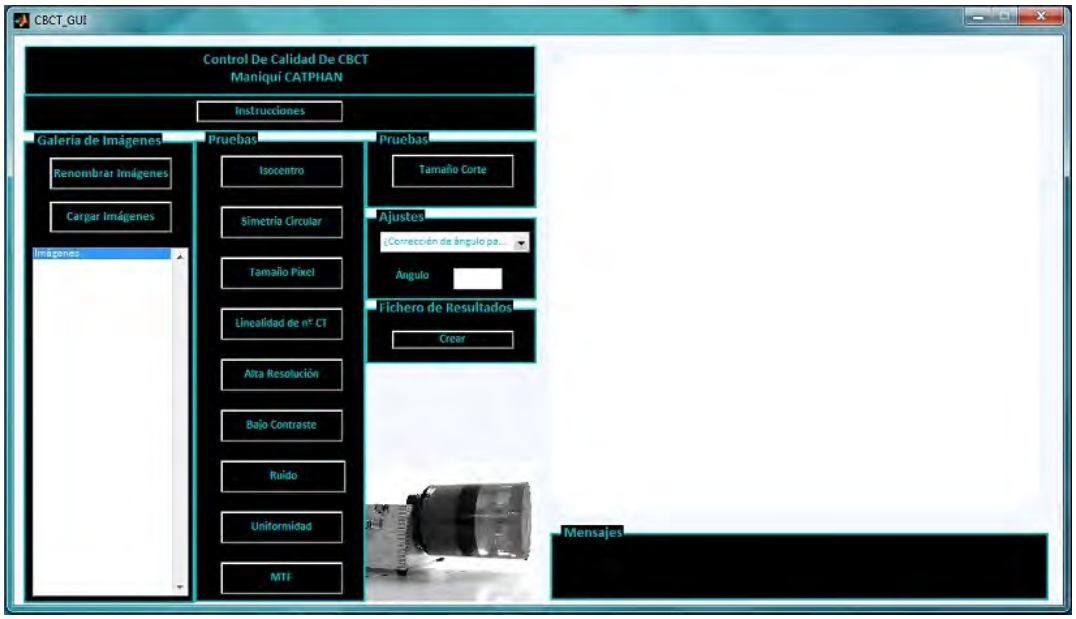
Las imágenes han sido adquiridas con el sistema de imagen del acelerador TrueBeam de Varian Medical Systems, a partir de los protocolos de pelvis (125 kV, 400 mAs, HF) y cabeza (100 kV, 400 mAs, FF). Ambos sets de imágenes fueron reconstruidas con algoritmo estándar y supresión de media de anillo para un campo de visión de 256x256 mm2 y una matriz de reconstrucción de 512x512 píxeles2.

Inicialmente, la interfaz renombra las imágenes seleccionadas con parámetros relevantes de la cabecera DICOM, véase, la fecha de adquisición, tamaño de corte, kV, mAs y algoritmo de reconstrucción.
Posteriormente, las imágenes se cargan en la interfaz para poder ser elegidas por el usuario. Una vez elegida, la imagen es mostrada y sobre la misma se reflejan los cálculos en función de la prueba realizada. La interfaz está también provista de una sección de mensajes que indica al usuario los pasos a seguir para el uso de la interfaz, además de los resultados obtenidos en el análisis. Dichos resultados son almacenados hasta que son requeridos para la creación del informe final. La interfaz también guarda cada una de las imágenes analizadas para su comparación en futuros controles de calidad.

Para corroborar la validez de la automatización, se han comparado los resultados obtenidos utilizando la interfaz con aquellos obtenidos a partir del software Pylinac e ImageOwl. Asimismo se ha realizado el análisis manual con el software ImageJ para el mismo conjunto de imágenes.

Resultados: Los resultados obtenidos fruto de la interfaz desarrollada muestran una excelente concordancia con aquellos derivados del análisis utilizando Pylinac, ImageOwl e ImageJ (Tabla1).

Conclusiones: La automatización del protocolo de control de calidad de imagen de CBCT para IGRT, permite la obtención directa del análisis de las imágenes además del informe de resultados. Asimismo facilita la trazabilidad de un mismo sistema en el tiempo y comparación entre diferentes sistemas de imagen de forma precisa y automática También, la automatización conlleva un notable ahorro de tiempo así como una disminución de posibles errores inducidos en el análisis de imágenes con métodos manuales. Esto resulta especialmente relevante en instituciones con una elevada carga de trabajo.


CBCT_GUI
Control De Calidad De CBCT
Maniquí CATPHAN
Instrucciones
Galería de Imágenes
Renombrar Imágenes
Cargar Imágenes
Imágenes
Pruebas
Isocentro
Simetría Circular
Tamaño Píxel
Linealidad de nº CT
Alta Resolución
Bajo Contraste
Ruido
Uniformidad
MTF
Pruebas
Tamaño Corte
Ajustes
¿Corrección de ángulo pa...
Angulo
Fichero de Resultados
Crear
Mensajes

	HF				FF			
	Interfaz	*ImageOwl*	*Pylinac*	*ImageJ*	*Interfaz*	*ImageOwl*	*Pylinac*	*ImageJ*
	Posicionamiento							
X (píxel)	257	257	n/a	256	257	257	n/a	256
Y (píxel)	257	257	n/a	256	257	257	n/a	256
50 mm2 px/mm	Tamaño de Pixel							
X (mm)	50,5	50,1	50,1	50,1	50,0	50,1	50,5	50,0
Y (mm)	50,0	50,0	50,1	49,9	50,0	50,1	50,5	50,0
X (píxel/mm)	1,99	2,00	n/a	2,00	2,00	2,00	1,99	2,00
Y (píxel/mm)	2,00	2,00	n/a	2,00	2,00	2,00	1,99	2,00
	Linealidad de nº CT							
Teflon (HU)	992	994	990	992	1005	1007	1001	1005
Delrin (HU)	373	375	371	372	369	364	367	369
Acrylic (HU)	134	135	133	134	128	132	124	127
Air (HU)	-995	-1000	-990	-995	-995	-999	-996	-996
Polystyrene(HU)	-31	-29	-30	-31	-37	-37	-37	-36
LDPE (HU)	-91	-91	-90	-90	-100	-104	-99	-103
PMP (HU)	-183	-186	-182	-183	-191	-190	-192	-189
Es. Contraste (cm-1 HU-1)	0,000216	0,000195	n/a	n/a	0,000227	0,000201	n/a	n/a
2,00 mm	Tamaño de Corte							
Dcha (mm)	1,90	2,47	n/a	1,89	1,70	3,00	n/a	1,76
Izqda (mm)	1,90	2,51	n/a	2,13	1,90	2,66	n/a	2,15
Arriba (mm)	1,90	2,72	n/a	2,13	1,90	2,70	n/a	1,94
Abajo (mm)	2,10	2,69	n/a	2,20	2,10	2,31	n/a	2,02
Media (mm)	1,95	2,60	1,95	2,09	1,90	2,67	1,88	1,97
Ram-Lak	Uniformidad							
Dcha (HU)	14,8	14,0	15,0	14,7	19,1	18,0	20,0	18,8
Izqda (HU)	23,2	19,4	22,0	21,8	12,7	12,9	15,0	14,9
Arriba (HU)	16,7	15,7	19,0	16,2	15,6	15,7	15,0	16,9
Abajo (HU)	14,3	17,0	18,0	18,0	14,1	14,8	17,0	16,5
Centro (HU)	27,9	40,5	33,0	29,9	14,6	3,3	6,0	13,7
Estándar	Nivel de Ruido							
	22,78	18,60	n/a	25,19	19,2	18,9	n/a	19,1
Estándar	Bajo Contraste							
Nº Obj. Observado	3	3	2	4	4	5	4	4
Estándar	MTF							
lp/mm	5,9	3,7	5,9	4,4	4,8	4,4	5,9	4,8

ID: 01100
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Medida de la función respuesta y calibración del indicador de dosis en paneles detectores DR

Denia Vilches Fernández[1] , Francisco Javier Casado Villalón[1] , Eloy Moreno Anaya[1] , Coral Bodineau Gil[1] , Elisa María Ortega Cantos[1] , Cristina Moreno Sáiz[1]

1) Hospital Regional Universitario de Málaga

Objetivo

Para llevar a cabo la medida de la función respuesta y de la calibración del indicador de dosis del panel detector en un equipo de radiología digital DR, el PECCR-2011[1] recomienda unas condiciones genéricas. Se compararán los resultados de ambas pruebas en dos paneles planos detectores bajo dos condiciones: 70 kVp con una filtración añadida de 1mm de Cu (genéricas del PECCR-2011) y 80 kVp con una filtración añadida de 0,5 mm Cu + 1 mm Al[1] (fabricante).

Material/ Métodos

Las medidas se realizan en los dos paneles planos detectores de un equipo convencional Digital Carestream DRX Evolution, con tubo Varian, modelo Rad-60. Disponemos para ello de un detector de semiconductor PTW T60004, un electrómetro Diados E T11035, y filtros de 1 mm Cu y 0,5 mm Cu + 1 mm Al.

En los equipos DR de Carestream el índice de exposición (*EI)* está relacionado con el kerma en aire en el receptor de imagen mediante la expresión[2] $EI=1000\cdot\log(k(\mathrm{mR}))+2000$ (1).

Se mide el kerma en aire en el panel con el detector de semiconductor a una distancia de 30 cm del panel detector, que se sitúa a 150 cm del foco. Las medidas se realizan sin rejilla antidifusora bajo las dos condiciones de medida expuestas antes. Se obtiene la función respuesta experimental en un rango de dosis 1 µGy - 50 µGy. La función respuesta teórica del panel detector dada por el fabricante es[2]:

$VMP=434.3\cdot\ln(k(\mu\mathrm{Gy}))+1059$ (2)

Resultados

Los resultados se muestran en la tabla 1. Se observan unas desviaciones menores entre el kerma medido y el estimado a partir del *EI* para las condiciones de calibración del fabricante, tanto para el panel 1 como el 2, excepto para valores bajos de exposición (0,4 mAs de carga). Para el caso de las medidas realizadas en las condiciones de 70 kVp + 1 mm Cu las desviaciones son mayores, incluso superando algunas (panel 2) el límite del valor de tolerancia indicado en el PECCR-2011 (± 20 %).

La función respuesta se representa en la gráfica 1. Al obtener sus correspondientes ajustes linealizados se observa que la desviación de la pendiente respecto al valor teórico está por debajo del 10 % fijado en el PECCR-2011 como tolerancia en las medidas hechas bajo las condiciones de calibración del fabricante, mientras que para las condiciones genéricas las desviaciones son del 14 % y 22,5 %.

El ajuste de la función respuesta del panel detector no se ve afectado por las condiciones de medida, resultando un coeficiente de correlación excelente en todos los casos (gráfica 1).

Conclusiones

Los resultados obtenidos para las medidas de la función respuesta y de la calibración del indicador de dosis del

panel detector están dentro de las tolerancias establecidas cuando se realizan en las condiciones del fabricante, salvo que se trate de obtener solamente un índice de la bondad del ajuste, en cuyo caso cualquiera de las dos configuraciones de medida es válida.

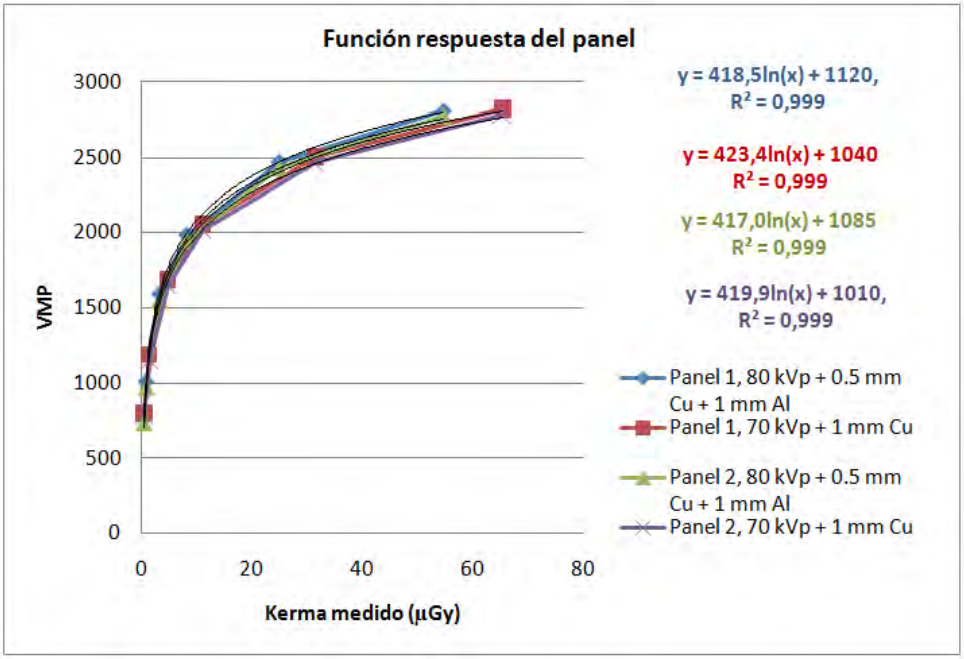
Bibliografía

[1]Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Revisión 2011).

[2]An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task Group No 116.

		1 µGy	2 µGy	5 µGy	10 µGy	25 µGy	50 µGy
Panel 1	70 kVp, 1 mm Cu	3,5%	13,3%	17,2%	17,4%	17,2%	17,2%
	80 kVp, 0,5 mm Cu + 1 mm Al	20,7%	5,5%	3,2%	4,0%	3,9%	3,7%
Panel 2	70 kVp, 1 mm Cu	5,7%	22,1%	24,6%	24,7%	24,6%	24,2%
	80 kVp, 0,5 mm Cu + 1 mm Al	13,6%	4,3%	12,3%	12,9%	12,8%	12,6%

Tabla 1. Desviaciones de calibración del indicador de dosis del detector.



Gráfica 1. Función respuesta del detector para los dos paneles a estudio.

ID: 01139
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Influencia de las órbitas no circulares en la resolución tomográfica sin dispersión

María Esperanza Pérez Álvarez[1] , Elisa Rodriguez Gallego[1] , Francisco Javier Torres Donaire[1] , Jacinto Arjona Gutierrez[1] , Carmen Belén Carrascosa Fernandez[1] , Antonio Gil Agudo[1]

1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

Introducción:

Se ha realizado la prueba GTM02 Resolución tomográfica sin dispersión del Protocolo Español de Control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear para diferentes órbitas porque aunque no sea una representación del rendimiento del sistema en condiciones de imagen clínica es muy útil a la hora de caracterizar el comportamiento del equipo para la adquisición y reconstrucción de imágenes en modo SPECT.

Primero se ha caracterizado la respuesta del equipo para distintos radios de adquisición.

Posteriormente, tras comprobar la tendencia que el parámetro de resolución tomográfica sin dispersión sigue respecto el radio de la órbita, se ha comprobado cómo se comporta dicho parámetro en el caso de utilizar una órbita no circular.

Método:

Se utiliza para realizar la prueba el equipo Symbia Intevo SPECT/CT system (Siemens Medical Solutions, Malvern, PA) siguiendo las instrucciones que aparecen en la adquisición de datos de la prueba GTM02 del Protocolo Español.

Tras realizar las adquisiciones para los distintos radios se procesan los conjuntos de imágenes obtenidas en el SPECT reconstruyéndolas mediante el procesad de FBP proporcionado por el equipo. Las imágenes procesadas se abren en el visor 3D del equipo y se escoge para cada una de las proyecciones el MiP. Sobre esas imágenes MIP se calcula la anchura a mitad de altura (AIMA). Para ello se abren las imágenes en el programa Imagej y se realiza una ROI cuadrada sobre la fuente central para obtener los valores del perfil. Dichos valores se ajustan a una gaussiana y se halla el AIMA mediante la fórmula AIMA=2,35482c.

Para el cálculo del radio, se han anotado los radios de ambos detectores en cada una de las proyecciones realizadas durante la adquisición y se ha hallado el promedio de todos ellos.

Resultados:

Tal y como se observa en al figura1, el parámetro de resolución tomográfica sin dispersión aumenta de forma lineal al aumentar el radio de la órbita de adquisición.

Se observa además que en las proyecciones sagital y coronal, los valores obtenidos son muy parecidos. En cambio en el plano transversal la resolución es de media 0,6% menor que en las otras proyecciones.

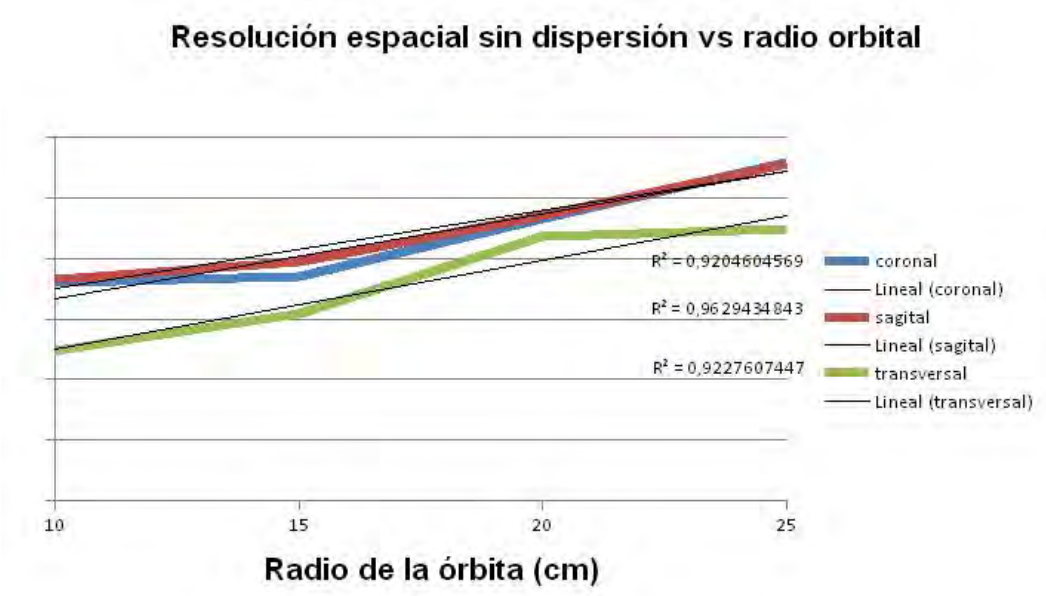
Por último se compara cómo se comporta la resolución tomográfica sin dispersión en el caso de órbitas no circulares. Para ello se compara el radio medio de la órbita no circular que es 21,48cm, con los datos obtenidos anteriormente. Se observa que tanto en la proyección coronal como en la proyección transversal los valores obtenidos son menores. En cambio en la proyección sagital los resultados siguen la tendencia lineal que se esperaría obtener para dicho radio con una órbita circular.

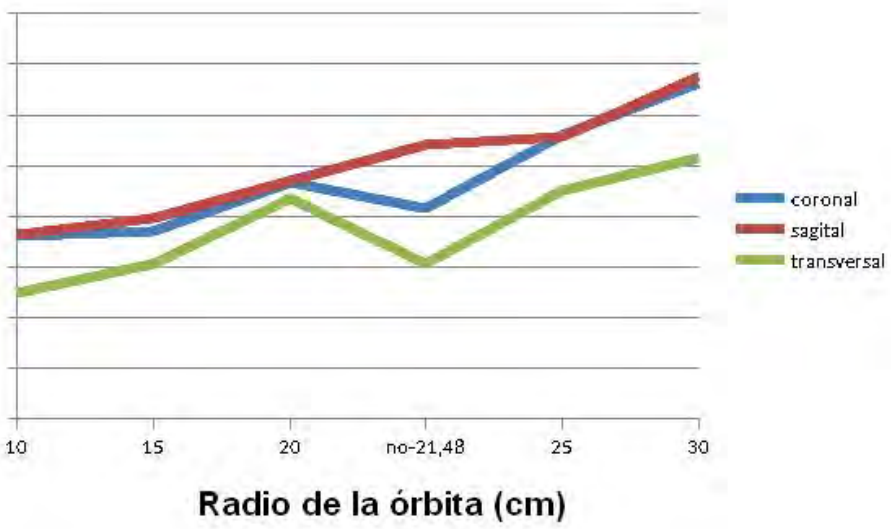
Conclusiones:

Gracias a los datos obtenidos, se ha comprobado que la tendencia de la resolución tomográfica sin dispersión responde a una tendencia lineal con el radio de la órbita de adquisición.

Además se ha encontrado que en el caso de las proyecciones coronal y transversal la mejora obtenida con la órbita no circular son notables.

En cambio en la proyección sagital dichas mejoras no son apreciables, esto puede estar debido a que la órbita no circular es elíptica y la parte del eje mayor se corresponde a esa proyección.





Comparación de la resolución tomográfica sin dispersión para órbitas no circulares

ID: 01141
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

¿Qué herramienta es más útil para la gestión de datos? Hojas de cálculo versus bases de datos

María Esperanza Pérez Álvarez[1] , Antonio Gil Agudo[1] , Jacinto Arjona Gutierrez[1] , Francisco Javier Torres Donaire[1] , Carmen Belén Carrascosa Fernández[1] , Juan Carlos Zapata Jiménez[1]

1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

Introducción

Aunque ambas herramientas fueron creadas en la misma época, el uso de las hojas de cálculo está mucho más extendido entre los usuarios, de forma que habitualmente creamos hojas de cálculo para gestionar datos, sin que necesariamente realicemos ningún tipo de operación con ellos. En cambio en el caso de soluciones comerciales la gestión de datos se realiza mayoritariamente mediante bases de datos.

En nuestro centro se ha utilizado hasta ahora una hoja de cálculo para la gestión de datos de los controles de medicina nuclear. El último año se realizó una base de datos para realizar dicha gestión de datos y en el presente trabajo se comparan las ventajas y desventajas de cada una de ellas.

Método

El desarrollo de la base de datos se ha realizado en Access 2003. Consta de un formulario de entrada con dos apartados: 1) Pruebas de aceptación de las tres gammacámaras y 2) Datos de los controles periódicos.

En el primer apartado se detallan todos los resultados obtenidos en la aceptación. En el segundo apartado se separan las pruebas según la periodicidad con que se realizan.

Hay un formulario para cada una de las pruebas que aparecen en el documento de control de calidad de medicina nuclear. Dentro de cada formulario se puede escoger cada una de las gammacámaras de las que dispone el centro. Al introducir los datos de los controles, salta una alerta si el parámetro introducido está fuera de tolerancia. Además en cada formulario existe un gráfico de seguimiento que nos ayuda a determinar si los datos obtenidos, aún estando dentro de tolerancia, siguen una tendencia que indique un deterioro del comportamiento de la gammacámara.

Existe además un formulario para la realización de informes haciendo que se generen de forma automática para el periodo de tiempo seleccionado.

El desarrollo de la hoja de cálculo se ha realizado mediante Excel 2003. Se ha creado una hoja para cada año, de forma que se replica de un año a otro. Consta de distintas pestañas, una para cada gammacámara. Mediante un código de colores se identifica la periodicidad de cada prueba. Si un parámetro está fuera de tolerancia cambia el color de la letra. Las pruebas se presentan en columnas, una para cada parámetro estudiado. Se completan las filas poniendo los resultados obtenidos en cada fecha de realización. Existe una columna que indica el grado de cumplimiento de las pruebas planificadas.

Resultado

Ventajas de la base de datos:

Su manejo ha sido rápidamente aprendido por el personal del SRFPR de nuestro centro, aunque no tuvieran conocimiento del uso de Access.

Los informes enviados al SMN se han realizado puntualmente mejorando la comunicación entre servicios.

El entrono resulta mucho más amigable, por lo que permite controlar con mayor facilidad las tendencias de los parámetros.

Desventajas de la base de datos:

No existe un formulario que permita verificar el grado de cumplimiento de realización de las pruebas.

En el caso de que existan fallos en la base de datos o se quieran realizar modificaciones en los formularios existentes, se requiere que los solucione una persona que conozca el funcionamiento de las bases de datos de Access.

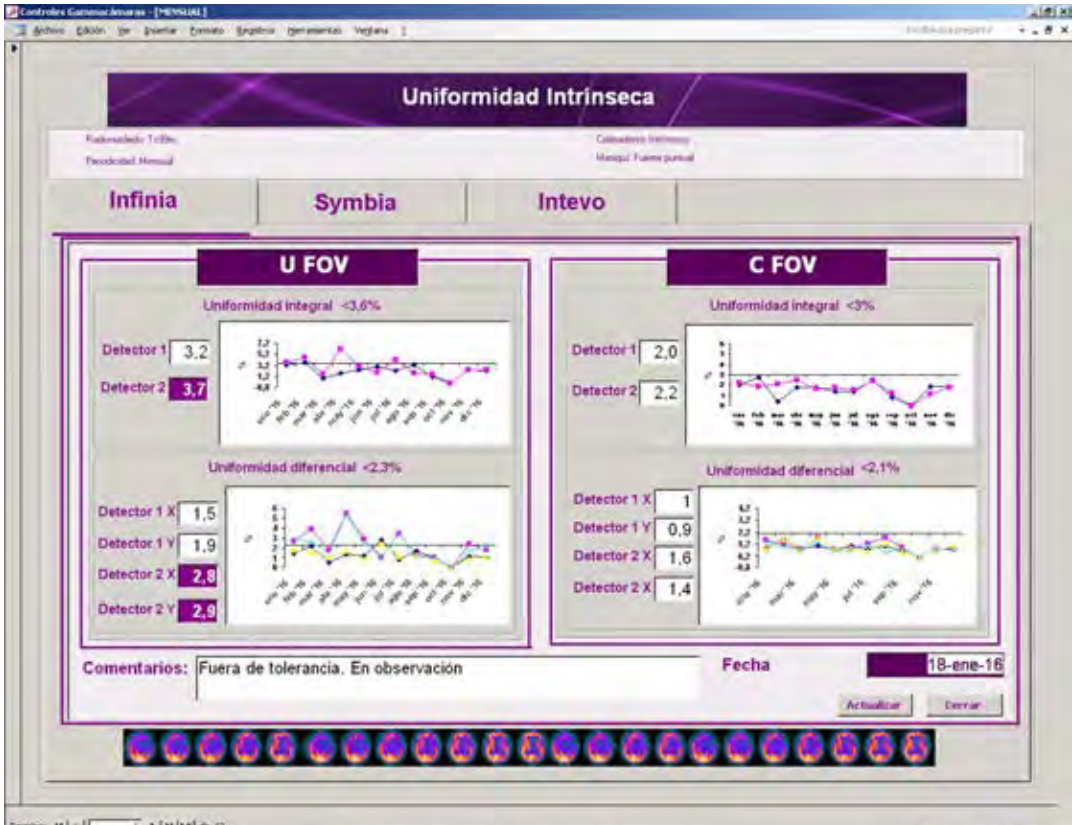
Requiere esfuerzo y tiempo realizar una base de datos.

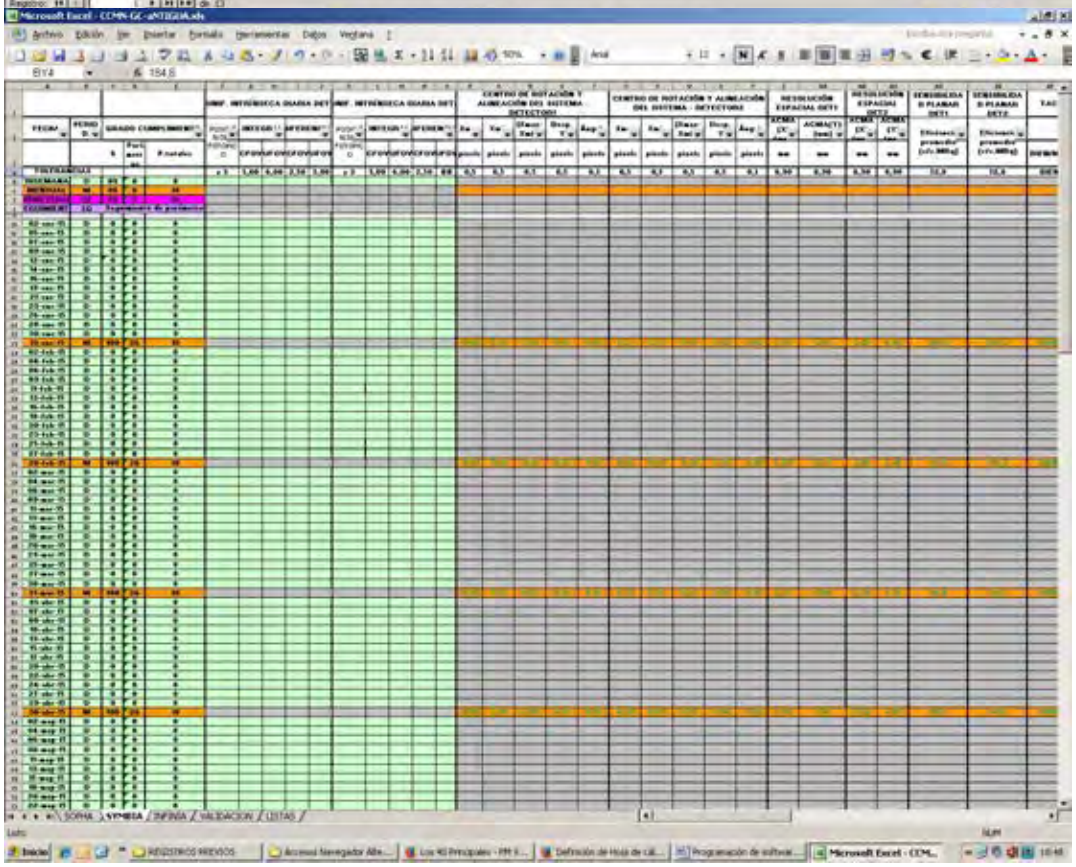
Conclusiones

Se demuestra que el uso de bases de datos generan entornos de trabajo más amigables y permiten realizar consultas e informes de forma rápida y cómoda.

El seguimiento del parámetro de uniformidad intrínseca resultó en un mejor control del valor del parámetro, anticipándonos a la calibración del mismo antes de que los valores obtenidos sobrepasaran las tolerancias.

Por el contrario, sería necesario que el personal del servicio se forme en el uso y manejo de bases de datos por encima del nivel de usuario, para asegurar que la base de datos funcione incluso cuando se presenten fallos de programación o se requieran actualizaciones.


Uniformidad Intrinseca
Infinia
Symbia
Intevo
U FOV
Uniformidad integral <3,6%
Detector 1 3,2
Detector 2 3,7
Uniformidad diferencial <2,3%
Detector 1 X 1,5
Detector 1 Y 1,9
Detector 2 X 2,8
Detector 2 Y 2,9
C FOV
Uniformidad integral <3%
Detector 1 2,0
Detector 2 2,2
Uniformidad diferencial <2,1%
Detector 1 X 1
Detector 1 Y 0,9
Detector 2 X 1,6
Detector 2 X 1,4
Comentarios: Fuera de tolerancia. En observación
Fecha 18-ene-16
Actualizar
Cerrar



ID: 01172
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Herramientas disponibles para realizar las pruebas descritas en protocolos de control de calidad en tomosíntesis.

María Gracia[2] , Nerea Gallardo[1] , Vitor Raposo[1] , Daniel Martinez[1] , Santiago Míquelez[1] , Fernando Caudepón[1] , Laura Bragado[1] , Naiara Fuentemilla[1] , Fernando Mañeru[1] , Santiago Pellejero[1] , Anastasio Rubio[1]

1) Complejo Hospitalario de Navarra 2) Servicio de Radioterapia Hospital de Basurto

Objetivo. Realizar las pruebas descritas en los documentos de referencia actuales para el control de calidad de equipos de tomosíntesis en mama. Descripción del software utilizado en el análisis de la calidad de imagen y comparación de resultados.

Material y Métodos: Se han desarrollado las pruebas descritas en los protocolos en un mamógrafo Hologic Dimensions. Para la realización de las mismas se ha empleado un sistema de dosimetría con cámara de ionización y multímetro de PTW, calibrados en las calidades de haz necesarias. Los maniquíes empleados han sido: borde de acero construido con uno de los lados angulado a 2.5º, el CDMAM 3.4 y el conjunto de maniquíes "EU Digital Breast Tomo Test Set" de Artinis. Se han realizado las adquisiciones según lo descrito en los documentos "European Tomo QC Protocol version 1.01" y Breast screening: technical evaluation of Hologic Selenia Dimensions system". Se han analizado las mismas, empleando el software que se describe a continuación.

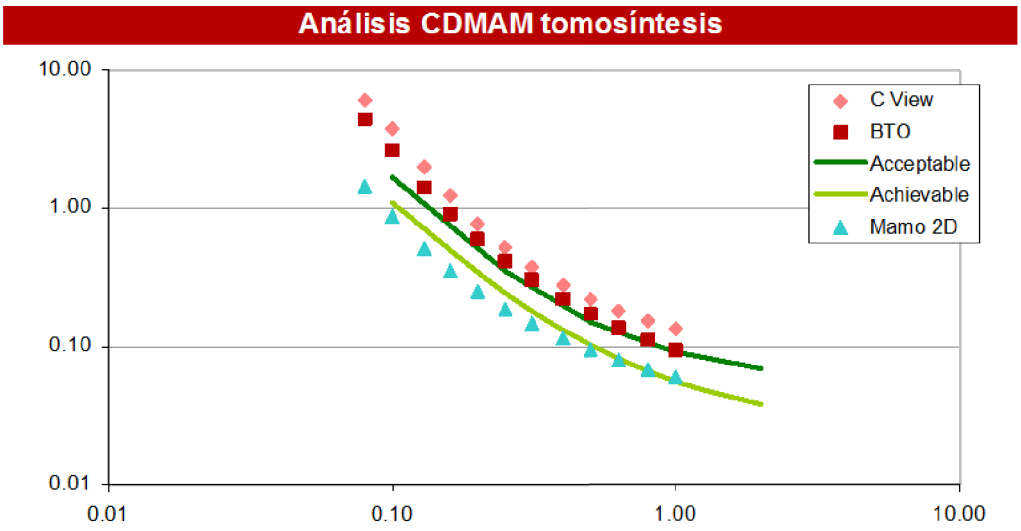
1. Imágenes adquiridas o proyecciones SC DICOM: son las imágenes RAW, que el sistema almacena en un fichero comprimido. Las proyecciones se obtienen empleando un software que, previa solicitud, es suministrado por el vendedor, y que permite obtener las 15 proyecciones adquiridas por separado. Las prestaciones del detector, MTF y NNPS se analizan, utilizando el plugin para Image J, COQ (Universidad de Bolonia, Bruno Donini, Stefano Rivetti, Nico Lanconelli and Marco Bertolini) sobre imágenes obtenidas con 2 mm de Al de filtración añadida. El análisis tamaño de detalle – contraste se realiza sobre proyecciones centrales del CDMAM analizadas con el ejecutable de MATLAB, CDMAM Analyzer.
2. Imágenes BTO: estos ficheros que contienen los cortes reconstruidos, se analizan con el software NCCPM Tools for DBT QC (C. Strudley y P.Looney, Royal Surrey County Hospital), de descarga libre. Las herramientas incluidas son:
    1. Slice Hack: convierte la bateria de imágenes BTO en imágenes 2D.
    2. Flatfield: permite corregir la aparición de no uniformidades en baja frecuencia para posibilitar el uso del software CDCOM.
    3. Geometric Distorsion: permite estimar la distorsión geométrica mediante la medición de distancias en el maniquí adecuado y calcula el plano de focalización de la imagen reconstruida.

Para analizar la MTF se ha utilizado un hilo de tungsteno y un programa propio en VBA para Excel.

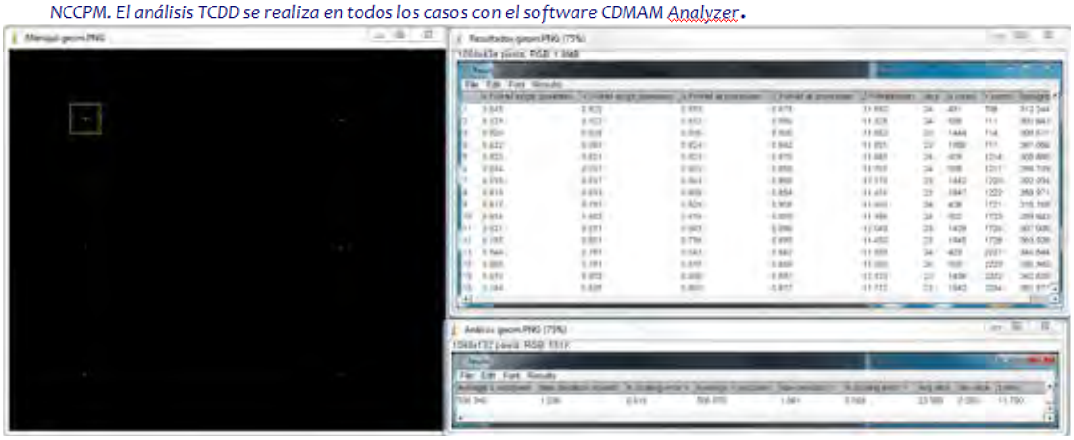
1. Imágenes 2D: tanto las imágenes 2D convencionales como las sintetizadas se analizan según el PECCRX 2011, empleando los recursos convencionales.

Resultados. Nuestro resultados coinciden bien con los presentados en el documento del NHS "technical evaluation of Hologic Selenia Dimensions system" y en el 1er Taller de mamografía digital (SEFM 2014, J.Garayoa, M. Castillo y M. Chevalier).

Conclusión. La mayor parte de las pruebas se pueden realizar empleando plugins de Image J descargables de las páginas web de la universidad de Bolonia y de NCCPM. Para alguna prueba específica se ha desarrollado software propio en Excel, utilizando entre otras las funciones proporcionadas en el addin xnumber. Sólo para las pruebas sobre las proyecciones hemos necesitado el uso de un software específico proporcionado por Lorad, que permite descomprimir las mismas y obtener por separado cada una de las proyecciones.



Proyecciones reconstruidas: extraídas con la herramienta "slice hack" procesadas con la herramienta "flat field" de NCCPM. El análisis TCDD se realiza en todos los casos con el software CDMAM Analyzer.



ID: 01292
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

¿Cómo evaluar cuantitativamente la distorsión geométrica tipo “S”?

Mª Yolanda Molina López[1] , Hugo Pérez García[1] , Juan Castro Novais[1] , Sheila Ruiz Maqueda[1]

1) Hospital Universitario QuironSalud Madrid

I. OBJETIVO

En este trabajo se muestran los resultados obtenidos en el análisis de la distorsión geométrica tipo S observada durante la aceptación de un arco radioquirúrgico. El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCR), propone una metodología para la medida de la distorsión geométrica, dejando la distorsión tipo S para la apreciación visual. Esto provoca que no haya un nivel de tolerancia para la aceptación de un equipo con dicha distorsión. Se compara la metodología de medida de la distorsión geométrica del PECCR, con otras dos metodologías específicas para la distorsión tipo S.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Se encontró una visible distorsión geométrica tipo S durante la aceptación de un arco radioquirúrgico BV Pulsera de Philips, (Amsterdam, Paises Bajos). Se estudió esta distorsión para cuatro angulaciones del Intensificador de Imagen (II), 0º, 90º, 180º y, 270º, como podemos ver en la figura 1.

Para evaluar esta distorsión se utilizaron tres métodos: el propuesto en el PECCR, el de la casa comercial y un método de elaboración propia.

Según la prueba DE004 del PECCR, la distorsión geométrica se evalúa utilizando una retícula cuadrada en el plano de entrada del intensificador, midiendo el tamaño de las diagonales. En nuestro caso usamos el maniquí de calidad de imagen “test tool ETR 1” de Iba dosimetry (Scharzenbruck, Germany).

El método propuesto por la casa comercial consiste en medir el ángulo de distorsión en pantalla con un transportador de ángulos.

Nuestro método se basa en la obtención del radio mínimo de curvatura. Para ello se obtiene la imagen digital del equipo y mediante el programa de digitalización de gráficos, Techig, se obtienen las coordenadas de los puntos de una diagonal del test ETR1. Esta diagonal se ajusta a un polinomio f(x) de grado 6 y se obtiene el radio de curvatura usando la expresión matemática (http://mathworld.wolfram.com/RadiusofCurvature.html), para obtener posteriormente su valor mínimo:

$$R(x)=[(1+f'(x)^2)^{(3/2)}]/|f''(x)|$$

El radio de curvatura calculado con esta ecuación se utiliza como parámetro de control, y se compara con los otros métodos, pues se considera que es un buen estimador de dicha distorsión.

III. Resultados y discusión

Durante el estudio se apreció visualmente que la distorsión tipo S variaba con la angulación del II, como vemos en la figura 1. En la tabla I se puede observar los resultados obtenidos de las tres metodologías para cada angulación.

Al comparar el radio de curvatura con el ángulo de distorsión obtenido mediante el transportador de ángulos, vemos que sigue una tendencia similar, sin embargo, el valor obtenido de la distorsión geométrica con el método

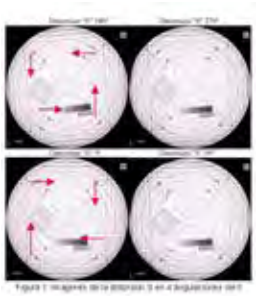
del PECCR no se correlaciona con el radio mínimo de curvatura. Por ello, consideramos que dicho valor de la distorsión geométrica no es representativo para el tipo de distorsión S.

Debido a la dificultad técnica de medir el grado mínimo de curvatura durante una revisión, consideramos que el parámetro de campo idóneo para medir la distorsión tipo S es el ángulo de distorsión, pudiéndose establecer un nivel de tolerancia de 3º (que equivale a un radio de curvatura de 50cm).

Este proceso de medida se realizó con otro equipo del mismo modelo (obteniendo resultados análogos), y con equipos de similares características de otras casas comerciales, en los que no se apreció distorsión tipo S. Este hecho nos hace pensar que el equipo de la aceptación se ve más influenciado por campos magnéticos que los equipos de otras casas comerciales.

IV. Conclusión

Si queremos evaluar cuantitativamente la distorsión tipo S es necesario un método sencillo, como es el de la medida de ángulos con el transportador en pantalla, ya que el PECCR no proporcionan una manera de evaluar de forma cuantitativa esta distorsión. Al no tener un método objetivo con tolerancias de la distorsión tipo S, no se podría rechazar un equipo en la aceptación por la visible distorsión tipo S.



Posición II	Radio mínimo curvatura (cm)	Ángulo distorsión	Protocolo Español
0	42,0	3,8º	4,5%
90	65,8	<1º	5,8%
180	31,0	4,2º	6,0%
270	91,8	<1º	5,0%

ID: 01303
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Evaluación del algoritmo de reducción de artefactos ortopédicos metálicos en un TC Philips Brilliance Big Bore

Silvia Reigosa Montes[1] , Julio Santiago Vázquez Rodríguez[1] , Ricardo Dorado Dorado[1] , Antonio Guillermo Teijeiro García[1] , Benito Andrade Álvarez[1] , Antonio López Medina[1] , Adrián Lamas Lorenzo[1] , Manuel Salgado Fernández[1]

1) Servicio de radiofísica y PR. Hospital do Meixoeiro de Vigo.

Objetivos

La presencia de materiales de alto número atómico en tomografía computarizada (TC) produce artefactos en la imagen que reducen la visualización de las estructuras anatómicas. El objetivo de este trabajo ha sido la evaluación de las diferentes herramientas de las que dispone este TC para la reducción de artefactos y en particular el algoritmo O-MAR (Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants) dada su importancia para la delimitación de volúmenes en radioterapia y en el cálculo de dosis. También hemos analizado los resultados para dos profundidades: 12 bit, que es el estándar en radiología, y 16 bit.

Material/Métodos

Se ha utilizado un maniquí antropomórfico Alderson al que se le han realizado varios TC en un escáner de simulación Philips Brilliance Big Bore con cortes de 1 mm bajo diferentes condiciones.

Los dos primeros escáneres se hicieron con 120 kVp y con 140 kVp manteniendo 350 mAs y aplicando una reconstrucción con 12 y 16 bit. Estos fueron nuestros conjuntos de imágenes de referencia.

A continuación se insertaron en el maniquí dos tornillos metálicos de acero inoxidable para simular implantes bucales creando así artefactos en la imagen [1]. Se hicieron los escáneres en las mismas condiciones que antes, pero en este caso se obtuvieron también las imágenes corregidas con el algoritmo de reconstrucción iterativo O-MAR.

Estos seis escáneres obtenidos para cada kilovoltaje (de referencia, sin O-MAR y con O-MAR) fueron exportados al sistema de planificación Eclipse (Eclipse TPS, v13.6, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) para su análisis, donde se crearon 3 regiones de interés (ROI) en diferentes partes anatómicas del maniquí (Fig. 1) con el fin de comparar las unidades hounsfield (UH). El ROI 1 se corresponde a hueso, el ROI 2, a tejido blando en la diagonal del artefacto y el ROI 3, a tejido blando en la zona más artefactada.

Para analizar las diferentes profundidades de bit de las que dispone nuestro TC realizamos sendos escáneres a un tornillo de titanio y a otro de acero inoxidable.

Resultados

En todos los casos las UH con O-MAR se parecen más a las de referencia que las reconstruidas con el algoritmo estándar.

En las imágenes de 12 bit obtenidas los número TC para titanio y acero inoxidable saturan a 3071 UH [2] mientras que a una profundidad de 16 bit tenemos un rango mucho más amplio de valores lo que nos permite distinguir entre diferentes materiales con UH mayores de este valor. Por este motivo, en los datos analizados a continuación, hemos elegido para llevar a cabo el análisis aquellas imágenes obtenidas con 16 bit.

Con respecto a la comparación de los resultados con los dos kVp diferentes, en las imágenes sin O-MAR los artefactos mejoran con el TC de 140 kVp frente al de 120 kVp (tabla 1), ya que en estas imágenes hay menos ruido y menos endurecimiento del haz. Después de aplicar el algoritmo O-MAR no hemos encontrado grandes diferencias en la media de UH entre los dos kVp diferentes, si bien la dispersión se reduce a mayor kilovoltaje.

Cabe destacar la gran dispersión que hemos obtenido en el ROI 1 ya que el hueso es muy heterogéneo.

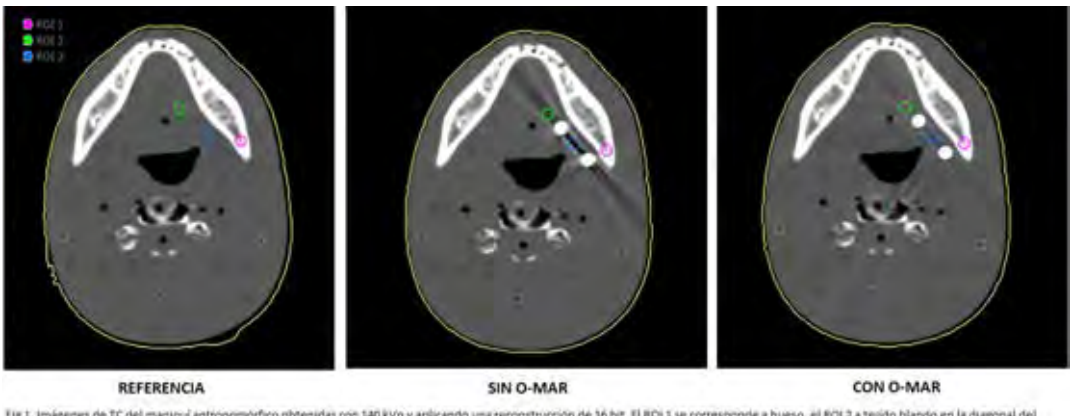
Conclusión

Este estudio muestra que el algoritmo iterativo de reconstrucción O-MAR reduce significativamente los artefactos metálicos lo que permite una mejor visualización de las estructuras anatómicas muy importante en la delimitación de estructuras en radioterapia.

Por otro lado, con respecto al análisis de las profundidades de bit, vemos beneficioso el uso de 16 bit ya que permite ampliar el rango de UH en materiales de alta densidad y alto número atómico. Se estudiará en el futuro las implicaciones en el cálculo dosimétrico en los pacientes con prótesis metálicas.

[1]SHEN, Zhilei Liu, et al. Dosimetric impact of orthopedic metal artifact reduction (O-MAR) on Spine SBRT patients. *J Appl Clin Med Phys*, 2015, vol. 16, no 5.

[2]GLIDE-HURST, C., et al. Changes realized from extended bit-depth and metal artifact reduction in CT. *Med phys*, 2013, vol. 40, no 6, p. 061711.



	120 kV				
	REFERENCIA	SIN O-MAR	CON O-MAR	DIF (REF - SIN O-MAR)	DIF (REF - O-MAR)
ROI 1	1005,32 ± 473,84	1066,63 ± 455,62	1009,24 ± 494,59	61,32	3,92
ROI 2	20,37 ± 5,03	-99,39 ± 78,65	23,28 ± 23,96	119,76	2,91
ROI 3	11,69 ± 4,88	-132,89 ± 291,88	9,39 ± 80,15	144,58	21,08

	140 kV				
	REFERENCIA	SIN O-MAR	CON O-MAR	DIF (REF - SIN O-MAR)	DIF (REF - O-MAR)
ROI 1	1022,65 ± 472,06	986,61± 413,39	989,68 ± 410,60	36,04	32,97
ROI 2	20,95 ± 5,15	-77,2 ± 57,47	25,67 ± 14,33	98,15	4,72
ROI 3	12,36 ± 4,55	-116,195 ± 256,64	12,76 ± 61,86	128,58	25,15

Tabla 1. Valores de las UH y su dispersión en las 3 regiones de interés de las imágenes de referencia, sin O-MAR y con O-MAR y diferencia entre los valores de referencia y sin/con la aplicación del algoritmo O-MAR para 120 kVp y 140 kVp.

ID: 01319
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Estudio de la calidad de imagen asociada al uso de la tecnología ASiR para un GE Revolution CT

Xesús Luís González Soto[1] , Hugo Pérez García[1] , Juan Castro Novais[1] , Mª Yolanda Molina López[1]

1) Hospital Universitario Quirónsalud Madrid

Objetivo

El sistema ASiR es ofrecido en los tomógrafos de la casa comercial General Electric (Fairfield, EEUU) como una 'tecnología de reducción de dosis' capaz de 'reducir los mA necesarios en la adquisición de las imágenes para diagnóstico' y 'mejorar la resolución a bajo contraste'. El objetivo del trabajo es estimar de manera objetiva el desempeño de este sistema.

Material y métodos

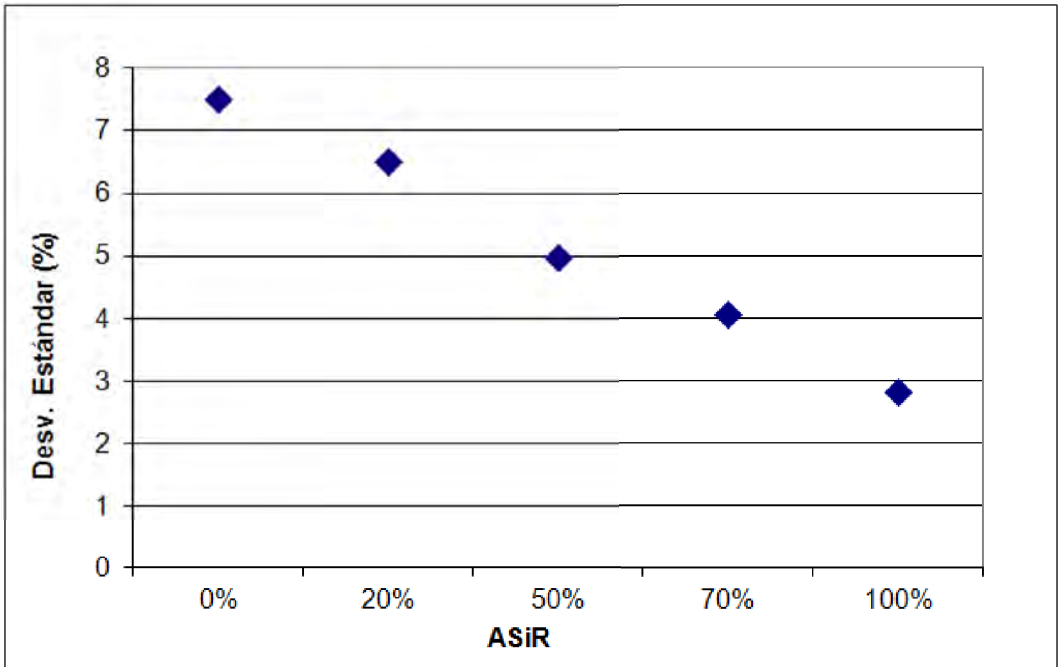
El sistema ASiR es una tecnología de reconstrucción que se ofrece bajo licencia para determinados tomógrafos de GE y que aparece en la consola de configuración de la exploración como un parámetro regulable entre un 0% y un 100%. En este estudio, realizamos cinco estudios tomográficos idénticos del maniquí Catphan 504 (The Phantom Laboratory) en un equipo GE Revolution, variando únicamente el parámetro ASiR y permaneciendo constantes tanto la técnica (120kV y 300mA) como el resto de parámetros de adquisición y reconstrucción. Las imágenes obtenidas fueron analizadas de forma automática utilizando un software desarrollado en la propia institución, que sigue las instrucciones proporcionadas por el fabricante del maniquí.

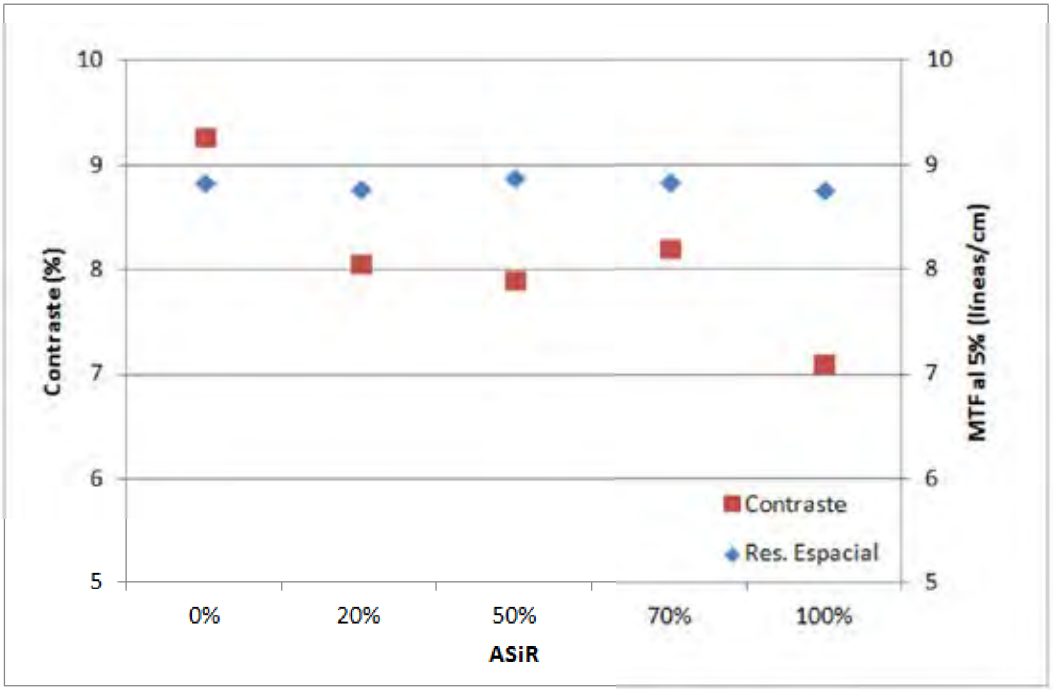
Resultados

Los valores de ruido en la prueba de uniformidad se reducen de modo lineal al aumentar el parámetro ASiR (fig.1). Sin embargo, el contraste entre el objeto y el fondo para el módulo de sensibilidad a bajo contraste empeora ligeramente al aumentar el parámetro ASiR (fig.2). La resolución espacial en alto contraste del sistema no se ve afectada (fig2).

Conclusión

Se realizó un estudio para estudiar el desempeño del sistema ASiR. El fabricante afirma que esta tecnología permite 'reducir la desviación estándar del ruido de píxel'. Esta afirmación es correcta según los resultados de nuestro estudio. También afirma que el sistema mejora la resolución a bajo contraste. El resultado del estudio muestra que esta afirmación es matizable dado que el valor numérico de contraste empeora al usar la tecnología ASiR, si bien es cierto que a la hora de discernir objetos de bajo contraste juega también un papel importante la relación contraste/ruido y no sólo el contraste entre el objeto y el fondo.


Desv. Estándar (%)
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0%
20%
50%
70%
100%
ASiR


Contraste (%)
MTF al 5% (líneas/cm)
10
9
8
7
6
5
Contraste
Res. Espacial
0%
20%
50%
70%
100%
ASiR

ID: 01333
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Precisión en la cuantificación y análisis de coeficientes de recuperación en dos equipos SPECT-TC.

Jose Padilla Peinado[1] , Pablo Saldaña Gutierrez[1] , Cristina Gámez Cenzano[2]

1) Servicio de Física Médica y Protección Radiologica , Instituto Catalán de Oncología (Hospitalet del Llobregat) 2) Unidad Asistencial de Medicina Nuclear ,Hospital Universitario de Bellvitge- Instituto de Diagnóstico por Imagen (Hospitalet del Llobregat)

Objetivo

El creciente interés en la cuantificación sobre imagen SPECT y la necesidad de realizar dosimetría en medicina nuclear requieren de la evaluación de las capacidades de cuantificación de estos equipos de imagen.

El objetivo de este trabajo es la caracterización de las capacidades de cuantificación en actividad de dos equipos SPECT-TC comerciales, mediante el cálculo de los factores de calibración (FC) y de los coeficientes de recuperación (CR).

Material y métodos

Los equipos que se sometieron a estudio fueron un GE Discovery 670 ES y un Philips Brightview XCT. Se utilizó un maniquí cilíndrico de 20 cm de diámetro por 20 cm de longitud para calcular los FC y un maniquí NEMA Body IEC para los CR y la validación de los FC, ambos preparados con TC-99m diluido en agua. En los protocolos de adquisición se evaluó la influencia del tiempo y la actividad sobre los FC: 20 y 80 segundos por proyección y actividades de 111 y 925 MBq. Se usó un protocolo de TC de baja dosis para la corrección en todas las adquisiciones: 130 kV, 30 mAs y 5 mm de espesor de corte . El algoritmo de reconstrucción que se utilizó fue OSEM y se aplicaron correcciones por atenuación, dispersión y recuperación de resolución (GE Evolution y Philips Astonish) y una matriz de 128x128 píxeles .

Se utilizó el maniquí cilíndrico para evaluar el promedio de cuentas por pixel mediante VOIs esféricas de 5 y 10 cm de diámetro para distintas actualizaciones (de 2 a 304), y se analizó donde se estabilizaba el número de cuentas. Se aplicaron las diferentes correcciones, y mediante una VOI cilíndrica (1640 y 1731 cm^3 para GE y Philips respectivamente) se obtuvieron el número de cuentas para el cálculo del FC. El maniquí NEMA Body IEC se preparó con una proporción de actividad esferas –fondo de 10.53:1 y se reconstruyó con el mismo número de actualizaciones y las mismas correcciones. Para los RC se dibujó una ROI sobre el TC por la parte interna de las esferas y se exportó al SPECT, el fondo se promedió sobre 4 ROIs de 8 cm de diámetro en la parte homogénea del NEMA evitando el inserto central. La validación del FC se utilizo una VOI cilíndrica (466 y 492 cm^3 en GE y Philips respectivamente) a lo largo de la parte homogénea del maniquí y evitando también el inserto central.

Resultados

A partir de 50 actualizaciones se estabiliza el numero de cuentas sobre el maniquí uniforme. Se escogieron 100 actualizaciones para la GE y 96 para la Philips como idóneas para realizar la cuantificación.

Los FC en el equipo GE fueron 515, 566 y 521 cps/MBq con precisión en la cuantificación de 5,8%, -3.7% y 4.7% respectivamente. No se encontraron variaciones significativas del FC en función del tiempo de adquisición por proyección ni en la concentración de actividad. Los FC en el equipo Philips fueron 187 y 109 cps/MBq con precisión en la cuantificación de 4,7% y 44,6% respectivamente (tabla 1).

Los coeficientes de recuperación aumentaron con el tamaño de las esferas y con el nº de correcciones aplicadas. Las tres esferas de mayor tamaño con diámetros de 37, 28 y 22 mm tienen unos CR de 89,4%, 80,1% Y 75,6% en el equipo GE y de 78,7%, 73,4% y 60,0% en el equipo Philips respectivamente (grafico 1).

Conclusiones

En el equipo GE la estabilidad temporal de los FC y su precisión permitirían una adecuada cuantificación de la actividad aplicando todas las correcciones para Tc-99m. Los CR muestran una buena recuperación de actividad a partir de 22 mm de diámetro. En el equipo Philips los resultados obtenidos en este estudio no son satisfactorios para una correcta cuantificación, probablemente debido a la antigüedad del equipo y a su inestabilidad.

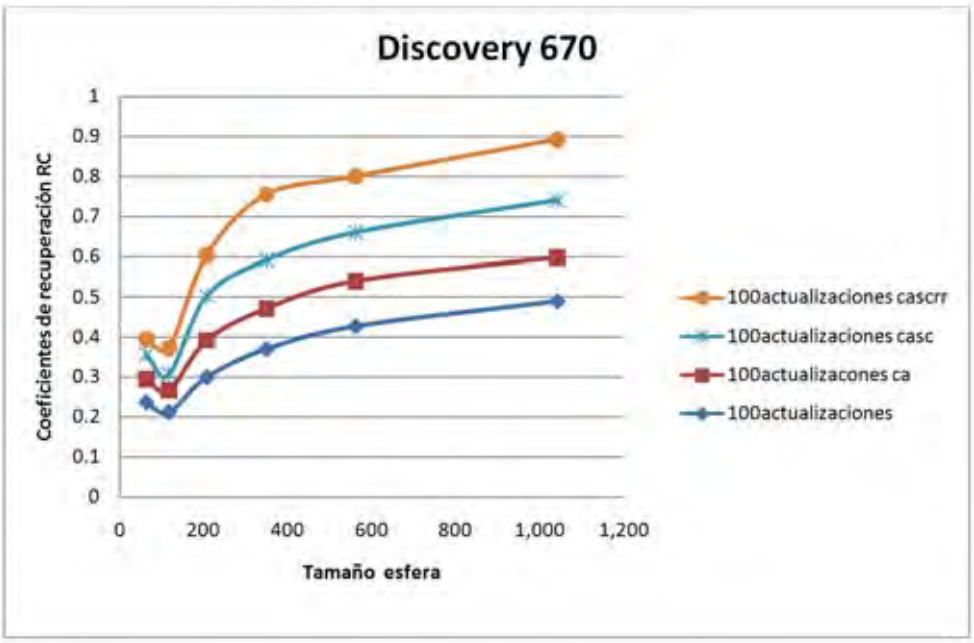
Se continuará adquiriendo estudios en ambos equipos para una evaluación de la estabilidad temporal de los FC. También se adquirirán estudios con isotopos de media (In-111) y alta (I-131) energía.

Factores de calibración y precisión

	Estudio	FC (cps/MBq)	Precisión
Discovery	28/04/2016	515	5.80%
	14/12/2016	566	-3.70%
	13/01/2017	521	4.70%
Brightview	23/12/2016	187	4.70%
	13/01/2017	109	44.60%

Grafico 1

Coeficientes de recuperación en función del tamaño de esfera para distintas correcciones



ID: 01357
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Descripción de complementos de Microsoft Excel para dos pruebas de control de calidad en tomografía computarizada

Naiara Fuentemilla[1] , Nerea Gallardo[1] , Víctor Raposo[1] , Daniel Martinez[1] , Fernando Caudepón[1] , Santiago Miquelez[1] , Santiago Pellejero[1] , Laura Bragado[1] , Fernando Mañeru[1] , Anastasio Rubio[1]

1) Complejo Hospitalario de Navarra

Objetivo: desarrollar software en Excel para realizar las pruebas del PECCRX 2011, linealidad y kV efectivo y función de transferencia de modulación (MTF) en tomografía computarizada.

Materiales y métodos. Se han empleado complementos integrados y externos de Excel (Microsoft, Redmond - Washington, Estados Unidos), automatizados con Visual Basic para Aplicaciones (VBA). El Solver, complemento integrado, se utiliza para ajustar los datos de una función de dispersión de línea a una gaussiana. El complemento externo xnumbers (Leonardo Volpi) que incorpora, entre otras funciones, la del cálculo de la transformada de Fourier discreta, se emplea para la obtención de la MTF.

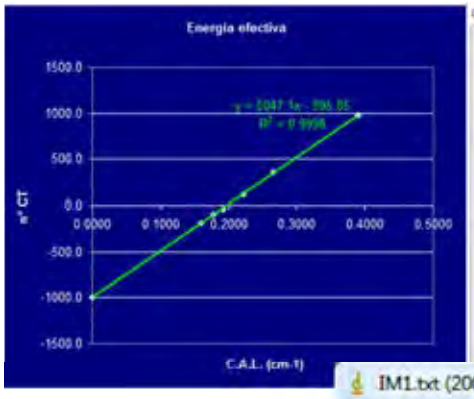
El maniquí utilizado para obtener las imágenes es el Catphan (The Phantom Laboratory, NY USA), que proporciona las secciones de diferentes materiales para linealidad y kV efectivo, y sección de hilo para la MTF. La medida de número CT para cada material analizado se ha realizado con ImageJ (Wayne Rusband, NIH, USA) y también se ha utilizado este mismo software para obtener automáticamente una imagen de 128 x 32 píxeles^2, que contenga un corte del hilo de la sección del Catphan.

Para el cálculo de la linealidad y la energía efectiva se emplean las tablas del NIST (National Institute of StandardS and Technology, USA) que relacionan coeficiente de atenuación lineal (?) y energía (E) para distintos materiales. Partiendo de los valores de pixel medidos sobre las imágenes, se relacionan los coeficientes de atenuación lineal correspondientes con la energía, para un rango comprendido entre 40 y 120 keV. Se construyen las rectas ? vs E, obteniendo el coeficiente de correlación R^2 de las mismas. Se toma como resultado del kV_{eff} aquélla energía que consigue un mayor coeficiente de correlación. El complemento permite importar los valores de número CT desde una hoja Excel, así como exportar los resultados, que incluyen kVeff, R^2 y gráfico, a la hoja Excel activa en ese momento.

Para el cálculo de la MTF, el complemento desarrollado parte de la imagen recortada automáticamente de la sección que contiene el hilo (*Point Spread Function o PSF*) para obtener la *Line Spread Function o LSF*. Después de restar el fondo, se ajustan los datos a una gaussiana empleando el complemento *solver* incluido en Excel. Una vez obtenido este ajuste, se puede obtener la MTF a través de la transformada de Fourier de la LSF ajustada, con el complemento *xnumber*, o analíticamente a partir de los parámetros que describen el ajuste de la LSF a la gaussiana.

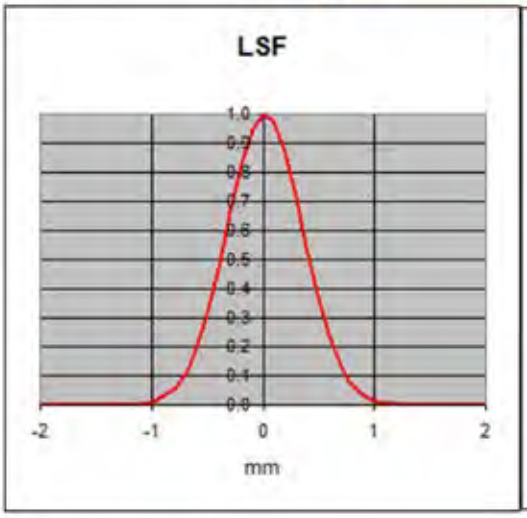
Resultados: los resultados de ambas pruebas coinciden con los hallados en la bibliografía, que han sido obtenidos por otros métodos.

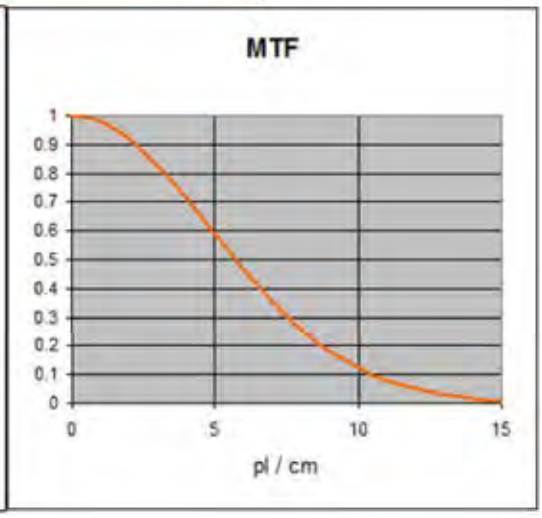
Conclusiones: estas herramientas proporcionan una integración rápida y sencilla de las tareas y resultados en soportes muy utilizados para las pruebas de control de calidad como son Excel e Image J.


Energía efectiva
1500.0
1000.0
500.0
0.0
-500.0
-1000.0
-1500.0
0.0000
0.1000
0.2000
0.3000
0.4000
0.5000
C.A.L. (cm-1)


Cálculo de la energía efectiva
Datos
Resultados
kVeff
64.4
Coef. Corr. Lin.
0.99987


IM1.txt (200%)
128x40 pixels; 32-bit; 20K


LSF
1.0
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0.0
-2
-1
0
1
2
mm


MTF
1
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
0
5
10
15
pl / cm

ID: 01359
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Incertidumbre en el empleo del maniquí CDMAM como referencia en las pruebas de aceptación de mamógrafos digitales.

Nerea Gallardo [1] , María Luisa Chapel [5] , Santiago Míquelez [1] , Miguel Peinado [2] , Francisco Rosales[3] , Ricardo Torres [4] , Fernando Caudepón[1]

1) Complejo Hospitalario de Navarrra 2) Hospital Universitario Central de Asturias 3) Hospital de Basurto 4) Hospital Universitario Río Hortega, Valladolid 5) Hospital Nuestra Señora de la Candelaria, Tenerife 6) Emsor

Incertidumbre en el empleo del maniquí CDMAM como referencia en las pruebas de aceptación de mamógrafos digitales.

Objetivo: cuestionar el empleo del maniquí CDMAM, como referencia absoluta en el control de calidad en mamografía digital.

Material y métodos.

Se han analizado los resultados derivados de las lecturas de las imágenes de siete maniquíes CDMAM (Artinis Nedical Systems, The Netherlands) diferentes, obtenidas en un mamógrafo digital de campo completo. Cinco de los maniquíes incorporaban su propio lote de metacrilatos y dos de ellos utilizaron el lote de PMMA asociado a uno de los maniquíes con PMMA propio, denominado en adelante, PMMA de referencia. Las imágenes se han analizado con el software CDMAM Analyzer de Euref.

En primer lugar cada maniquí se ha radiografiado con su correspondiente conjunto de láminas de PMMA y a continuación todos los maniquíes se han radiografiado empleando el lote de PMMA referencia. Después de este análisis, se han empleado dos de estos conjuntos CDMAM -espesores de lotes de PMMA asociados, de 36 y 41 mm para evaluar las prestaciones de un sistema de mamografía con un mamógrafo analógico y un sistema de CR. En todos los casos se ha empleado el control automático de exposición en el modo utilizado en la práctica diaria, adquiriéndose 8 imágenes por lote.

Resultados:

a) Maniquíes CDMAM con su correspondientes lotes de PMMA:

- Los espesores de PMMA medidos varían entre 36 mm y 41 mm.
- Las DGM indicadas por el mamógrafo varían entre 1.45 mGy y 1.80 mGy, con coeficiente de variación del 8.4%
- Los coeficientes de variación para los espesores umbral de los objetos de diámetros 0.1 mm y 0.25 mm son, respectivamente, 21.9% y 7.4%

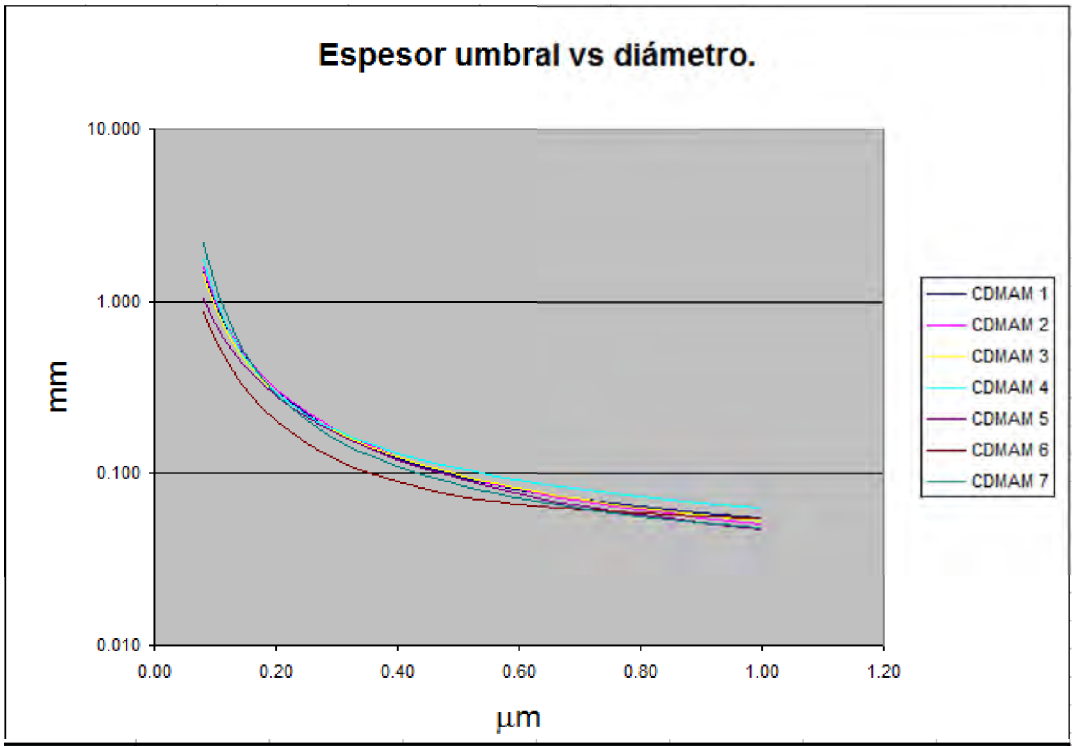
b) Todos los maniquíes CDMAM con el lote de PMMA de referencia:

- Las DGM indicadas por el mamógrafo varían entre 1.70 mGy y 1.76 mGy, con coeficiente de variación del 1.17%
- Los coeficientes de variación para los espesores umbral de los objetos de diámetros 0.1 mm y 0.25 mm son, respectivamente, 12.2% y 9.8%.

c) En la evaluación del sistema que emplea CR los resultados obtenidos para 29 Kv, combinación ánodo – filtro Mo / Rh son:

- Conjunto 1: 36 mm PMMA; DGM = 2.32 mGy , diámetro 0.1 mm. Espesor 1.536 um, diámetro 0.25 mm. Espesor 0.253 um.
- Conjunto 2: 40.5 mm PMMA; DGM = 3.16 mGy , diámetro 0.1 mm. Espesor 1.507 um, diámetro 0.25 mm. Espesor 0.270 um.

Conclusiones: Como era de esperar, las DGM no varían si empleamos el mismo lote de PMMA. Las diferencias en los resultados de espesor umbral provienen tanto del espesor de cada lote de PMMA, como del contraste proporcionado por los detalles de cada maniquí. Hay que considerar establecer otras referencias absolutas para el par tamaño de detalle contraste - dosis glandular media. Una posible solución puede ser adoptar como referencia un detalle de diámetro superior y, ajustar la curva diámetro – espesor, al conjunto de diámetros que permite obtener mejor reproducibilidad entre maniquíes. El CDMAM sirve como referencia relativa para cada conjunto mamógrafo – maniquí. No parece fiable emplear un único lote CDMAM –PMMA, para decidir si un equipo con prestaciones en el límite de tolerancias está o no dentro de éstas.



Diameter (mm)	Espesor umbral en µm						
	CDMAM 1	CDMAM 2	CDMAM 3	CDMAM 4	CDMAM 5	CDMAM 6	CDMAM 7
0.08	1.485	1.562	1.436	1.748	1.034	0.879	2.195
0.10	0.985	1.012	0.930	1.055	0.747	0.606	1.265
0.13	0.617	0.625	0.577	0.613	0.511	0.392	0.684
0.16	0.437	0.442	0.412	0.422	0.383	0.283	0.443
0.20	0.307	0.312	0.294	0.296	0.283	0.202	0.291
0.25	0.223	0.228	0.218	0.219	0.212	0.149	0.202
0.31	0.167	0.172	0.167	0.170	0.162	0.115	0.149
0.40	0.123	0.126	0.125	0.131	0.120	0.089	0.110
0.50	0.097	0.098	0.099	0.107	0.094	0.075	0.087
0.63	0.078	0.077	0.079	0.088	0.073	0.065	0.070
0.80	0.065	0.062	0.064	0.074	0.058	0.059	0.057
1.00	0.056	0.051	0.054	0.064	0.048	0.056	0.049

ID: 00908
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Construcción de un maniquí casero para verificar registros de imágenes RM-TC en tratamientos SRS

Hugo Perez-Garcia[1] , Eduardo Pardo Pérez[1] , Juan Castro Novais[1] , Mª Yolanda Molina López[1] , Sheila Ruiz Maqueda[1] , Xésus González Soto[1] , Francisco José Marcos Jiménez[1]

1) Hospital Universitario Quirón Salud Madrid

1-Objetivo: La fabricación de un maniquí casero que simule un cráneo humano a partir de materiales de bajo coste o de fácil adquisición en un hospital, para verificar el registro de imágenes de resonancia magnética nuclear (RM) y tomografía computarizada (TC) en tratamientos de radiocirugía esterotáxica (SRS).

2-Material y Método.

*2.1-Fabricación:*En la elaboración del maniquí se emplea un cráneo de plástico de la colección “El cuerpo humano” del grupo RBA (Barcelona) que sirve como base para obtener la forma deseada.Para obtener una densidad similar al hueso, se recubre el plástico con venda de escayola humedecida y se deja secar. A continuación se rellena la cavidad destinada a alojar el cerebro con gelatina liquida y se deja endurecer. Se construye una plataforma para el maniquí a partir de una plancha de espuma de poliuretano (de las que se emplean como moldes en la fabricación de insertos para campos de electrones), en la que se han introducido en las cuatro esquinas una bola de auxina (se utiliza como marcador de contraste en los servicios de diagnóstico por la imagen con RM). Para fijar el maniquí a la plataforma, se utiliza espuma de poliuretano en formato espray (Fig. 1). Por último, se evalúan las unidades Hounsfield de los materiales y se comparan con las de un ser humano.

*2.2-Evaluación del registro:*Se realiza un escáner al maniquí con el protocolo de simulación para SRS en un equipo de 64 cortes Discovery PET/CT 600 de GE (Fairfield, EEUU). Se obtiene a continuación una imagen por resonancia magnética de 3T en un equipo Signa Pioneer de GE. Por último se realiza otro escáner en un equipo LightSpeed VCT de GE. Este último escáner se realiza para verificar que el maniquí de cráneo está correctamente anclado a la plataforma.

Con la herramienta *Automatching* y algoritmo de información mutua del módulo *Image Registration* de Aria 11 (Varian Medical System, Palo Alto, California, EEUU) se efectúa un registro automático de las imágenes de RM y TC. Se selecciona un volumen de interés en torno al cráneo, dejando fuera las auxinas. Para evaluar la calidad de dicha fusión, se mide la distancia de un mismo objeto de contraste entre los dos conjuntos de imágenes: en la zona central se utiliza un saliente de plástico situado en el interior del cerebro (~5 cm desde el centro de la imagen), y en la periferia las bolas de auxina (~18 cm).

3-Resultados y Discusión

*3.1-Fabricación:*El maniquí fabricado es robusto ya que la espuma de poliuretano dificulta que se puedan producir deformaciones. El tiempo empleado en su fabricación ha sido inferior a 8 horas, siendo necesario alrededor de 72 horas de espera para que los materiales sequen y/o endurezcan. El precio total ha sido aproximadamente de 12 €, sin tener en cuenta el material fungible del hospital que se ha utilizado (vendas de escayola, bolas de auxina y plancha de poliuretano). En la escala Hounsfield, la gelatina y la escayola tienen 62 y 870 HU, muy próximas al hueso y cerebro (en torno a 40 y 800 HU respectivamente).

*3.2-Evaluación del registro:*En la fusión RM-TC (Fig. 2), se obtiene un error en la zona central de 0,8 ± 0,2 mm, mientras que en la periferia es 7 ± 2 mm. En la fusión de control TC-TC, el error en la fusión es inferior a 0,1 mm tanto en la zona central como en la periferia, lo cual indica no sólo que la fusión entre TC’s es mejor, sino que el

maniquí de cráneo está bien fijado a la plataforma validando así los datos obtenidos para la fusión con RM. El error de la fusión con RM aumenta con la distancia lo cual se puede deber a errores angulares. En cualquier caso, en la zona central el error es aceptable para tratamientos de SRS (la referencia es 1 mm).

4-Conclusión: En este trabajo se ha fabricado un maniquí casero que permite verificar la calidad de la fusión entre imágenes de RM y TC para tratamientos de SRS por un coste de 12 € y 8 horas de trabajo. En la zona central se obtienen errores inferiores al milímetro, aceptable para esta clase de tratamientos.



Figura 1. Imágenes del proceso de fabricación del maniquí.

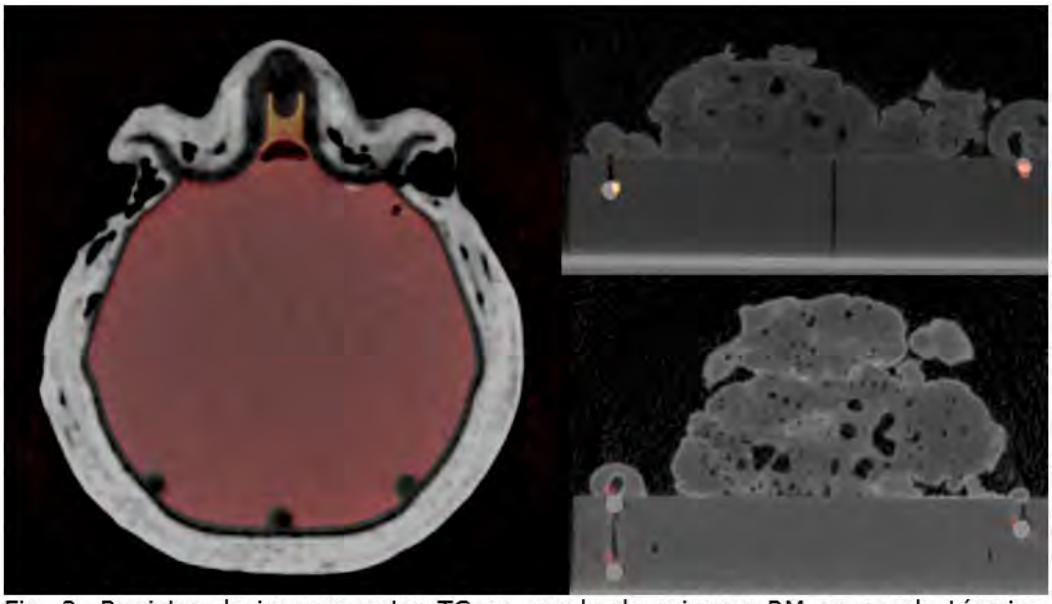


Fig. 2- Registro de imagen entre TC en escala de grises y RM en escala térmica. (Izq.) Corte central: Se emplea los salientes de plástico inferiores con aspecto de esferas oscuras para medir la desviación. (Der.) Cortes perfiféricos en la zona superior e inferior respectivamente. Se utiliza las esferas de auxina para medir el error de fusión.

ID: 00941
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Efecto del ruido en la determinación de la MTF con un maniquí de barras

Antonio González López[1] , José Domingo Lago Martín[1]

1) Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca

Objetivo

En este trabajo se estudia el efecto del ruido en la incertidumbre del cálculo de la MTF cuando se emplea un maniquí de barras. Para obtener las características estadísticas de cada valor MTF y cada nivel de ruido se realizaron cuatro simulaciones de Monte Carlo.

Material y métodos

Se crearon imágenes sintéticas de un maniquí siguiendo cuatro pasos. En primer lugar se obtiene una imagen muestreada a una resolución de 10µm×10µm. En segundo lugar, las imágenes se suavizan convolucionándolas con una función de dispersión de punto exponencial. Después de la convolución, las imágenes se muestrearon a 140µm×140 µm. La figura 1 muestra la imagen en este estado.

En un cuarto paso se añadió ruido gaussiano blanco para obtener la imagen final. La cantidad de ruido se midió mediante la relación pico de señal a ruido (PSNR) en dB, definida como la relación entre la potencia máxima posible de la imagen y la potencia de ruido. En un detector ideal, los niveles de ruido de 14dB, 23.1dB, 34dB y 43.1dB corresponden a irradiaciones del detector de 5µR, 40µR, 0.5mR y 4mR.

El área donde aparecen las barras en la imagen se utiliza para obtener un perfil sobre-muestreado a partir del cual se calcula la MTF. Cada grupo de pares de líneas conforma una onda periódica en este perfil. Cada una de estas ondas es la salida del sistema para una entrada de onda cuadrada con la misma frecuencia. Después de extraer una onda, el valor de MTF para su frecuencia se calcula como la relación de su primer armónico impar al primer armónico impar de la onda cuadrada.

Para cada nivel de ruido, se realizaron cuatro simulaciones de Monte Carlo. Cada una consistió en 10000 cálculos de MTF. Las cuatro simulaciones se utilizaron para verificar la estabilidad numérica de estimación e incertidumbre estándar de cada valor MTF. La evaluación de la incertidumbre estándar se llevó a cabo siguiendo las recomendaciones de la GUM; el valor esperado de la MTF se obtuvo como la media aritmética de las observaciones, y su variabilidad se describió por la desviación estándar experimental. En este trabajo, esta desviación estándar es también una medida de la inmunidad contra el ruido de la imagen de un maniquí. Para un nivel de ruido dado, cuanto menor sea la desviación estándar, mayor será la inmunidad.

Para cada nivel de ruido y cada valor MTF, se realizó una prueba de Kolmogorov-Smirnov para comparar la distribución de cada valor de la MTF con una distribución normal.

Resultados

En cuanto a las simulaciones de Monte Carlo, los resultados numéricos para todas las estimaciones y todas las incertidumbres estándar se habían estabilizado.

Según la prueba de Kolmogorov-Smirnov, todos los valores de MTF se distribuyen normalmente.

La figura 2 muestra los cálculos MTF a partir de la imagen en la figura 1. Los valores medios calculados se representan por mediante el símbolo × y las barras de error corresponden a una desviación estándar. Las líneas sólidas representan la MTF analítica, calculada mediante la transformada de Fourier de la función de dispersión de punto empleada.

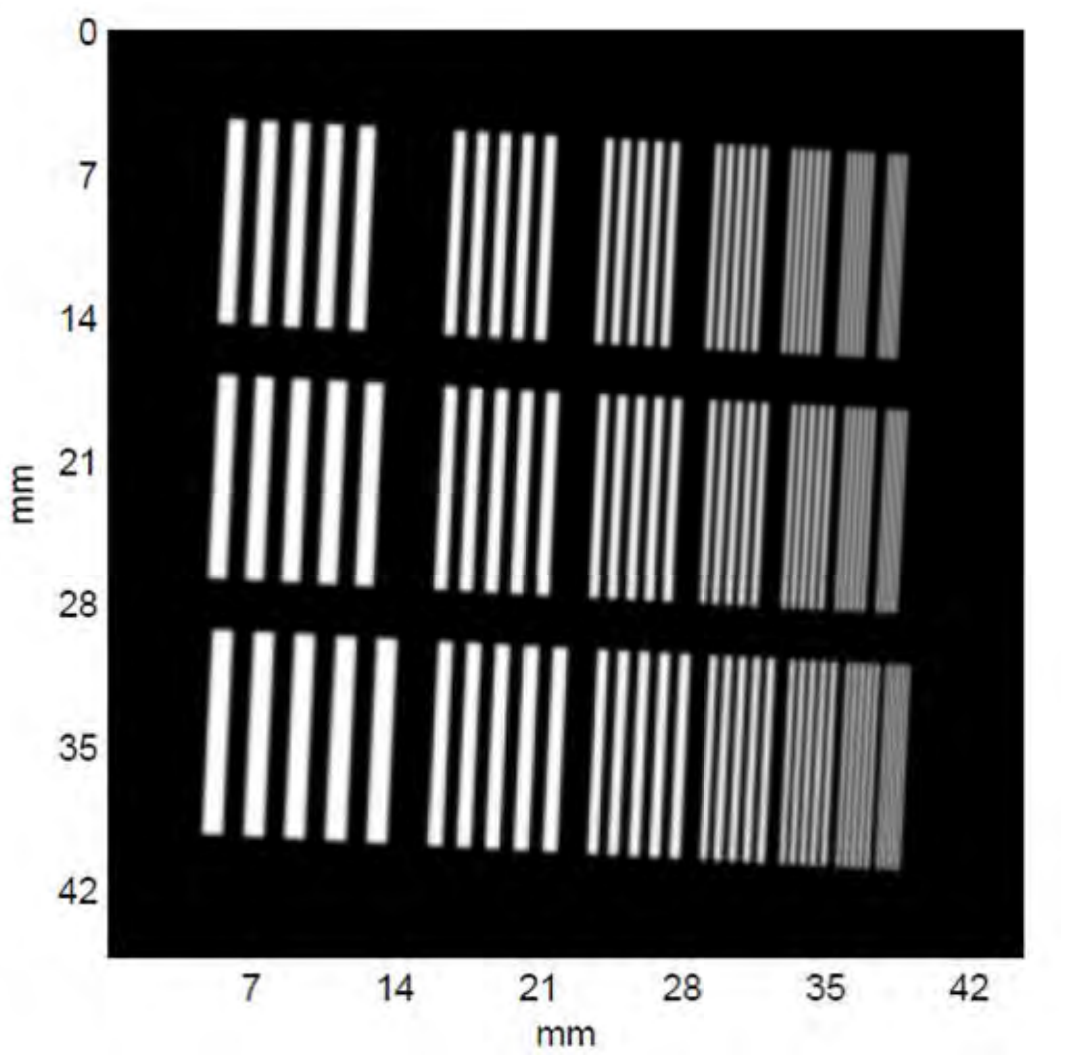
Pueden apreciarse las pequeñas incertidumbres de los cálculos MTF incluso para los niveles más altos de ruido.

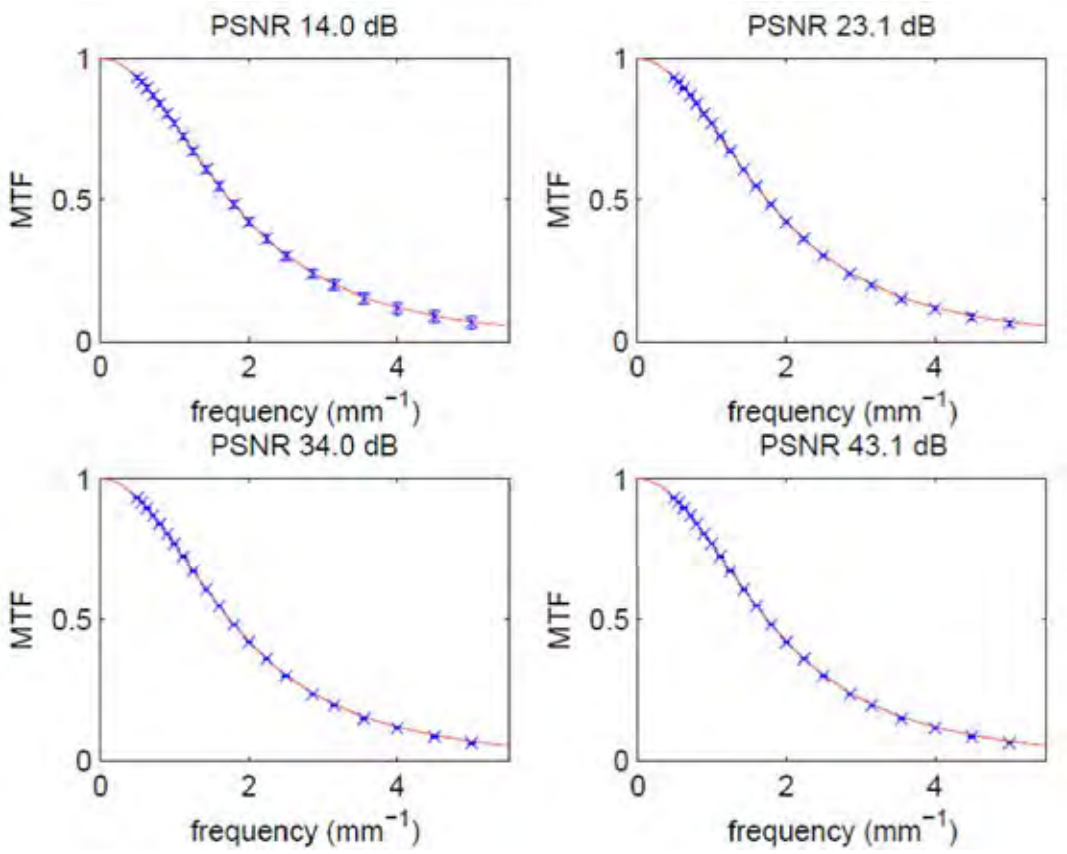
Conclusión

Es notorio el pequeño tamaño de la imagen del patrón de barras y su alta inmunidad al ruido. Esto es así porque toda la imagen de cada grupo de barras se dedica a las frecuencias medias y altas, lo que garantiza una buena SNR incluso para niveles altos de ruido.

Sin embargo, en un maniquí de barras real se requieren dos áreas suficientemente grandes de atenuación uniforme para caracterizar la amplitud de la entrada de onda cuadrada. Además, el cálculo de la MTF a bajas frecuencias está limitado por el tamaño del maniquí, pues aumentar el período del patrón requiere aumentar su área.

De acuerdo con los resultados estadísticos obtenidos de la simulación de Monte Carlo, el maniquí de barras muestra una gran inmunidad contra el ruido al determinar la MTF.




PSNR 14.0 dB
PSNR 23.1 dB
PSNR 34.0 dB
PSNR 43.1 dB
MTF
frequency (mm^{-1})
0
0.5
1
2
4

ID: 01156
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Resolución espacial y error de paralaje de un PET con distintos algoritmos de reconstrucción y TOF

Hugo Perez-Garcia[1] , Xésus Gonzalez Soto[1] , Sheila Ruíz Maqueda[1] , Juan Castro Novais[1] , Mª Yolanda Molina López[1] , Eduardo Pardo Pérez[1] , Antonio Maldonado Suarez[1] , Mónica Velasco Nuño[1]

1) Hospital Universitario Quirón Salud Madrid

Objetivo

La disposición geométrica en forma de anillo de los detectores de un escáner tomográfico por emisión de positrones (*Positron emission tomography* , PET) es la causa de los errores de paralaje, lo que produce una disminución de la resolución espacial tangencial en la zona más distal del centro del escáner. Los fabricantes suelen mitigar esta pérdida de resolución mediante software.

En este trabajo se evalúa la resolución espacial tangencial a lo largo del eje mediante cuatro métodos de reconstrucción de un equipo PET con tiempo de vuelo (*time of flight*, TOF), y se compara con los valores que da el fabricante.

Material y Método

Se prepara una disolución de 0,50 mCi de ^{18}F que se introduce en un tubo capilar de 0,8 mm de diámetro interior. Se coloca una plomada en uno de los extremos y se cuelga del extremo contrario en la zona central de detectores de un equipo Discovery PET/CT 690 FX VCT de General Electric (Fairfield, EEUU) con 13824 cristales LYSO (Ortosilicato de Lutecio enriquecido con Ytrio). La disposición experimental puede verse en la figura 1, junto a la adquisición hecha posteriormente. El algoritmo principal de reconstrucción es el VUE Point HD (en adelante VPHD), un algoritmo iterativo-predictivo, que se puede combinar con otros modos como el SharpIR (se denota con una S al final), que introduce la respuesta de los detectores en el espacio del sinograma; y la corrección por TOF (VPFX en lo sucesivo). Se realiza una reconstrucción de 256 píxeles y 32 subconjutos para todas las combinaciones posibles, con 4 y 10 iteraciones para los algoritmos sin y con SharpIR, respectivamente. Mediante un script del programa Matlab de MathWorks (Massachusetts, EEUU) se obtiene la anchura a mitad de pico (*Full Width at Half Maximum*, FWHM) a lo largo de todo el eje. Por último, se comparan estos resultados con los publicados por el fabricante en el documento «SharpIR White Paper» para el mismo modelo, con idéntica reconstrucción, pero empleando un hilo capilar en la dirección transversal.

Resultados

Se puede ver los resultados en la gráfica de la figura 2, donde se han incluido los datos publicados por el fabricante. Como puede observarse, los algoritmos sin SharpIR comienzan a degradar la resolución espacial paulatinamente con la distancia, mientras que al activar el módulo SharpIR se consigue retrasar espacialmente la degradación y mejorar la resolución en la zona distal, siendo inapreciable su efecto en la zona central. En cuanto a la reconstrucción con TOF, vemos que mejora ligeramente la resolución en la parte central pero que no es relevante en la zona media y distal. Por otro lado, se aprecia también que la tendencia de los datos del fabricante es similares a los resultados obtenidos en este trabajo, pero no son iguales en magnitud. Aunque hay una mejora al emplear el módulo SharpIR, ésta no es tan acentuada como marca GE en su documento.

Conclusión

En este trabajo se ha visto que colgar un hilo capilar del anillo de detectores de un escáner PET es un método eficaz y rápido para poder evaluar la degradación de la resolución espacial con la distancia al centro debido a los errores de paralaje. A su vez, permite comparar entre sí los diferentes algoritmos de reconstrucción de los que disponga el PET. Se ha demostrado también que la corrección por tiempo de vuelo no mejora la resolución espacial en los extremos próximos al anillo de detectores.

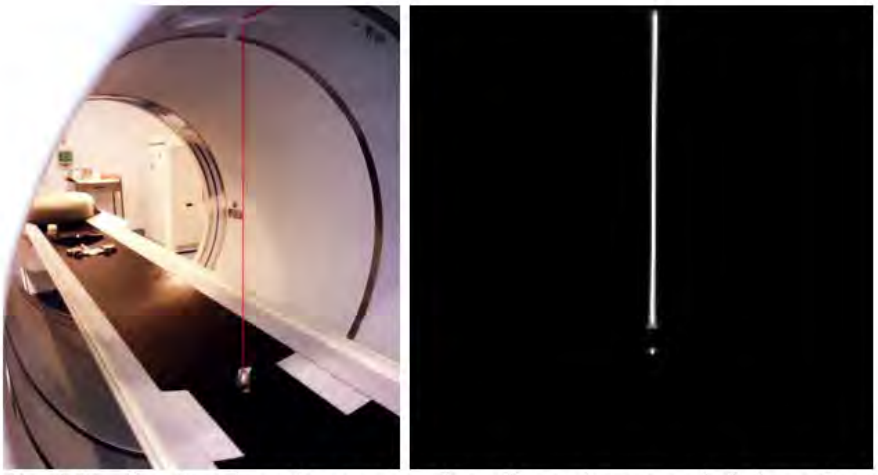


Fig. 1- (Izq.) Capilar de color rojo con una plomada en el extremo inferior colgando sin pendular de la zona central de detectores del PET. (Der.)



Fig. 2- Resolución espacial transversal a lo largo del eje obtenido a partir del anillo capilar y con distintos métodos de recostrucción: VPHD es VUE Point HD, VPHD_S es VUE Point HD con SharpIR, VPFX es VUE Point con TOF, VPFXS es VUE Point con TOF y con SharpIR. Los valores con la palabra GE corresponde a los datos ofrecidos por el fabricante.

ID: 01157
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Dependencia angular de la resolución espacial en escáneres TC: ¿El Catphan está mal diseñado?

Hugo Perez-Garcia[1] , Juan Castro Novais[1] , Mª Yolanda Molina López[1] , Sheila Ruíz Maqueda[1] , Eduardo Pardo Pérez[1] , Xésus González Soto[1] , Carlos Andrés Rodríguez[2] , Manuel Agulla Otero[2] , Ricardo Torres Cabrera[2]

1) Hospital Universitario Quirón Salud Madrid 2) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Objetivos

El módulo CTP528 del maniquí Catphan cuenta con un patrón de barras dispuesto en forma de anillo ideado para obtener la resolución espacial de los escáneres de tomografía computerizada (TC). Sin embargo, al tener esta disposición geométrica, las líneas del patrón tienen cierta inclinación con respecto al mallado de píxeles de la imagen lo que puede producir un efecto de aliasing que artefacte las líneas más finas tal como se aprecia en la parte superior de la figura 1. Este efecto puede provocar la disminución de la resolución espacial medida respecto al valor real que tiene el sistema.

En este trabajo se estudia este fenómeno y se obtiene la dependencia angular de la resolución espacial de tres equipos a partir de la MTF. Se compara posteriormente con el valor obtenido a través del patrón de barras.

Material y método

Se realiza un escáner TC a un maniquí Catphan 504 de The Phantom Laboratory (Battenville, New York, EEUU) en tres equipos: un Lightspeed VCT de General Electric (GE) (Fairfield, Connecticut, EEUU), un Discovery 690 de GE y un Revolution CT de GE. Se obtiene la resolución espacial en número de líneas por centímetro siguiendo el método tradicional descrito en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCRD) mediante el patrón de barras del módulo CTP528, el cual cuenta además con un objeto puntual (Fig.1 inferior). Mediante un script en el programa Matlab de MathWorks (Massachusetts, EEUU) se obtiene la función extensión de línea (Line Spread Function, LSF) de dicho objeto puntual, tomando perfiles en horizontal (0º), en vertical (90º) e inclinados cada grado de 1º a 89º. Una vez obtenido la LSF para todos los ángulos, se hace un ajuste por mínimos cuadrados a una función suma de tres gaussianas para obtener la altura a mitad de pico (Full Width at Half Maximum, FWHM) y el valor del 3% de la función de transferencia de la modulación (Modulation Transfer Function, MTF) para todos los ángulos. El valor del 3% de la MTF se compara con la frecuencia espacial obtenida mediante el patrón de barras (considerando que el 3% corresponde al valor de apreciación visual).

Resultados

En la figura 2 se representan el valor del FWHM y del 3% de la MTF obtenido. Como puede apreciarse, la resolución del sistema no es constante con respecto al ángulo, sino que disminuye a medida que el ángulo se oblicua. El FWHM pasa de un valor próximo a 1,05 mm en 0º y 90º, a situarse entorno al 1,25 mm en otras angulaciones, mientras que el 3% de la MTF disminuye de 9,3 líneas/cm a 7,8 líneas/cm aproximadamente. Aunque los valores difieran de un equipo a otro, la tendencia y la forma de las curvas del FWHM y de la MTF son similares entre sí, lo cual indica que es un comportamiento intrínseco al aliasing producido al muestrear finas líneas (del orden del tamaño de pixel) inclinadas con una red rectangular de píxeles.

Por otro lado, los valores obtenidos para la resolución espacial mediante el patrón de barras en los tres equipos es de 7 líneas/cm. Dichas líneas subtienden un ángulo de 36º con respecto a la horizontal, lo cual, a la vista de los datos de la figura 2, nos induce a pensar que quizá el siguiente patrón de barras fuese visible si se encontrase paralelo al mallado de píxeles. Debido a que la resolución no es constante con el ángulo, la utilización de un

patrón de barras en forma de anillo no es lo más indicado para evaluar la resolución espacial, pues el ángulo que subtiende las líneas con el mallado de píxeles puede influir en el valor resultante.

Conclusión

Se ha visto mediante el análisis del FWHM y del 3% de la MTF de la LSF que la resolución espacial no es constante angularmente para ninguno de los tres escáneres TC analizados. Por ello, el patrón de barras en forma de anillo del maniquí Catphan debe ser empleado sólo para verificar la constancia a lo largo del tiempo de la resolución de un equipo, pero no para la obtención de un valor representativo real de la resolución espacial del sistema.

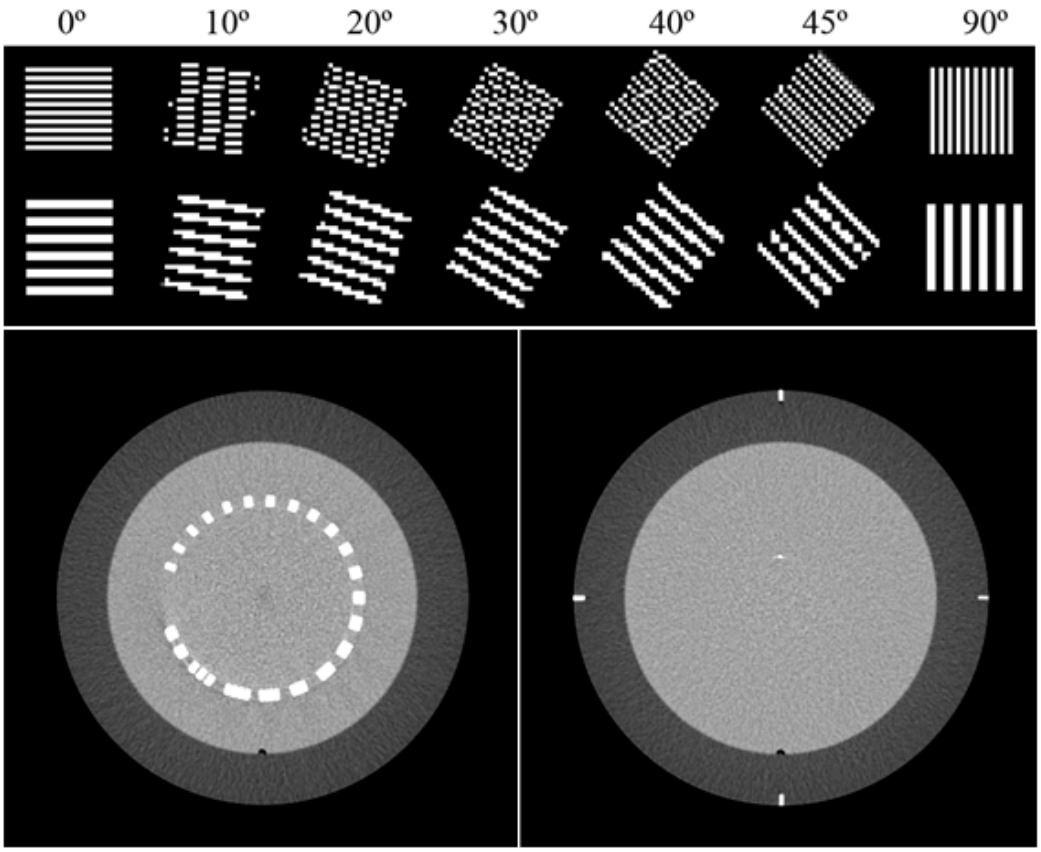


Fig. 1 - (Sup.) Patrón de barras de 1 píxel/línea y 2 píxeles/línea rotado mediante algoritmo de interpolación bilineal. Como puede apreciarse, la nitidez de las barras se ve afectada por la pixelación de la imagen rotada. (Inf.) Patrón de barras en forma de

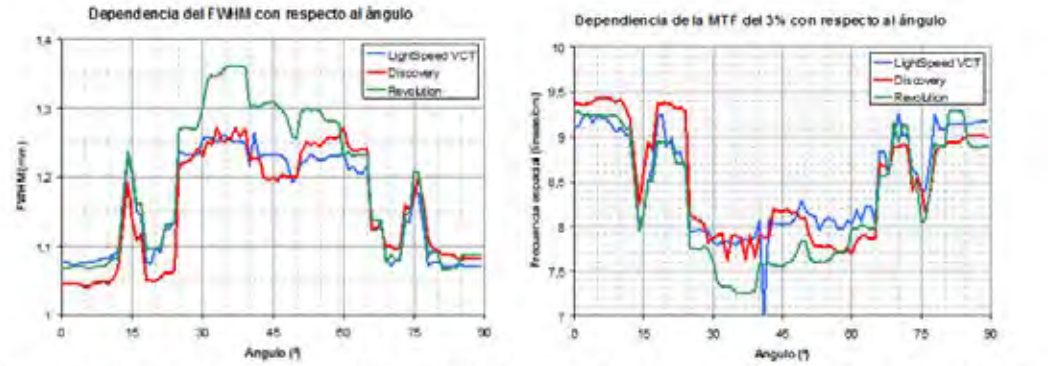


Fig.2- Valores del FWHM y del 3% de la MTF de la LSF para angulaciones de 0º a 90º.

ID: 01318
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Desarrollo de un software de análisis automático para el maniquí Catphan 504

Xesús Luís González Soto[1] , Juan Castro Novais[1] , Hugo Pérez García[1] , Mª Yolanda Molina López[1]

1) Hospital Universitario Quirónsalud Madrid

Objetivo

Dentro de los protocolos de control de calidad en equipos de tomografía, es estándar el uso de maniquís para la realización de las pruebas de calidad de imagen. Sin embargo, el análisis manual de las imágenes conlleva una serie de inconvenientes como el relativamente largo tiempo que consume y, en los casos en los que se requiere la percepción visual del observador, la potencial discrepancia en los resultados en función del individuo que realice el test. Para tratar de resolver estos problemas, desarrollamos un programa en Matlab (MathWorks) capaz de analizar automáticamente y de forma objetiva el conjunto de imágenes obtenido mediante el examen CT de un maniquí Catphan 504 (The Phantom Laboratory) y proporcionar los resultados correspondientes.

Material y métodos

El Catphan 504 consta de cuatro módulos: Geometría y sensitometría (CTP404), Alta resolución (CTP 528), Bajo contraste (CTP 515) y Uniformidad (CTP 486). En cada uno de ellos existe una serie de objetos diseñados para, a partir de las imágenes resultantes de un estudio tomográfico del maniquí llevado a cabo con un equipo determinado, extraer información acerca de la calidad de imagen que es capaz de proporcionar dicho equipo.

Utilizando el software Matlab desarrollamos un programa que, a partir de un set completo de imágenes axiales del maniquí Catphan 504, es capaz de localizar el corte donde se encuentra cada uno de los módulos y de realizar el análisis de los mismos. Éste consiste para los módulos CTP 404 y 486 en la medida de los valores medios de píxel y desviación estándar para una serie de ROIs emplazadas en determinadas zonas del maniquí, o bien en la medida de distancias entre objetos localizados en el mismo. El código es capaz de posicionar todos estos puntos automáticamente y proporcionar los resultados del test. Para los módulos CTP 528 y 515, que requieren la participación de un observador, el código utiliza un algoritmo objetivo de contaje de objetos, considerando un umbral en el contraste entre líneas y fondo para el módulo 528 y en el producto entre el radio de los objetos y su contraste para el módulo 515.

Adicionalmente, el programa incluye herramientas de visualización de las imágenes, medida de distancias y ROI, además de rutinas para realizar los tests a partir de cortes escogidos manualmente y exportación de los resultados a una hoja de cálculo.

Resultados

Para los tomógrafos existentes en la institución, el programa es capaz de encontrar los cortes en los que se encuentra cada uno de los módulos del maniquí Catphan 504 independientemente del fabricante y tipo de examen. Además, para los módulos CTP 404, 486 y 528 el programa realiza el análisis automático de las

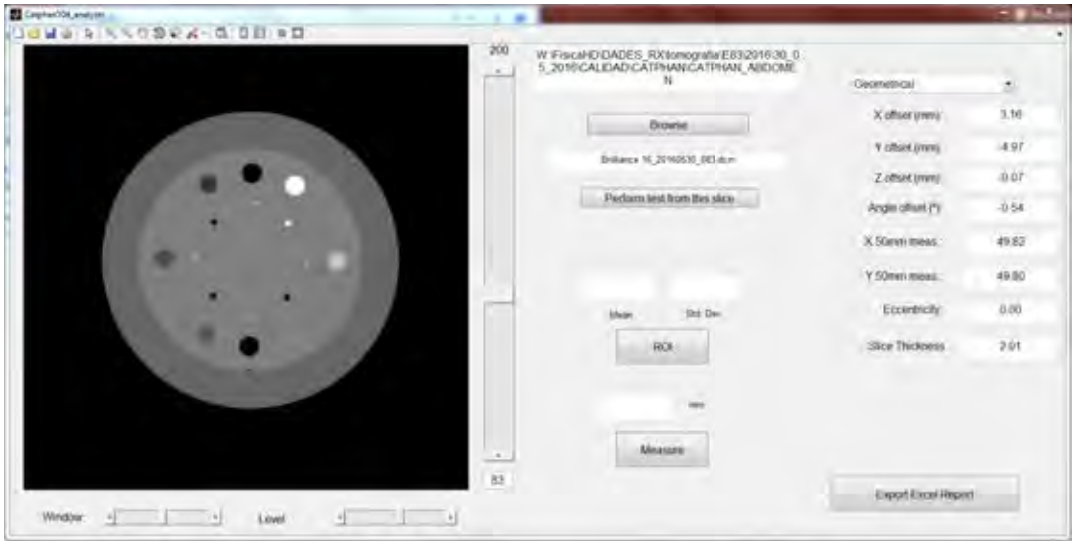
imágenes proporcionando resultados numéricos robustos y coherentes con los obtenidos mediante el análisis manual de las imágenes.

Sin embargo, a pesar de que el programa es capaz de obtener los valores de contraste para cada uno de los objetos para el módulo CTP 515, el algoritmo de contaje de objetos no es capaz de reproducir de manera satisfactoria el número de objetos contados en una inspección visual a partir de estos valores. En próximas versiones del código se trabajará en desarrollar una nueva versión del algoritmo que considere también la relación contraste/ruido e incluya la posibilidad de ajustar los umbrales para reproducir la percepción de cada usuario.

Conclusiones

Se ha desarrollado una herramienta capaz de realizar automáticamente el análisis de las imágenes de un maniquí Catphan 504. Los resultados preliminares son alentadores, siendo capaz el programa de buscar los cortes en los que se encuentra cada uno de los módulos y de extraer la información cuantitativa pertinente.

Los siguientes pasos a tomar son el estudio del desempeño del programa para una cantidad mayor de tomógrafos y ejemplares del maniquí Catphan 504, y el desarrollo de una nueva versión del código que incluya nuevas herramientas y solucione los posibles fallos encontrados.



ID: 01321
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Diseño y fabricación de maniquí de estrella para el cálculo de la MTF en gammacámaras

Jose Domingo Lago Martín[1] , Alejandra Abella Tarazona[2] , Antonio González López[1]

1) Hospital Clínico Virgen de la Arrixaca. Servicio de Radiofisica y Protección Radiológica 2) Hospital Clínico Virgen de la Arrixaca. Servicio de Radiofarmacia

Objetivo

Este trabajo propone un método de cálculo de la DQE en gammacámaras (GC) partiendo de un procedimiento tomado directamente del radiodiagnóstico. Con el uso de un maniquí de estrella fabricado mediante una impresora 3D se calcula la MTF mediante el procedimiento descrito evitando los problemas que presenta el método basado en el maniquí de barra.

Material/Métodos.

Se calcula la MTF para una GC Infinia^{TM} (G.E.). Este modelo cuenta con 59 fotomultiplicadores circulares (53 de 76 mm y 6 de 38 mm) con un espesor de cristal de 3/8". La resolución espacial intrínseca en imagen planar es de 3.8 mm de valor de FWHM lo que nos establece una cota máxima para el cálculo de la MTF. Los colimadores usados son los de alta resolución y baja energía (LEHR) con un valor de fábrica para el FWHM, con el maniquí estándar de barra en contacto con la superficie del colimador, de 7.4 mm.

Se comparan dos métodos:

a. Maniquí de barra

Para el cálculo de la MTF por el método estándar se ha usado un maniquí de barra. El isótopo usado es ^{99m}Tc y se ha seguido el procedimiento recomendado por el *Protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear.* Para mejorar la MTF obtenida, se realiza una corrección por diámetro finito de maniquí.

b. Maniquí de estrella (método propuesto)

El maniquí de estrella se diseña usando modelado paramétrico mediante RhinoCeros® v4.0 (Robert McNeel & Associates) software de diseño por NURBS para ordenador y se fabrica mediante impresión 3D en una impresora 3DObject Alaris 30. El material utilizado es una resina de baja densidad. El modelado paramétrico permite variar los sectores del modelo en función de las resoluciones máximas y mínimas que permita la GC donde será usada. La base del cilindro tiene un espesor de 1 mm de plástico, la menor posible, para minimizar la dispersión. El maniquí fabricado se muestra en la figura 1.

Cada sector hueco del maniquí se rellena con 0.9 ml de agua y una actividad de 12.5 MBq en el laboratorio de Radiofarmacia. Posteriormente el maniquí es sellado con plástico auto adherente.

Se obtiene una imagen con un tiempo de adquisición de 200 segundos a la máxima resolución. La imagen obtenida se procesa según el procedimiento descrito en *Medical Physics, 42(9):5060* para obtener la MTF promedio de todas las direcciones.

Resultados.

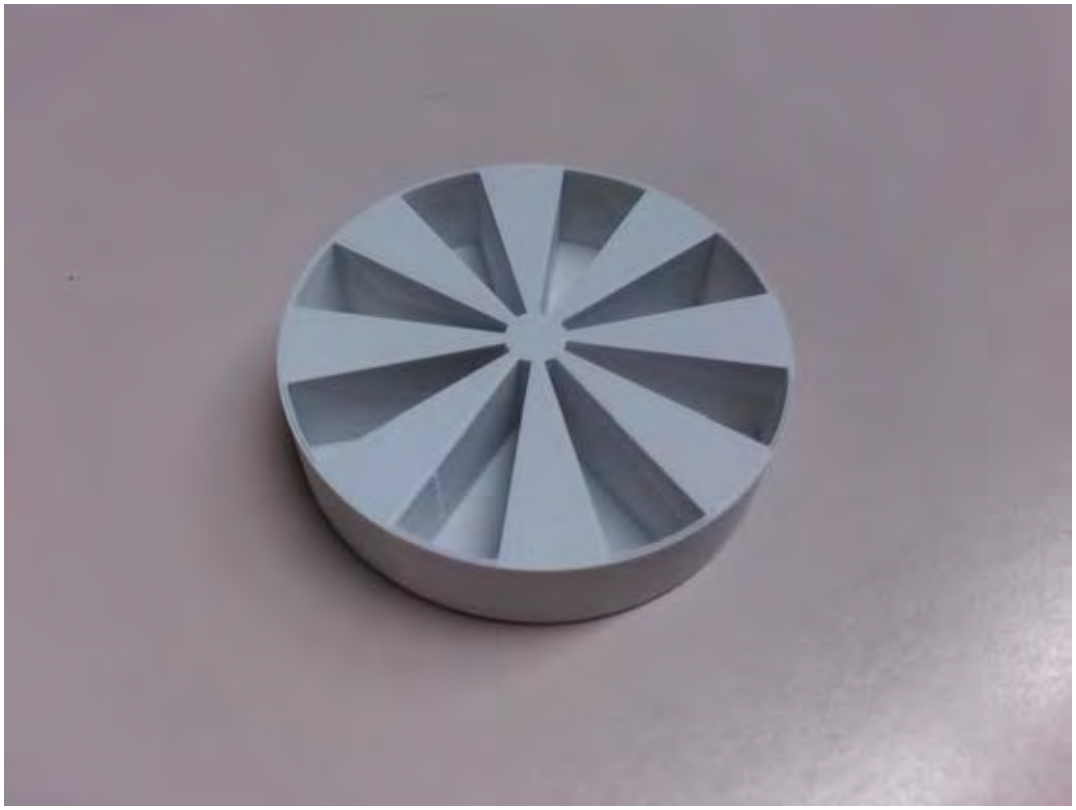
Los valores obtenidos se muestran en la figura 2. Con el método alternativo propuesto hemos obtenido valores de la MTF superiores a los obtenidos con el método tradicional. Este hecho puede indicar que la dispersión introducida por el metal del maniquí de barra lleva a infraestimar la MTF real de la GC. Para confirmar este extremo deberán realizarse simulaciones más precisas.

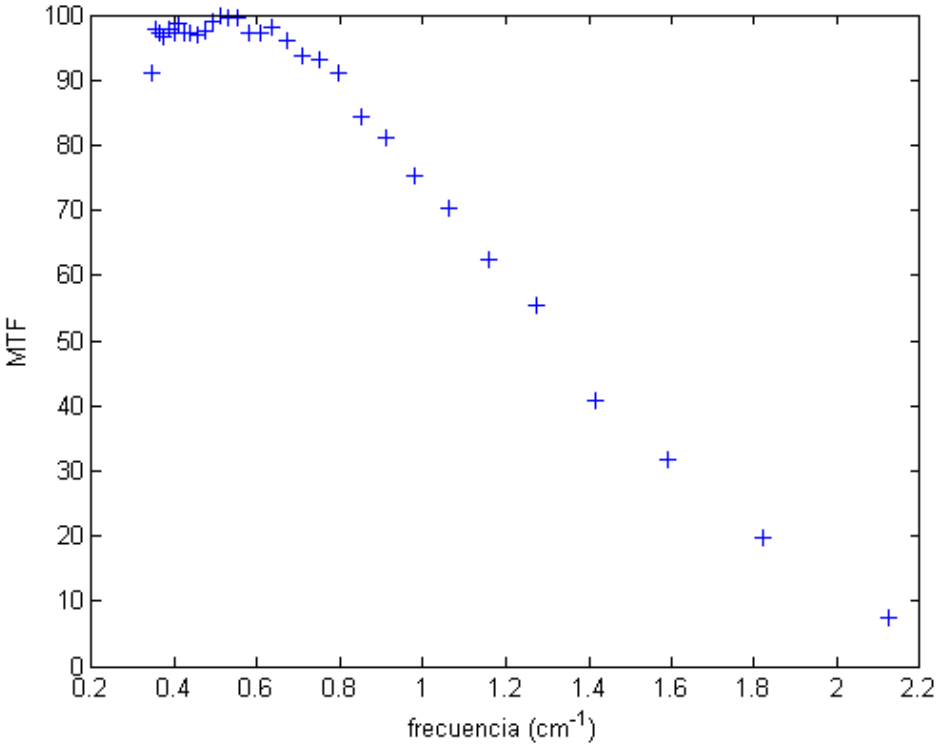
Conclusión

El maniquí junto con el procesado propuesto presenta varias ventajas frente al método tradicional:

- La dispersión por el maniquí plástico es menor que la producida por la barra metálica.
- La MTF se calcula mediante un análisis de Fourier sobre un patrón periódico (maniquí de estrella) por tanto no presenta efectos por tamaño finito de maniquí.
- La MTF obtenida es invariante a rotaciones en la colocación del maniquí en la GC
- Se obtiene una MTF promediada en todas las direcciones aunque el análisis se puede restringir a sectores del maniquí obteniendo MTF en direcciones fijas.
- Las imágenes obtenidas mediante el maniquí de estrella contienen más información sobre las frecuencias espaciales que el maniquí de barra. Esto se traduce en una mejor respuesta a imágenes ruidosas

Este trabajo también pone en valor la utilidad de la combinación de las herramientas de diseño paramétrico con impresión 3D para el diseño y fabricación de maniquíes para control de calidad en medicina nuclear.




MTF
frecuencia (cm-1)
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
1.2
1.4
1.6
1.8
2
2.2

ID: 01032
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: Garantía de calidad y aspectos técnicos

Software para control de calidad semiautomático de tomografía computarizada

Romualdo Reyes Garcia[1] , David Alvarez Mateos[1] , Adérito Barbosa Chaves[1]

1) Clinica Radon, Oncojerez.

INTRODUCCION

El protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico elaborado por la sociedad española de la física médica, sociedad española de protección radiológica y sociedad española de radiología médica recomienda un conjunto de pruebas de imagen para el control de calidad de los equipos de tomografía. Analizar las imágenes obtenidas durante el control y elaborar informes puede llevar mucho tiempo y trabajo al Radiofísico. En el presente trabajo se ha desarrollado un programa que analiza las pruebas TC007, TC009, TC012, TC014. TC015, TC016, TC017 y TC018 de forma semiautomática.

MATERIAL Y METODO

Para la evaluación de las pruebas se usan imágenes de maniquí catphan 503. El modulo 404 (fig 1) tiene un conjunto de insertos que nos permite el análisis. Tomando el centro del maniquí, en el centro del modulo 404, como nuestro origen de coordenadas, la posición de los insertos en coord polares:
$r = r\, e^{i?}$ (1)

Los valores de las coordenadas de los insertos:

$r_{contraste}$ = 5.8cm ; $r_{distancia}$ =3.5cm ; r_{rampa} =3.8cm

$?_{contraste}$ =?/2,?/3,0,5?/3,3?/2,4?/3,?,2?/3
$?_{distancia}$ =?/4,7?/4,5?/4,3?/4
$?_{rampas}$ =?/2,0,3?/2,?

El programa contiene una plantilla de regiones de interes (ROI´s) colocados en el centro de los insertos, rampas y puntos de un maniquí centrado. Ya que el maniquí, durante la adquisición, no se encuentra centrado, es necesario realizar un registro que recoloque los ROI´s en las nuevas posiciones de los insertos.

Nos interesa obtener la traslación y rotación a aplicar a nuestros ROI´s para llevarlos a nuestra adquisición desplazada y rotada. Para ello el usuario marca dos puntos que contiene el maniquí y que son usados para la prueba de resolución espacial (fig 2). Uno superior y otro inferior. Las posiciones, de estos insertos son, respecto del centro del maniquí:

$r_{punto,res}$ = 2cm ; $?_{punto,res}$ = ?2,3?/2

Ya que los puntos están en posiciones opuestas del centro de la imagen, el promedio de sus posiciones debe caer en el centro de la misma. El vector traslación t buscado es, por tanto, la posición promedio de las marcas fiduciales.
$t = r_{punto,res+} + r_{punto,res-}$ (2)

Ya que, en un maniquí centrado durante la adquisición, el ángulo que forman los puntos son 180º, Podemos tomar el ángulo de rotación a aplicar a los ROI´s como el ángulo que forman las marcas, ?, en la imagen menos 180º.
$Ø_{rot} = ? - ?$ (3)
Usando las expresiones (1),(2) y (3) las posiciones de nuestros ROI´s son:

$r_{cent\ roi} = t + r\ e^{i\ (?+Ørot)}$

Situados los ROI´s en sus insertos el programa evalúa las siguientes pruebas de forma automática las pruebas.

Los valores de las coordenadas de los insertos son:

cm ; cm ; cm

El programa contiene una plantilla de regiones de interes (ROI´s) colocados en el centro de los insertos, rampas y puntos de un maniquí perfectamente centrado. Ya que el maniquí, durante la adquisición, no se encuentra perfectamente centrado, es necesario realizar un registro que recoloque los ROI´s en las nuevas posiciones de los insertos.

Nos interesa, por tanto, obtener la traslación y rotación a aplicar a nuestros ROI´s para llevarlos a nuestra adquisición desplazada y rotada.

Para ello el usuario marca dos puntos que contiene el maniquí y que son usados para la prueba de resolución espacial en su version cuantitativa (figura 2). Uno superior y otro inferior. Las posiciones, en coordenadas polares, de estos insertos son, respecto del centro del maniquí:

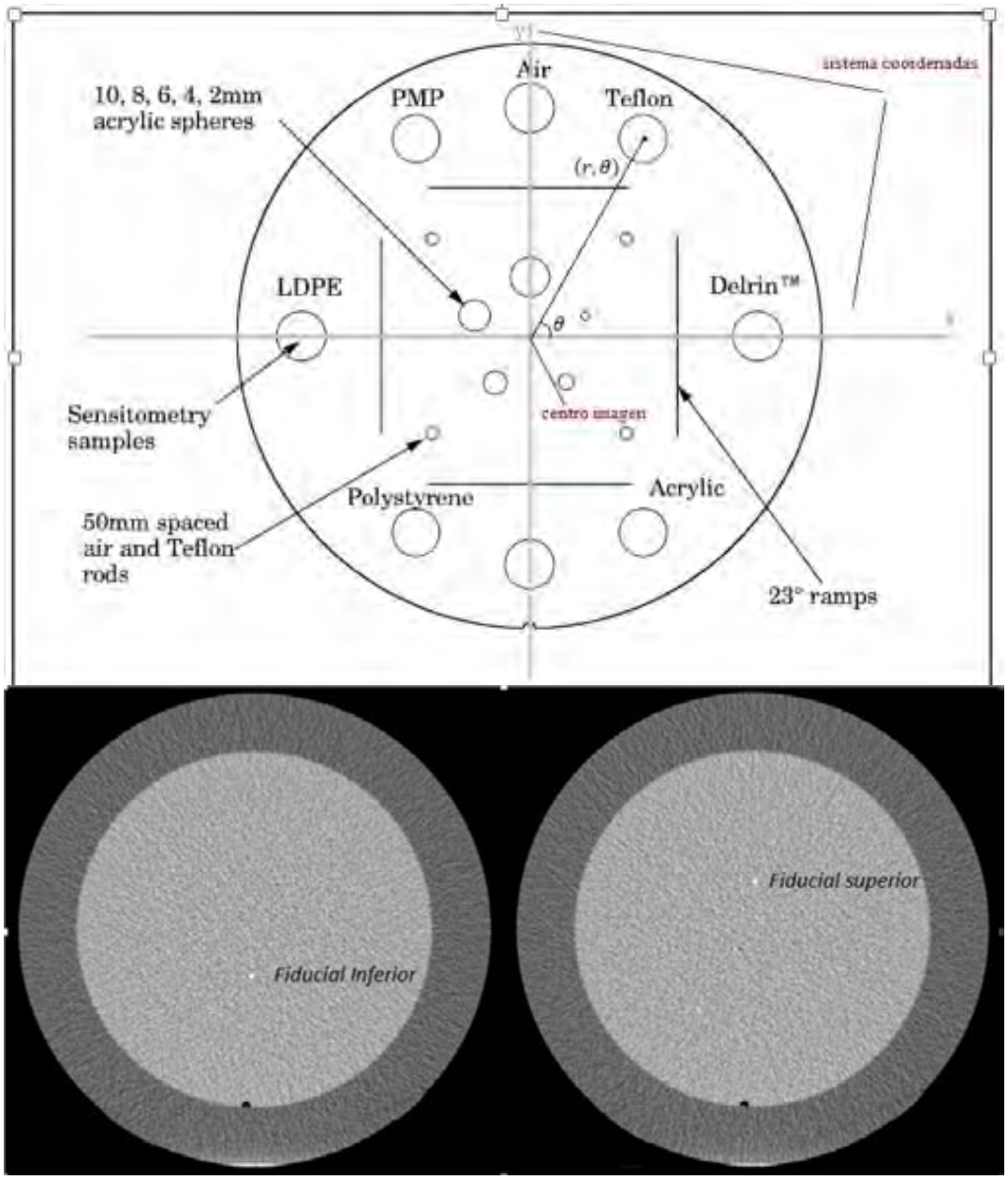
cm ;

figura 2; marcas de catphan que actúan como fiduciales para registro

Ya que los puntos están en posiciones opuestas del centro de la imagen, el promedio de sus posiciones debe caer exactamente en el centro de la misma. El vector traslación buscado es, por tanto, la posición promedio de las marcas fiduciales.

(2)

Ya que, en un maniquí perfectamente centrado durante la adquisición, el ángulo que forman los puntos son 180º, Podemos tomar el ángulo de rotación a aplicar a los ROI´s


sistema coordenadas
Air
10, 8, 6, 4, 2mm
acrylic spheres
PMP
Teflon
(r,θ)
LDPE
Delrin™
θ
Sensitometry
samples
centro imagen
Polystyrene
Acrylic
50mm spaced
air and Teflon
rods
23° ramps
Fiducial Inferior
Fiducial superior

ID: 01269
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

Aplicación de la termografía infrarroja en Pediatría

Olga Benavent[1] , Francisco Núñez[1] , Jose I. Priego[3] , Rosa Cibrián[2] , Rolando González[2] , Rafael SR. Salvador[4] , Irene Jimenez[3] , Rosario Salvador[2]

1) Servicio de Pediatría. Hospital Clínico Universitario de Valencia. Universitat de València. Valencia 2) Unidad de Biofísica y Física Médica. Departamento de Fisiología. Universitat de València. Valencia 3) Grupo de Investigación en Biomecánica Aplicada al Deporte (GIBD). Departamento de Educación Física y Deportiva. Universitat de València. Valencia 4) Universidad Cardenal Herrera CEU. Valencia

1. Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original

La termografía infrarroja, registro mediante cámara termográfica de la distribución de energía térmica emitida por la superficie del cuerpo, es un procedimiento completamente inocuo, rápido y que permite un análisis cualitativo inmediato que puede mostrar la importancia de un hallazgo clínico asociado a una patología que afecta a la vascularización superficial. Se ha descrito su aplicabilidad con éxito en el diagnóstico de diversas patologías que afectan de una forma u otra a la vascularización periférica. No obstante, hay pocos estudios realizados en niños y, además, se carece de estándares de referencia y protocolos claros para el empleo de la técnica en dicha población. Por otro lado, la termografía puede ser un método alternativo a los rayos X para un gran número de enfermedades, evitando la utilización de radiación biológicamente ionizante en estos pacientes pediátricos, que por su edad son más radiosensibles.

2. Material/Métodos

Siguiendo el protocolo estándar de registro de la imagen termográfica en pacientes, adaptado a la población pediátrica, se ha realizado un estudio descriptivo prospectivo en el Hospital Clínico Universitario de Valencia, valorando los pacientes en las diferentes salas de Pediatría, Consultas Externas y Servicios de Urgencias, dentro del Servicio de Pediatría, con los siguientes criterios de inclusión:

- Edad (1-14 años).

- Diagnóstico médico de:

    - Infección/inflamación cutánea.
    - Infección dispositivos externos.
    - Quemaduras.
    - Problemas osteoarticulares.
    - Problemas vasculares (hemangiomas, malformaciones vasculares, trombosis, amputaciones).
    - Varicocele/problemas testiculares.
    - Alergias medicamentosas y reacciones en la piel.

El análisis de las imágenes se ha realizado con el programa ThermaCAM Researcher Pro 2.10, para realizar un análisis de la imagen, determinando variables termográficas, como la temperatura media y área de las regiones de interés (ROIs) y de las correspondientes zonas simétricas.

3. Resultados

La aplicabilidad de la termografía al campo médico se basa en que la piel emite de manera espontánea y continua

radiación infrarroja, cuya distribución corporal es simétrica en un individuo sano, pero esta simetría se ve alterada en un amplio espectro de patologías en las que intervienen procesos de inflamación, infección, alteraciones vasculares, etc., que modifican la homeostasis y, por tanto, pueden causar cambios en el mapa de energía térmica emitida por cada individuo en la zona afectada.

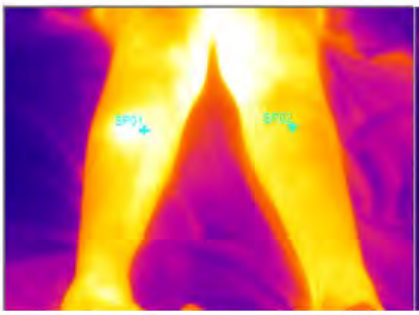
A título de ejemplo, la figura 1 muestra las imágenes termográficas de una niña de 11 años diagnosticada de Osteomielitis Crónica Multifocal Recurrente.

Figura 1. Imágenes termográficas obtenidas en el diagnóstico (izquierda) y a los 15 días (derecha) de una paciente con Osteomielitis Crónica Multifocal Recurrente y tratada con reposo y analgesia con AINES. Parámetros de la termografía: Emisividad: 0.98. Distancia: 1 metro. Temperatura: 24°C. Humedad: 50%. Se muestran los datos de la temperatura de las zonas seleccionadas.

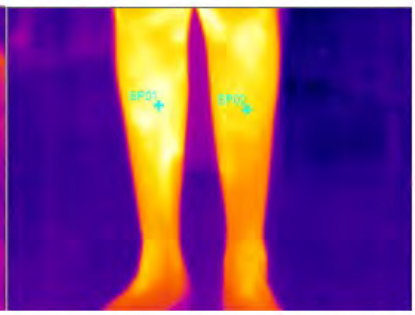
La Termografía infrarroja se utilizó como técnica de apoyo al diagnóstico y al seguimiento de la enfermedad, mostrando aumento de temperatura de la superficie de la piel en tercio medio de la tibia derecha. La primera imagen fue tomada al diagnóstico y la segunda a los 15 días, tras tratamiento con reposo y analgesia con AINES, correlacionándose la imagen con la buena evolución clínica y radiológica de la paciente.

4. Conclusión

La termografía infrarroja resulta de gran utilidad para evaluar a los pacientes pediátricos y puede ser una herramienta de utilización en la clínica diaria, dada su inocuidad, accesibilidad y rapidez para la localización y valoración de la extensión de lesiones.



	T (°C)	Min	Max	Max-Min
Imagen		27,4	36,7	9,4
SPO1	35,6			
SPO2	34,7			



	T (°C)	Min	Max	Max-Min
Imagen		24,7	34,8	10,1
SPO1	34,5			
SPO2	33,8			

ID: 01408
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

Evaluación de toxicidad cutánea mediante flujometría por láser Doppler en radioterapia de cáncer de mama

Luis Brualla-González[1] , Amparo González-Sanchís[2] , Aurora Vicedo González[1] , Jose Carlos Gordo Partearroyo[2] , M Trinidad García Hernández[1] , Domingo Granero Cabañero[1] , Joan Roselló i Ferrando[1]

1) Hospital General Universitario de Valencia_ERESA. Servicio de Radiofísica 2) Hospital General Universitario de Valencia_ERESA. Servicio de Oncología Radioterápica

Objetivo:

El objetivo es determinar de forma cuantitativa la toxicidad cutánea debida a tratamientos de radioterapia en pacientes con cáncer de mama. Para realizarlo se opta por medir el aumento de la perfusión debida a microcirculación sanguínea durante el tratamiento de las pacientes, como factor determinante de la toxicidad ocasionada por la irradiación. Esta medida se efectúa a partir del efecto Doppler de un haz láser que barre punto a punto la superficie de la mama y que es debido al movimiento de las células en los vasos.

Material y métodos:

Se ha utilizado un flujómetro MoorLDI2-IR LDF (Moor Instruments, Devon, UK).

El estudio se ha realizado en 63 pacientes con cáncer de mama tratadas con Radioterapia. Las pacientes han sido irradiadas con 40 Gy en 15 fracciones. El procedimiento consiste en la adquisición de una imagen basal previa al tratamiento, varias imágenes adquiridas durante el tratamiento y también tras la finalización del mismo. Debido a la dependencia del estado en que se encuentra la paciente, por ejemplo de su temperatura o actividad física, cada adquisición se realiza en la mama de tratamiento y en la contralateral para así poder corregir por dichas alteraciones ajenas al tratamiento.

Resultados:

Del análisis de las mediciones realizadas promediadas podemos observar un aumento significativo de la perfusión de la microvascularización de la piel de la mama irradiada que aumenta con la dosis administrada. Sin embargo, en las determinaciones de la mama no tratada, no se detecta un aumento significativo de la perfusión microvascular. En las mediciones realizadas una vez finalizado el tratamiento se detecta una disminución de la microvascularización, con tendencia a la normalización con respecto a los valores basales. En la valoración subjetiva visual realizada el aumento del grado clínico de dermitis se correlaciona con el aumento del flujo vascular cutáneo medido el último día de tratamiento.

Conclusión:

Frente a la valoración tradicional basada en observaciones cualitativas esta metodología proporciona un sistema fiable de cuantificación de la toxicidad cutánea originada por la radioterapia, que puede ayudar a disminuir la morbilidad de la RT al permitirnos establecer, anticipadamente, medidas terapéuticas que mejoren la calidad de vida de las pacientes.

ID: 01112
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

CUANTIFICACIÓN DEL SÍNDROME DE INSUFICIENCIA RESPIRATORIA AGUDA UTILIZANDO TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO POR IMAGEN

Francisco Javier Aragunde Gutiérrez[2] , David Macías Verde[1] , Irene Fernández Tosar[1] , Alba Díaz Martín[1] , Jesús Alonso Hernández[2] , Carlos M. Travieso[2] , Luis Gómez[3] , Jesús Villar[4]

1) Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín. 2) IDeTIC. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. 3) CTIM. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. 4) CIBER de Enfermedades Respiratorias, Instituto de Salud Carlos III. Multidisciplinary Organ Dysfunction Evaluation Research Network. Research Unit, Hospital Universitario Dr. Negrín.

Objetivo:

En el estudio del Síndrome de Insuficiencia Respiratoria Aguda (ARDS, Acute Respiratory Distress Syndrome) y en el control evolutivo de la enfermedad, se precisa disponer de herramientas eficientes que permitan documentar objetivamente el estado de la patología de un paciente. En este trabajo se presentan los resultados preliminares de una herramienta *software* que permite evaluar de forma automática el estado del pulmón a partir de imágenes CT (formato DICOM), asignándole un estimador denominado índice de normalidad pulmonar (LNI), que indica el estado de afectación. El LNI evalúa la capacidad pulmonar invadida, la densidad del parénquima afectado y el porcentaje de pulmón funcional, mediante técnicas avanzadas de procesado de imagen.

Material:

Para la evaluación del sistema se han utilizado 5 estudios de pacientes sanos y 5 de pacientes afectados. Se ha desarrollado una herramienta *software* con interfaz de usuario en MATLAB R2014a. Debido a la dificultad de obtener estudios patológicos, se ha implementado también un sintetizador de imágenes, a partir de estudios de pacientes sanos, capaz de producir estudios de LNI conocido.

Fig. 1. Imágenes CT de los distintos estados.

Método:

La medida LNI toma valores discretos entre 1 y 6, siendo 1 el valor de normalidad y 6 el estadio de mayor severidad. Además, proponemos que la medida se realice de forma automática a partir de un estudio de TAC, en el que se evalúan todos los cortes correspondientes al pulmón. Para automatizar la medida, resulta necesario segmentar el pulmón en los diferentes cortes, en este trabajo hemos evaluado el uso de contornos activos, y aplicar después procedimientos de procesado digital de imágenes. Se describen aquí los pasos a seguir para la generación de cada una de las máscaras.

1. *Filtrado paso bajo*. Reduce el ruido y facilita la binarización de la imagen.
2. *Eliminación de elementos del corte TAC que no son de interés para el estudio.*
3. *Segmentado del pulmón*. En esta fase se ha estudiado las prestaciones de los denominados contornos

activos. Para para su aplicación es necesario definir una silueta. Una primera, rectangular y mayor que el volumen del tórax, que se deforma siendo atraída hacia el contorno del mismo (caja torácica), y otra silueta interna a los pulmones, que se deforma creciendo hacia el perímetro exterior de la pleura (pulmones).

4. *Mejora de la máscara del pulmón*. Se eliminan pequeños defectos en la máscara del pulmón aplicando morfología matemática.

5. *Ventana deslizante para las máscaras obtenidas*. Se realiza un promediado de las máscaras adyacentes para mejorar el proceso de segmentación.

6. *Cálculo del valor de la medida LNI*. Se obtiene un valor para la región superior, media e inferior.

Fig. 2. Detección del tórax y pulmón

Resultados:

La aplicación de medida para todos los estudios de pulmón sanos disponibles presenta valor LNI = 1 (ausencia de patología). Para diversos estudios patológicos se obtienen valores diferentes según la intensidad de afección.

El método de segmentado debe ser optimizado para casos de patologías avanzadas, donde la densidad de las zonas afectadas en los bordes no se detecte adecuadamente.

Conclusión:

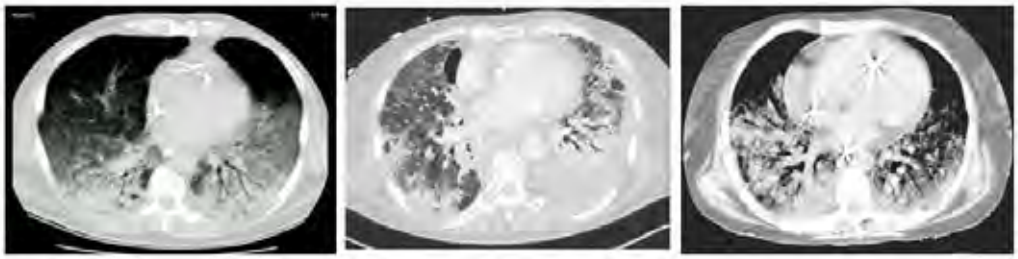
Como aportación clínica se ha desarrollado una herramienta automática capaz de detectar las zonas pulmonares afectadas y medir su categoría de invasión en estudios con patología de ARDS, lo cual suscita interés tanto para el control evolutivo como la documentación clínica del paciente.

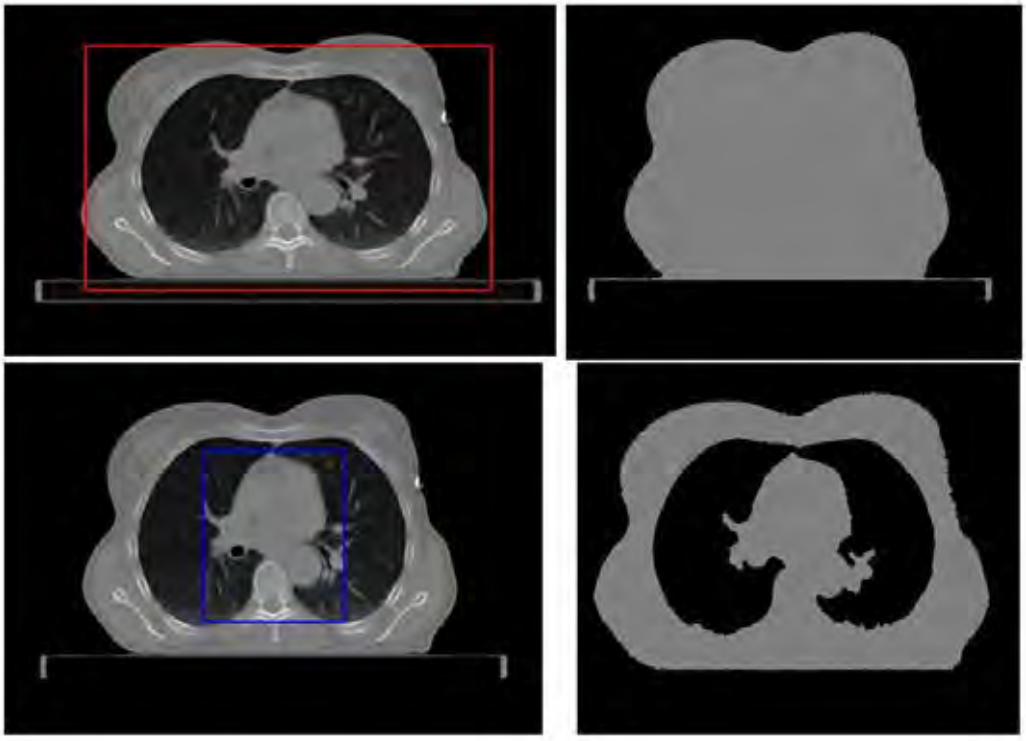
Bibliografía:

Ichikado, K. et al (2012). Fibroproliferative changes on high-resolution CT in the acute respiratory distress syndrome predict mortality and ventilator dependency: a prospective observational cohort study. BMJ open, 2(2).

Van Rikxoort et al. (2013). Automated segmentation of pulmonary structures in thoracic computed tomography scans: a review. Physics in medicine and biology, 58(17), R187.

Chan, T.F. et al (2001). Active contours without edges. IEEE Transactions on image processing, 10(2), 266-277.





ID: 00966
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

ALGORITMO DE REDUCCIÓN DE ARTEFACTOS METÁLICOS (O-MAR) EN RADIOTERAPIA EXTERNA. PACIENTES CON PRÓTESIS BILATERAL

Jacobo Guiu-Souto[1] , Irene Fajardo-Paneque[2] , Pablo Simón-García[1] , Emilio Medina-Jiménez[1] , Javier Mosquera-Sueiro[1] , Ramón Lobato-Busto[1] , Miguel Pombar-Cameán[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela 2) Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela

(1) La tomografía computarizada (TC) constituye el punto de partida para un tratamiento de radioterapia externa. A partir las imágenes de TC se delimitan los volúmenes de tratamiento así como los órganos de riesgo, y a partir de sus unidades Hounsfield (HU) se proporciona la información necesaria para los cálculos de deposición de dosis. Un problema usual en planificación son los artefactos en la imagen que a menudo causan elementos metálicos de alto Z, como es el caso de diferentes prótesis. El porcentaje de pacientes cuyo tratamiento se ve afectado por este tipo de artefactos suele encontrarse entre el 1% y 4% (*Task Group* 63, AAPM). En el presente trabajo se estudia el beneficio de la utilización de un algoritmo de reducción de artefactos metálicos (O-MAR, Philips) sobre una paciente afectada de adenocarcinoma endometrial tipo endometrioide (grado II), con prótesis bilarteral de cadera. Se estudian las diferencias, entre utilizar O-MAR o no, en la delimitación de la región patológica y/o órganos de riesgo, así como, la repercusión de la alteración de las unidades Hounsfield sobre la dosis administrada.

(2) La adquisición del paciente ha sido realizada en un equipo TC (Big Bore, Philips), con 120 kV y modulación de corriente . El algoritmo de reducción de artefactos O-MAR descompone la imagen original en una parte metálica y otra correspondiente a tejido. A partir de los sinogramas correspondientes a sendas imágenes, se determinan las correcciones para la mejora de la imagen original. Para la planificación del tratamiento se utiliza el sistema de planificación Eclipse de Varian. Los volúmenes de tratamiento son el endometrio (PTV1) y las cadenas ganglionares más el tercio superior de la vagina (PTV2). EL tratamiento se realiza en modo secuencial de manera que el PTV2 se preescribe a una dosis de 50 Gy y el PTV1 a 64 Gy. La modalidad de tratamiento utilizada es VMAT para ambas fases, con energía de 15MV. El algoritmo de cálculo de dosis es Anisotropic Analytical Algorithm (AAA).

(3) En la Figura 1 se observan los artefactos producidos por la doble prótesis (CT4), así como, la imagen corregida con O-MAR (CT3). La región artefactada afecta principalmente a la delimitación de los PTVs y la vejiga. Las diferencias en el volumen para estos órganos respecto de la imagen corregida son: -6,5% en vejiga, +4,0 % en PTV2 y +20,8 % en PTV1. En la tabla 1 se representan la diferencias dosimétricas de ambos tratamientos, para ello se comparan los campos de tratamiento calculados para CT4 sobre los volúmenes verdaderos no artefactados (CT3). Los PTVs de ambas reconstrucciones presentan coberturas similares de manera que las diferencias de volumen que presenta el PTV1 contribuyen a una sobredosificación de tejido sano. Así mismo, también existen diferencias significativas en lo referente a órganos de riesgo, véase el caso de intestino o colon, con una diferencia de 12% y 11% en los parámetros V30Gy y V40Gy, respectivamente.

(4) En este estudio se evidencian las posibles repercusiones de utilizar equipos de TC que no dispongan de un algoritmo de reducción de artefactos cuando estén involucrados pacientes con prótesis bilaterales de cadera. Existen dos fuentes principales de error, la primera consistiría en el contorneo de las diferentes estructuras de interés, y la segunda en la utilización imágenes con unidades Hounsfield inapropiadas para el cálculo de dosis.

Órgano	CT3	CT4 sobre CT3
PTV1	V95%=99%	V95%=98%
PTV2	V95%=99%	V95%=98%
Prótesis_D	Dmed=16Gy V50Gy=2% V30Gy= 22%	Dmed= 20Gy V50Gy=11% V30Gy= 37%
Colon	V50Gy=26% V30Gy= 78%	V50Gy=35% V30Gy= 90%
Intestino	V40=76%	V40=66%
Veliga	V60Gy=31%	V60Gy=40%



ID: 01017
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

Diferencias en las UH y calibración entre exploraciones de CT y CBCT de imágenes para radioterapia

María Auxiliadora Carrasco Herrera[1] , María Perucha Ortega[1] , Gema Muñiz Romero[1] , Carlos Baeza Monedero[1] , Gerardo Sánchez Carmona[1] , Florencio Javier Luis Simón[1] , Cristina Santa Marta Pastrana[2]

1) Hospital Virgen del Rocío 2) Universidad Nacional de Educación a Distancia

1. Objetivos

Estudiar las diferencias en las UH que presentan las imágenes obtenidas con un equipo de CBCT frente a un CT, ya que éstas degradan la exactitud del cálculo de dosis en radioterapia. Comparar las curvas de calibración en densidades electrónicas-HU obtenidas para el CT y el CBCT.

1. Material/Métodos

Se ha utilizado un CATPHAN MODELO 504 (cilindro 20 cm de longitud y 20 cm de diámetro), que consta de secciones e insertos de distintas densidades. Se ha utilizado también, un CIRS modelo 062M (sección transversal elíptica de 27 cm de alto y 33 de ancho y una longitud de 5 cm) Para exploraciones de cabeza, se utiliza la parte central desmontable (cilíndrica de 18 cm de diámetro y 5 cm de longitud).Contiene alojamientos interiores y exteriores para insertos, de materiales equivalentes a tejidos humanos.

Las imágenes se han obtenido con un equipo de CT Toshiba Aquilion LB y con un equipo de imagen guiada CBCT (OBI v1.5) instalado en un acelerador Varian DHX. Para el CT, se han utilizado los protocolos usados en la clínica de 3 localizaciones: cabeza y cuello, tórax y abdomen. Para el CBCT, se han utilizado los protocolos estándar del fabricante: Standard dose head (imagen de 25 cm de diámetro y 16 cm de longitud), Low Dose Torax y Pelvis (imagen de 45 cm de diámetro y 15 cm de longitud). Para simular la dispersión del paciente, el maniquí CIRS se ha colocado entre láminas de agua sólida para pelvis y tórax y en la zona del cuello de un maniquí Alderson-Rando para cabeza y cuello.

Las imágenes se han obtenido en las mismas condiciones para ambas exploraciones, posteriormente se ha realizado un registro de ambas. Para el análisis de las UH, para cada maniquí y exploración se han analizado perfiles de las secciones de insertos, y de zonas homogéneas. Para obtener la curva de calibración, se han obtenido los HU medios y desviación estándar relativa de un ROI común a ambas exploraciones.

1. Resultados

Los perfiles para el maniquí CATPHAN, muestran unos valores medios de diferencias de UH entre CT y CBCT < 30 UH, con unas desviaciones estándar máximas< 40 UH. Para tórax y pelvis, se observa una disminución de UH en el CBCT respecto al CT en la periferia, con un máximo alrededor de 90 UH, que no se observa en el protocolo de cabeza. En todos los protocolos, el ruido en la zona homogénea es mayor en la imagen de CBCT (máx. desviación estándar en zona homogénea de 20 UH para cabeza y cuello). Las curvas de calibración obtenidas son similares para todos los protocolos, las diferencias en UH son < 30 UH.

Para el maniquí CIRS, los perfiles para el protocolo de cabeza muestra diferencias similares al CATPHAN, sin embargo, para tórax y pelvis, las diferencias aumentan. Se encuentra una disminución de hasta 500 UH en materiales de alta densidad, y un aumento del valor de UH para materiales de baja densidad de hasta 200 UH (Figura1). Las curvas de calibración son similares para CT y CBCT para el protocolo de cabeza y cuello (máx. 60 UH), sin embargo, para los protocolos de tórax y pelvis las diferencias entre los insertos interiores y exteriores son

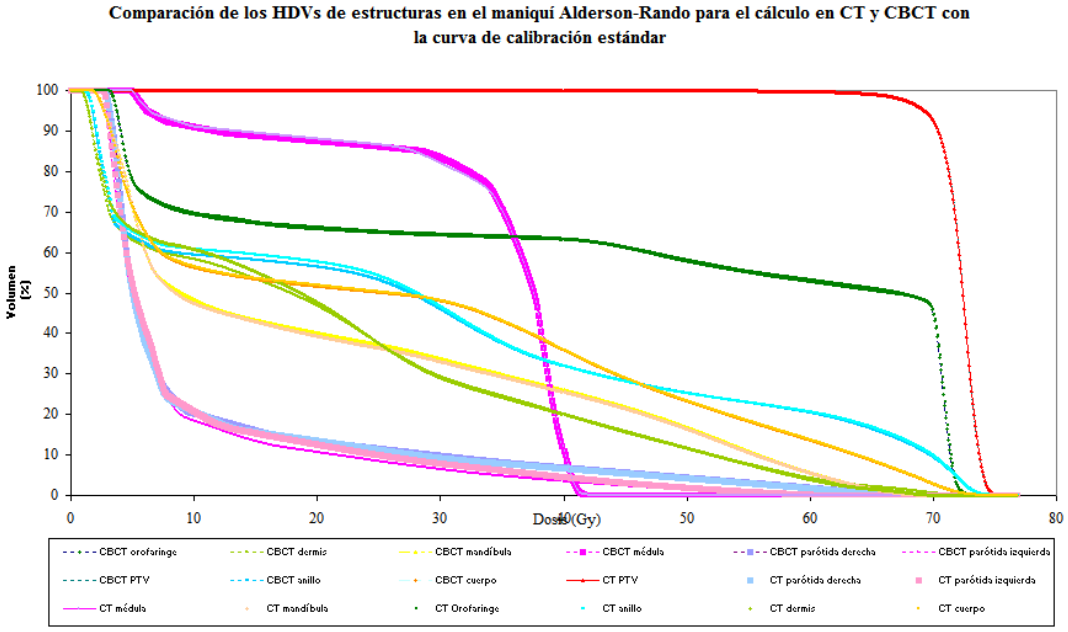
grandes, sobre todo en aire y alta densidad (máx. 200 UH). (Figura2)

1. **Conclusión**

Se encuentra una dependencia fundamental con el tamaño de maniquí analizado, debida a la influencia de la dispersión, mucho mayor que la que pudiera existir debido al protocolo usado.

Para cabeza y cuello, las diferencias obtenidas entre CT y CBCT son pequeñas y la curva de calibración está bien caracterizada en ambos. Todo esto permitiría el uso de las imágenes de CBCT para el cálculo de dosis en adaptativa.

Para tórax y pelvis, la dispersión es mayor, sobre todo en un maniquí grande como el CIRS, provocando un aumento de la diferencia en los perfiles e inconsistencia en los valores de las UH dependiendo de la localización, por lo que no se puede obtener una curva de calibración bien definida, en este caso, el cálculo de dosis en estas imágenes puede presentar una incertidumbre mucho mayor.



Paciente	Gamma 3%-3 mm		
Estructuras	ESTÁNDAR	CATPHAN	CIRS
Paciente 1			
PTV	96.7	96.1	97.1
Médula	92.7	92.3	95.2
Mandíbula	67.2	67.6	66.1
Parótida der	94.7	94.7	93.7
Parótida izq	97.1	94.2	94.2
Paciente 2			
PTV	95.3	96.7	96.7
Médula	95.5	96.1	96.1
Mandíbula	97.7	97.7	97.1
Parótida der	96.5	96.5	97.1
Parótida izq	96.7	96.3	96.3
Paciente 3			
PTV	95.6	97.0	95.1
Médula	96.8	95.5	97.2
Mandíbula	98.9	99.0	99.1
Parótida der	70.1	73.2	66.3
Parótida izq	97.0	97.2	98.1
Paciente 4			
PTV	92.2	92.7	91.2
Médula	92.3	94.1	94.5
Mandíbula	89.9	92.7	90.4
Parótida der	96.4	94.1	95.0
Parótida izq	91.8	92.3	91.8
Paciente 5			
PTV	96.6	96.4	96.6
Médula	96.6	96.7	96.4
Mandíbula	97.0	97.1	97.9
Parótida der	98.4	98.8	96.0
Parótida izq	96.8	97.8	97.4
Promedio	93.5	93.7	93.3
Mediana	96.5	96.1	96.1
Desviación estándar	7.8	7.3	8.4

ID: 01018
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

Cálculo de dosis en imágenes de CBCT para radioterapia con técnica VMAT en cabeza y cuello

María Auxiliadora Carrasco Herrera[1] , Cristina Santa Marta Pastrana[2] , Carlos Baeza Monedero[1] , Gema Muñiz Romero[1] , Gerardo Sánchez Carmona[1] , Florencio Javier Luis Simón[1]

1) Hospital Virgen del Rocío 2) Universidad Nacional de Educación a Distancia

1) Objetivos

Estudiar las diferencias en el cálculo de dosis entre imágenes CT y CBCT para un tratamiento de radioterapia con técnica VMAT de cabeza y cuello. Aplicar los resultados obtenidos al cálculo en pacientes reales.

2) Material y métodos

Para analizar las diferencias de cálculo, se obtuvieron imágenes CBCT de un maniquí antropométrico Alderson RANDO, utilizando el sistema de imagen instalado en un acelerador Varian DXH, On-Board Imager OBI (v.1.5), usando un protocolo de adquisición estándar suministrado por el fabricante: “Standard Dose Head” (100 kV y 2.5 mm de espesor de corte). Las imágenes CT se obtuvieron para el mismo maniquí, en las mismas condiciones de inmovilización, en un equipo Toshiba Aquilion LB con el protocolo de cabeza y cuello usado normalmente (120 kV y 3 mm de espesor de corte). Posteriormente, en las imágenes CT se delimitaron diferentes estructuras correspondientes a órganos de riesgo y un volumen tumoral simulado. Para la definición de todas ellas, se tuvo en cuenta el limitado FOV de las imágenes de CBCT (25 cm de diámetro y 16 cm de longitud). También se incluyeron puntos de referencia a lo largo de cada una de las estructuras. Se registraron ambas series de imágenes utilizando el algoritmo de registro rígido suministrado por Varian (v10), y se transfirieron las estructuras y puntos a las imágenes de CBCT.

Se diseñó un tratamiento utilizando el planificador Eclipse (v.10), con dos arcos completos, calculándolo en las dos series de imágenes. Para las imágenes CT, la curva de calibración que se aplicó fue la estándar utilizada en la clínica; para las del CBCT se utilizaron además, las obtenidas con un maniquí CATPHAN 504 (The Phantom Laboratory) y un maniquí CIRS 062M, sólo sección cabeza, colocado dentro del maniqui Alderson, para simular la dispersión de un paciente.

Se calculó la dosis y los HU en todos los puntos, así como los histogramas dosis volúmenes (HDV) para todas las estructuras de ambas series de imágenes. Para el análisis de histogramas se usó la función gamma con un programa propio.

Por último, se calculó la dosis en 5 series de imágenes CT y CBCT de pacientes, correspondientes a la segunda fase de tratamiento, con una diferencia inferior a 5 días entre ambas adquisiciones, y con volúmenes completos incluidos en el FOV de la imagen CBCT.

3) Resultados

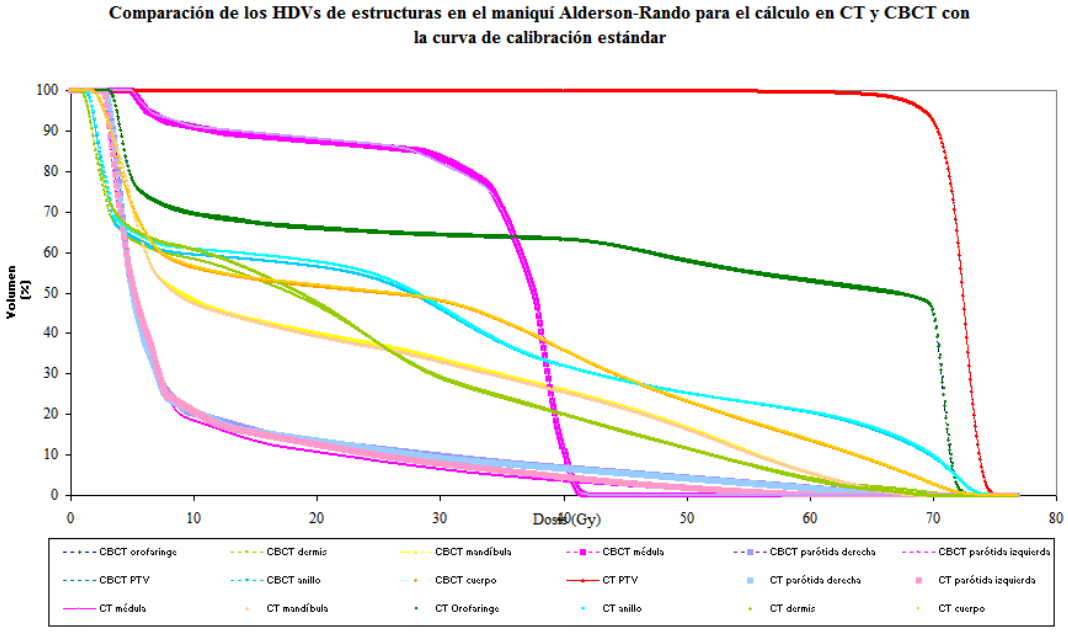
Para todos los puntos analizados, las diferencias en números HU fueron < 50 HU y en dosis < 3% para todas las curvas de calibración del CBCT.

El análisis gamma (2%, 2 mm) de los histogramas (Figura1), para todas las curvas, da un porcentaje de puntos >95% para casi todas las estructuras, excepto piel y dermis, donde el porcentaje baja al >85-90%. La zona que queda fuera es la zona de muy bajas dosis (del orden de unos pocos cGy). La peor gamma (>50%) corresponde a la parótida izquierda, que representa un volumen muy pequeño en una zona de muy alto gradiente. En esta estructura se encontró, además, una diferencia de volumen de 1.8% entre ambas imágenes debido, probablemente, a errores de interpolación.

Los resultados de los histogramas de los pacientes analizados tampoco muestran diferencias apreciables con la curva de calibración utilizada, el porcentaje de gamma (3%,3mm) es diferente dependiendo del paciente y la estructura (Figura2).

4) Conclusión

El cálculo de dosis en un CBCT de cabeza y cuello en nuestros equipos presenta diferencias asumibles para poder realizar radioterapia adaptativa. Las diferencias obtenidas en los histogramas de los pacientes pueden ser debidas a los cambios debidos a los errores de posicionamiento y las limitaciones del registro rígido utilizado. La elección de una curva de calibración específica no conduce a diferencias apreciables en el cálculo (tanto en maniquí como en paciente). Una limitación importante es el limitado FOV del CBCT. Es necesario tener en cuenta posibles errores de interpolación entre ambas series de imágenes, al ser diferentes el tamaño de pixel y el espesor de corte.



Paciente	Gamma 3%-3 mm		
Estructuras	ESTÁNDAR	CATPHAN	CIRS
Paciente 1			
PTV	96.7	96.1	97.1
Médula	92.7	92.3	95.2
Mandíbula	67.2	67.6	66.1
Parótida der	94.7	94.7	93.7
Parótida izq	97.1	94.2	94.2
Paciente 2			
PTV	95.3	96.7	96.7
Médula	95.5	96.1	96.1
Mandíbula	97.7	97.7	97.1
Parótida der	96.5	96.5	97.1
Parótida izq	96.7	96.3	96.3
Paciente 3			
PTV	95.6	97.0	95.1
Médula	96.8	95.5	97.2
Mandíbula	98.9	99.0	99.1
Parótida der	70.1	73.2	66.3
Parótida izq	97.0	97.2	98.1
Paciente 4			
PTV	92.2	92.7	91.2
Médula	92.3	94.1	94.5
Mandíbula	89.9	92.7	90.4
Parótida der	96.4	94.1	95.0
Parótida izq	91.8	92.3	91.8
Paciente 5			
PTV	96.6	96.4	96.6
Médula	96.6	96.7	96.4
Mandíbula	97.0	97.1	97.9
Parótida der	98.4	98.8	96.0
Parótida izq	96.8	97.8	97.4
Promedio	93.5	93.7	93.3
Mediana	96.5	96.1	96.1
Desviación estándar	7.8	7.3	8.4

ID: 01093
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

TC de energía dual y predicción de la respuesta al tratamiento radioterápico en cáncer de pulmón

Víctor González Pérez[1] , Estanislao Arana Fernández de Moya[1] , Julia Cecilia Cruz Mojarrieta[1] , María Barrios Benito[1] , Miguel Jesus Arrarás Martínez[1] , Karol Elizabeth de Aguiar Quevedo[1] , Francisco Blázquez Molina[1] , Albert Bartrés Salido[1] , Valentín Campo Sanmartín[1] , Laura Oliver Cañamás[1] , Cristina Bosó Martínez[1] , Vicente Crispín Contreras[1] , María Luisa Chust Vicente[1] , Leoncio Arribas Alpuente[1] , Juan Carlos Peñalver Cuesta[1]

1) Fundación Insituto Valenciano de Oncología

Objetivo

La Tomografía Computarizada de Energía Dual (TCED) introduce nuevos parámetros cuantitativos para la evaluación clínica más allá del estudio de las Unidades Hounsfield (UH) convencionales. A partir de las proyecciones de dos energías distintas, los algoritmos de reconstrucción de la TCED posibilitan la cuantificación del contraste de yodo absorbido (I_{abs}) y del número atómico efectivo (Z_{ef}) de cada vóxel.

En este estudio se buscarán relaciones de estos parámetros con la supervivencia de pacientes de cáncer de pulmón tratados con radioterapia.

Material y Métodos

Entre septiembre de 2013 y marzo de 2016, ante la sospecha de cáncer de pulmón, se realizó un estudio de TCED con fines diagnósticos a 32 pacientes a los que finalmente se trató con radioterapia. 8 pacientes fueron tratados con radioterapia estereotáctica (rango de dosis 60-70 Gy en 5-10 fracciones); y 24 con radioterapia convencional (dosis 60-70 Gy en 30-35 sesiones). El escáner utilizado fue un Discovery CT 750HD (GE Healthcare, EEUU). A los pacientes se les inyectó un material de contraste yodado (Iomeron 300, Rovi).

Se reconstruyeron con la estación de trabajo ADW4.6 (GE Healthcare, EEUU) los siguientes estudios: el convencional en términos de UH, la captación de yodo I_{abs} cuantificada en mg/cm^3 y el mapa con el número atómico efectivo Z_{ef} de cada vóxel. El volumen de la lesión fue contorneado por un radiólogo de manera semiautomática usando la función de nódulos pulmonares Dexus (GE Healthcare, EEUU).

Se registraron en los estudios de UH, I_{abs} y Z_{ef} los valores mínimos, medios, máximos y la desviación estándar en la lesión. Así, se evaluaron 12 parámetros. Se separó a los pacientes en los grupos que tenían un valor superior e inferior a la media, al percentil 25 y al percentil 75 de cada uno de estas variables y se analizó si las dos ramas presentaban distinta supervivencia global.

Para la realización de los cálculos estadísticos se utilizó el programa SPSS 20 (IBM, EEUU). Mediante el test de

Mantel-Cox, se analizó si las variables diferenciaban de manera estadísticamente significativa ($p < 0.05$) la supervivencia de los dos grupos de pacientes.

Resultados

En la Figura 1 se observa la curva de supervivencia de la muestra global de 32 pacientes. La supervivencia media es de 650 ± 70 días (nivel de confianza N.C. del 95%: 620-880 días).

De todas las variables evaluadas, $(I_{abs})_{máx}$ en la lesión es la única que distingue de manera significativa ($p = 0.021$) los pacientes según su supervivencia global. Estos valores se obtuvieron situando el umbral de $(I_{abs})_{máx}$ en el percentil del 75%: $(I_{abs})_{umbral} = 109.25$ mg/cm^3.

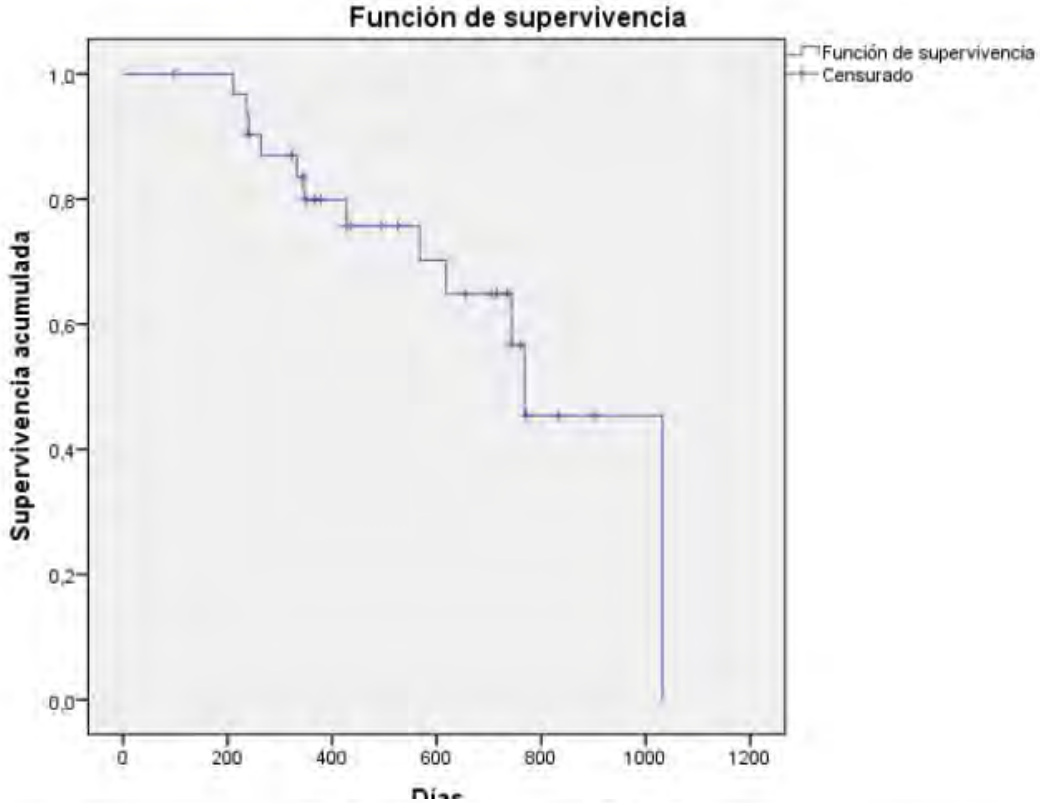
En la Figura 2 se observan las curvas de supervivencia para estos 2 grupos. El grupo de pacientes que presentaban $(I_{abs})_{máx}$ con un valor inferior a $(I_{abs})_{umbral}$ (24 pacientes, 8 fallecidos) posee una supervivencia media de 860 ± 70 días (N.C. 95%: 720-1000 días); mientras que el de $(I_{abs})_{máx}$ con un valor superior a $(I_{abs})_{umbral}$ (8 pacientes, 6 fallecidos) se encuentra en 550 ± 80 días (N.C. 95%: 390-701 días).

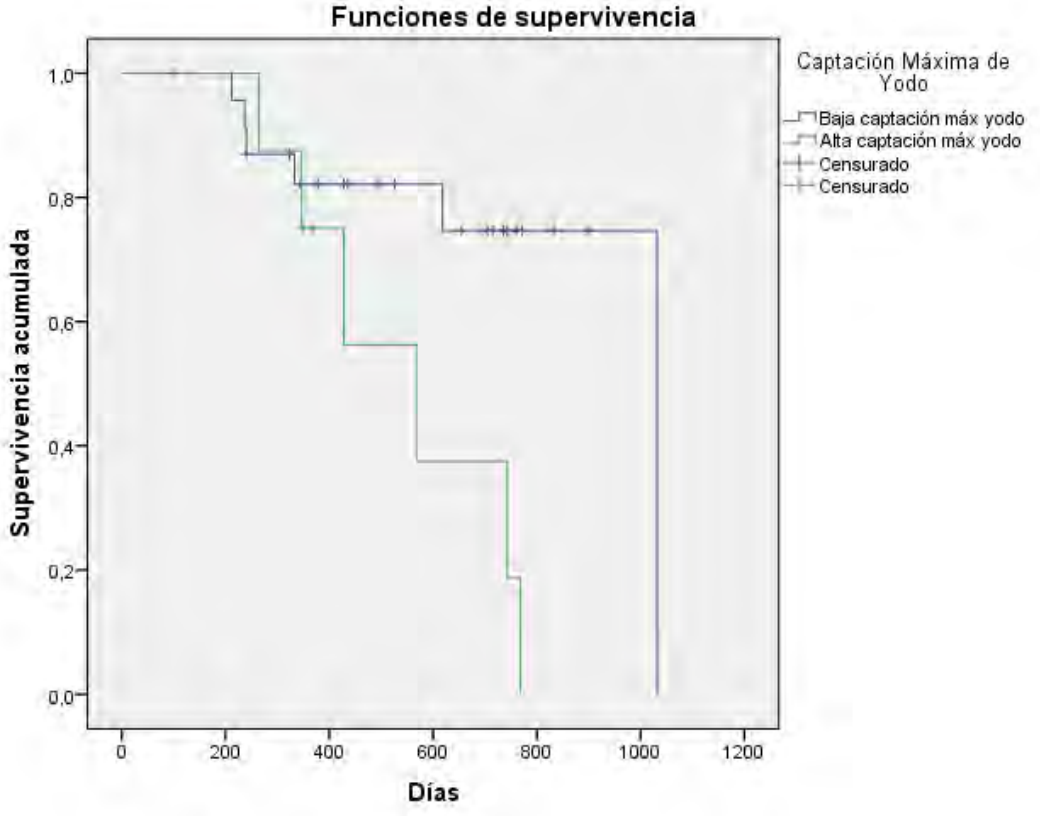
La distinción entre estos dos grupos con distinta supervivencia global no parece ser debida a que presenten distinto riesgo en nuestra muestra. Mediante una prueba de Kruskal-Wallis, se ha verificado que al separar los pacientes por su $(I_{abs})_{máx}$ con el umbral de 109.25 mg/cm^3 el estadío T, N, M no se diferencia significativamente en ambos grupos ($p>0.05$)

Conclusión

En nuestra muestra de pacientes el valor cuantitativo de TCED $(I_{abs})_{máx}$ de la lesión medido en el momento del diagnóstico del cáncer de pulmón predice la respuesta al tratamiento de radioterapia.

La absorción de yodo indica cómo se distribuye el contraste en los capilares sanguíneos. Los tumores presentan una red vascular alterada, ya que el rápido crecimiento de las células crea nuevos capilares que le aportan los nutrientes necesarios. Así, este estudio sugiere que un valor de $(I_{abs})_{máx}$ alto se relaciona con una mayor agresividad tumoral.


Función de supervivencia
Función de supervivencia
Censurado
Supervivencia acumulada
1,0
0,8
0,6
0,4
0,2
0,0
0
200
400
600
800
1000
1200


Funciones de supervivencia
Captación Máxima de Yodo
Baja captación máx yodo
Alta captación máx yodo
Censurado
Censurado
Supervivencia acumulada
1,0
0,8
0,6
0,4
0,2
0,0
0
200
400
600
800
1000
1200
Días

ID: 01195
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

RADIÓMICA: análisis TEST-RETEST y variabilidad de las características en función de los parámetros CT

Roberto Berenguer Serrano[1] , Victoria de la Vara Olivas[1] , Miguel Rivera Jiménez[1] , Ana Teresa Núñez Quintanilla[1] , Maria Victoria Villas Sánchez[1] , Sebastià Sabater Martí[1]

1) 1Servicio de Radioterapia - Hospital General de Albacete

Introducción: La radiómica provee una cuantificación completa de los fenotipos del tumor extrayendo un gran número de características cuantitativas de la imagen CT, MR o PET. Para que esta información obtenida sea aplicada clínicamente, las características de la imagen deben tener una alta reproducibilidad intra e inter máquina. El objetivo de este estudio fue la identificación de las características radiómicas que presentaron una mayor reproducibilidad y las que mostraron ser más robustas frente a cambios de los parámetros técnicos del CT. Este trabajo puede resultar importante para estudios clínicos intercentro en los que establecería la rigidez del protocolo del estudio CT.

Material y Métodos: La realización del estudio constó de 2 partes. La primera consistió en la realización del análisis TEST-RETEST. Para ello se empleó un maniquí antropomórfico al que se le realizaron dos estudios CT idénticos separados temporalmente 1 semana. Sobre el 1º CT se contornearon 5 estructuras anatómicas y posteriormente ambos CTs se registraron rígidamente y se copiaron las estructuras del 1º CT sobre el 2º. A continuación se calcularon 177 características radiómicas de cada una de las 5 estructuras. Estas características fueron las basadas en la intensidad del ROI, forma del ROI, en la matriz de diferencia de intensidad vecina (NIDM), en la matriz de co-ocurrencia de nivel de gris (GLCM) y en la matriz run-length de nivel de gris (GLRLM), que básicamente podemos agrupar en datos de intensidad, de forma y de textura. Para calcular la reproducibilidad de las características radiómicas, se calculó el coeficiente de correlación de concordancia (CCC), el coeficiente de correlación intraclase (ICC) y el rango dinámico (DR). La segunda parte del estudio consistió en evaluar la robustez de las mismas 177 características radiómicas para diversos estudios CTs en lo que se fue modificando uno a uno los parámetros técnicos del CT (se empleó un CT Philips ACQSIM). Los parámetros modificados fueron: el algoritmo de reconstrucción, el KVp, el mA, el FOV, axial vs espiral, el pitch y tamaño de corte. En este caso el parámetro que se calculó para evaluar la robustez de cada característica radiómica fue el coeficiente de variación (CV) y el coeficiente cuartil de dispersión.

Resultados: Respecto al análisis TEST-RETEST observamos que el 91%, el 91.5% y el 73.4% de las características resultaron reproducibles en función del coeficiente considerado CCC, ICC o DR respectivamente. En los 3 casos el valor umbral establecido fue 0.95. Por ejemplo para el caso de DR, el grupo de características que mostró menor reproducibilidad fue el grupo NIDM con un 40% y los más estables resultaron ser los del grupo de intensidad con un 16.4%. Respecto a la variabilidad de las características según los parámetros técnicos del CT, se observó que de manera general las características radiómicas son bastante sensibles a variaciones de la técnica empleada en la adquisición de las imágenes. Es más útil realizar un análisis parámetro a parámetro pero grosso modo se puede decir que el pitch fue claramente el parámetro técnico que menor influencia tiene sobre las características radiómicas (87.5% son insensibles con CV menor del 10%) incluso con variaciones de pitch desde 1 a 3. En el otro extremo encontramos la elección del kVp con sólo un 31.6% de las características que superan el test. Sin embargo, si sólo permitimos variaciones de ± 10 kV, el número de características insensibles aumenta de manera considerable.

Conclusión: Se ha realizado el análisis TEST-RETEST y variabilidad de 177características radiómicas encontrando unos valores de reproducibilidad que deben ser tenidos en cuenta si son utilizados para un estudio

clínico. Este trabajo también concluye la importancia de no modificar en la medida de lo posible los parámetros técnicos del protocolo CT puesto que en algunos casos la reproducibilidad cae de manera muy importante como kVp o el algoritmo de reconstrucción.

ID: 01200
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

COEFICIENTE DE RECUPERACION PARA ESTIMAR EL TAMAÑO REAL DE LESIONES CDT EN IMAGEN PLANAR CON I-131

Raquel Barquero Sanz[1] , Pablo Minguez Gaviña[2] , Daniel Martinez Rodriguez[1] , Luis Nuñez[3]

1) Hospital Clinico Universitario Valladolid 2) Hospital Cruces Baracaldo 3) Hospital Puerta de Hierro

(1) OBJETIVO

La dosimetría individualizada en procedimientos terapéuticos con radiofármacos será de obligado cumplimiento cuando se transponga la directiva europea 59/2013 EURATOM[1] a nuestra legislación.

Los tratamientos de cáncer diferenciado de tiroides con I-131 son muy frecuentes en los servicios de Medicina Nuclear. En la mayoría de los mismos se obtienen imágenes planares con gammacamara y colimador de alta energía. Si se obtienen una serie de imágenes suficientes es factible estimar las dosis absorbidas en el resto tumoral aplicando el documento, consensuado internacionalmente, MIRD pamphlet 16[2]. La ecuación fundamental a aplicar contiene dos factores, la actividad acumulada y la masa en la que se absorbe la dosis. Para determinar con la suficiente precisión ambos es necesario determinar la forma y la masa de la captación, ya que se trata de lesiones pequeñas (remnant) que aparecen magnificadas en la imagen debido a la pobre resolución espacial de la gammacamara en adquisiciones con colimador de alta energía.

El trabajo que se presenta desarrolla un método basado en los coeficientes de recuperación[3] que permiten obtener el tamaño de las captaciones a partir de un análisis sencillo de la imagen planar de las mismas.

(2) MATERIAL Y MÉTODOS

Dada la hipótesis de que las captaciones tienen una concentración de actividad uniforme, se puede obtener una expresión para lesiones esféricas o planares similar a la obtenida en imagen SPECT pero adaptada a superficies, del tipo:

$$CR=S0/Sap$$

Siendo CR el coeficiente de recuperación, S_0 el área real de la lesión y S_{ap} el área aparente obtenida en la imagen de la misma, definida con una ROI lo suficientemente grande para considerar todas las cuentas directas (resolución geométrica), por ejemplo con una diámetro igual al FWTM (ancho completo a la décima parte del máximo) de un perfil central obtenido en la imagen. Para poder definir este perfil, es necesario eliminar los artefactos asociados al colimador procesando previamente la imagen con un filtro adecuado[4].

Se obtienen así unas gráficas con la variación de los RC para diferentes geometrías, tamaños y distancias de maniquíes, bien obtenidos con:

1) Las imágenes adquiridas reales obtenidas con:

a) Maniquí tipo placa Petri de radios 2.5, 4.5 y 7 cm a 10 cm del colimador

b) Fuente puntual (fuente con una pastilla 0.7*0.3, r_{eq}=0.25) a distancias del colimador 1, 2, 4, 10, 20, 26, 30.7, 25 y 40 cm

2) Las imágenes obtenidas mediante simulación Monte Carlo de:

a) Esferas de volúmenes de 10, 20, 30 cm^3 (MCNP)

b) Fuentes planas (Petri) de áreas radios r=0.25, 0.5, 0.75, 1.25, 1.5, 2.0 a 10 cm del colimador (SIMIND)

Una vez determinadas las gráficas de variación de los CR, será posible determinar el tamaño real S_0 de cada captación obteniendo la correspondiente ROI en la imagen clínica del paciente, y aplicando la ecuación de arriba al área de la misma S_{ap}.

(3) RESULTADOS

Se adjuntan las gráficas 1a) y 2b)

(4) CONCLUSION

Se ha desarrollado un método fácilmente aplicable a las imágenes planares obtenidas tras la administración de ^{131}I en tratamientos de CDT, capaz de estimar la masa de tumor suponiendo una distribución uniforme de la captación de ^{131}I.

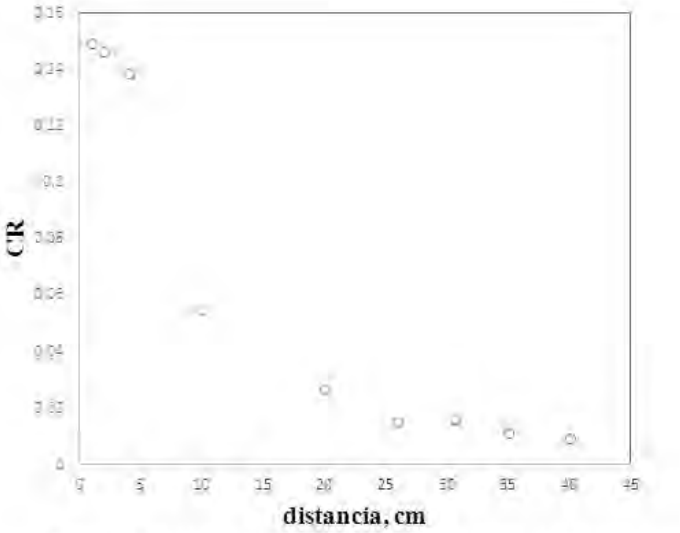


Figura 1: Coeficientes de recuperación para fuente puntual a diferentes distancias del colimador, calculados en imágenes adquiridas a partir del área definida con FWHM

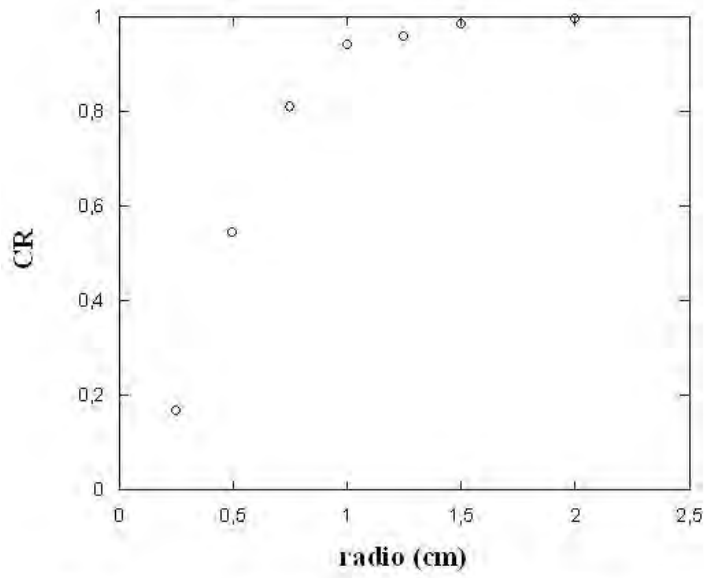


Figura 2: Coeficientes de recuperación para fuente plana de diferentes radio a distancia fija del colimador de 10 cm, calculados en imágenes simuladas partir del método adaptado de la referencia 3

ID: 01227
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

Estudio de las variaciones en los índices de textura en PET bajo un algoritmo de reconstrucción penalizado

Gabriel Reynés-Llompart[1] , Jose Padilla-Peinado[2] , Cristina Gámez-Cenzano[1] , Josep M. Martí-Climent[3]

1) Unidad PET-Medicina Nuclear. IDI. Hospital U. de Bellvitge, L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona, España 2) Servicio de física médica y PR. Institut Català d'Oncologia, L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona, España 3) Medicina Nuclear. Clínica Universidad de Navarra, Pamplona, España

Introducción

El análisis de texturas sobre imagen PET consiste en un conjunto de herramientas matemáticas de post-procesado para la evaluación de la heterogeneidad en una zona determinada. Pese al interés reciente que suscita el análisis de texturas, todavía falta consenso para definir los parámetros que influyen sobre estas.

Así, GE Healthcare introdujo recientemente un algoritmo de reconstrucción iterativa en PET basado en una penalización de la verosimilitud, de nombre comercial Q.Clear. La penalización está controlada por un factor ?, que es la única entrada posible del usuario. Esta penalización actúa como una filtración selectiva, promoviendo una mayor definición de las posibles lesiones, a la vez que aumentando la exactitud de la cuantificación.

El presente trabajo tiene como objetivo estudiar las propiedades de una serie de valores de texturas bajo la influencia del parámetro ? en la reconstrucción con Q.Clear.

Métodos

Se ha usado un maniquí NEMA Body IEC de control de calidad de imagen. Las seis esferas se rellenaron con un ratio de 8:1 con respecto al fondo y una concentración de actividad aproximada de 5.4 kBq/mL del fondo. La adquisición se realizó en un PET/CT Discovery IQ de 5 anillos. El maniquí se posicionó con todas las esferas alineadas dentro del mismo plano transaxial en el centro del FOV. Se realizó una adquisición de 350 s en una posición de camilla. En la reconstrucción se usaron valores ? de 50 a 500 en intervalos de 50.

La segmentación de los volúmenes de interés (VOI) de las esferas se realizó a partir de un umbral del 40% del SUVmax y una ? de 350. Para conocer el efecto en la delimitación del volumen, en la esfera mayor también se estudiaron umbrales del 20 al 70% en intervalos de 10%.

Para cada VOI se analizaron los valores de SUVmax, SUVmean y SUVstd respectivamente.

El análisis de las texturas se realizó con el software LifeEx (www.lifex-software.org), usando un remuestreo de 64 valores entre 0 y 20 unidades de SUV. A partir de la matriz de co-ocurrencia se calcularon los parámetros de segundo orden de Homogeneidad y Entropía. Sobre la matriz de Gray-Level Run Length se calcularon el Long-run emphasis (LRE) y el Short-Run Emphasis (SRE). Sobre la matriz de Gray-Level Zone Length Matrix se calcularon el Low Gray-level Zone Emphasis (LGZE) y el High Gray-level Zone Emphasis (HGZE).

Resultados

Usando un umbral del 40%, el error relativo en la medida del volumen de las esferas de 37, 28, 22, 17, 13 y 10 mm fue 1.3, -4.9, 18.0, 23.8, 0.3 y 120 % respectivamente.

Con este umbral, el SUVmax y el SUVmean disminuyen a medida que el parámetro ? aumenta, siendo esta caída más pronunciada al disminuir el tamaño de la esfera.

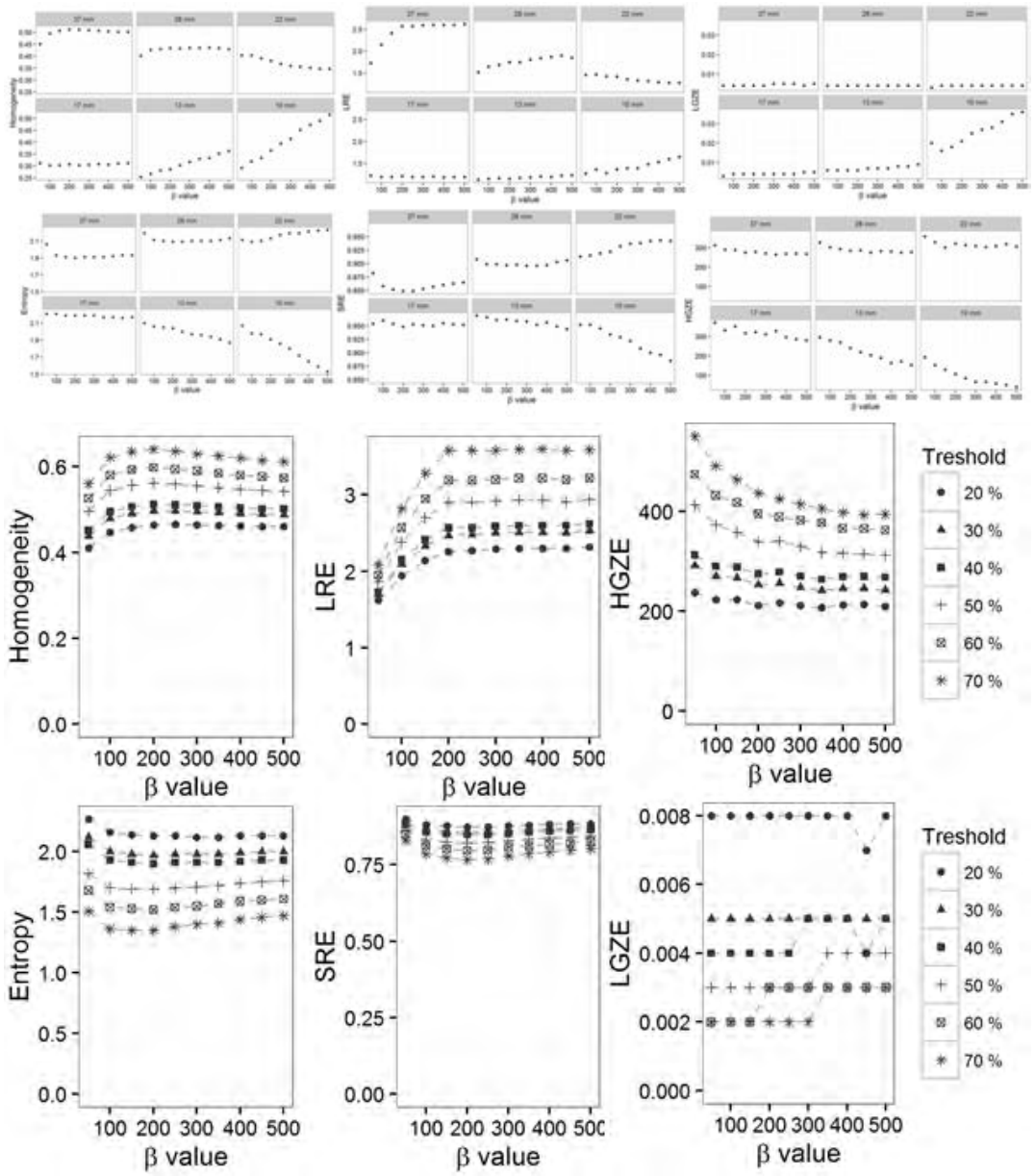
Fijando el umbral de las VOIs de las esferas en el 40%, las esferas más sensibles al cambio del parámetro beta son las más pequeñas. Si se consideran el conjunto de las 6 esferas a la vez, el comportamiento de las texturas

frente al parámetro beta presenta dos patrones, por un lado están Homogeneidad, LRE y LGZE y por otro Entropía, SER y HGZE. Para las tres primeras el índice de la textura aumenta, mientras que para las tres últimas el índice disminuye. Para las otras esferas las texturas son bastante constantes respecto a beta, salvo para valores de beta menores de 200.

Esta misma tendencia se sigue manteniendo al variar los valores de umbral en la esfera mayor. Para los índices de homogeneidad, LRE y HGZE el valor disminuye para umbrales bajos, mientras que para las otras texturas los valores son menores para umbrales altos. Al ir reduciendo el umbral de segmentación, las variaciones relativas en los parámetros de textura al variar la beta se reducen.

Conclusión

El algoritmo Q.Clear actúa haciendo un filtrado selectivo y modificando el contraste de las lesiones con el fondo, pudiendo modificar de forma brusca los índices de texturas en función del parámetro ?; por ello es un parámetro importante la estandarizar en caso de estudios multicéntricos.



ID: 01284
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

Protocolo para TC de energía dual para pacientes de cáncer de próstata con prótesis metálicas.

VALENTÍN CAMPO SAN MARTÍN[1] , VÍCTOR GONZÁLEZ PÉREZ[1] , LAURA OLIVER CAÑAMAS[1] , CRISTINA BOSÓ MARTíNEZ[1] , CARMEN GUARDINO DE LA FLOR[1] , VÍCTOR DE LOS DOLORES ALEMANY[1] , ESTANISLAO ARANA FERNANDEZ[1] , VICENTE CRISPÍN CONTRERAS[1]

1) FUNDACION INSTITUTO VALENCIANO DE ONCOLOGÍA

Objetivo:

La aparición de la nueva generación de tomografía computarizada de energía dual (TCED) y el desarrollo de los algoritmos de reconstrucción de imagen han aportado nuevas herramientas en el ámbito de radioterapia para eliminar artefactos en la imagen de TC para pacientes con cáncer de próstata que lleven prótesis de cadera.

En este trabajo presentamos nuestro protocolo para la toma de imágenes de estos pacientes. En él, se realizan dos reconstrucciones a diferente energía monocromática: una a baja energía para incrementar el contraste próstata-tejidos con el fin de contornear el GTV; y otro a altas energías ya que minimizan los artefactos producidos por el metal.

Presentamos el procedimiento seguido para calcular la energía monocromática óptima en que se visualiza mejor la próstata.

Material/Métodos:

Se evaluaron 3 estudios de TCED de pacientes con cáncer de próstata. Los exámenes de TCED fueron realizados con un escáner Discovery CT 750 HD (GE Healthcare, EEUU) y para la reducción de los artefactos en la imagen se usó el algoritmo Metal Artefact Reduction Software (MARS). Las imágenes fueron transferidas a la estación de trabajo (AW 2.0, GE Healthcare, EEUU) y para el análisis se utilizó el software GSI Viewer (GE Healtcare, EEUU).

Para obtener la energía óptima con la que reconstruir las imágenes de próstata, estudiamos la relación contraste-ruido dependiente de la energía. Con la ayuda de un radiólogo se contornearon 5 estructuras dentro de la próstata y otros contornos en estructuras cercanas. Las estructuras elegidas para contornear dentro de la próstata fueron el lóbulo medio (2), ápex prostático (2) y la base prostática; y cercanas a la próstata fueron la pared rectal, músculo interno obturador, músculo esfínter externo, vesículas seminales y cuerpos cavernosos. Se seleccionaron por pares estructuras prostáticas y circundantes, y para cada par de ellas se estudió la energía reconstruida virtual a la que se maximizaba el contraste.

Resultados:

En la figura 1 se muestra el valor de la relación contraste ruido (RCR) vs energía cogiendo el par de ROIs lóbulo medio - pared rectal. El valor óptimo de RCR para poder distinguir ambas estructuras en la imagen reconstruida fue de 73 keV.

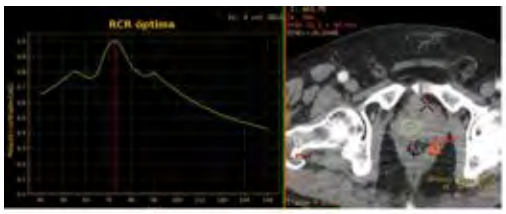
Considerando todos los pares de ROIs, el valor medio de energía para obtener imágenes reconstruidas con el mejor valor de RCR es de 49 keV. Por tanto, se eligió en nuestro protocolo un estudio virtual de energía monocromática de 49 keV para el contorneo.

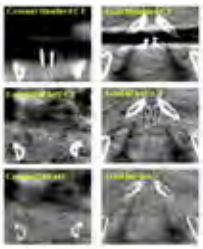
Para reducir artefactos, se utilizó una energía monocromática de 140 keV con el algoritmo MARS. Este estudio se exportó al sistema de planificación en términos de unidades Hounsfield (UH), como imágenes DICOM estándar. La densidad electrónica vs HU para la curva de 140 keV fue obtenida mediante el maniquí CIRS modelo 062 (CIRS Inc., USA), el cálculo de dosis se obtuvo realizando una imagen al citado maniquí, al cual se le insertó un pequeño artefacto metálico respecto a la imagen inicial.

La figura 2 muestra imágenes con diferentes energías monocromáticas obtenidas con un TCED para un paciente con una prótesis metálica bilateral: (A) TC estándar, (B) TC monocromática de 49 keV y (C) TC monocromática de 140 keV.

Conclusiones:

Los estudios con TCED, reconstruidos a 49 keV mejoran el contraste de la próstata y los realizados a 140 keV reducen los artefactos metálicos en la imagen para pacientes con prótesis metálicas de cadera.


RCR óptima



ID: 01323
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

SIMULACION DE IMAGENES DE GAMMAGRAFIA PLANAR MEDIANTE MONTE CARLO CON MCNP

Daniel Maartinez Rodriguez[1] , Raquel Barquero Sanz[1] , Luis Nuñez[2]

1) Hospital Clinico Universitario Valladolid 2) Hospital Puerta de Hierro madrid

(1) OBJETIVO

Los cálculos de dosis absorbida con radiofármacos se basan en modelos de bio-distribución (farmacocinética) y en procedimientos de adquisición y cuantificación de la actividad captada por el paciente. La cuantificación de ^{131}I en imagen planar en los estudios con gamma cámara (GC) y colimador alta energía con ventana del 20% centrada en el pico de 364 keV es particularmente difícil. Esto se debe a que el ^{131}I tiene tres energías importantes de emisión 364, 637 y 723 keV, por lo que se introducen eventos procedentes de penetración y de interacción Compton de los fotones de alta energía con el colimador, estropeando la imagen que resulta borrosa, de bajo contraste y muy poca resolución espacial. Para poder mejorar la cuantificación en esta imagen, se ha desarrollado una aplicación de Monte Carlo dedicada a la imagen nuclear planar basada en el código Monte Carlo MCNPX, capaz de simular el comportamiento de la gamma camara en estudios de I^{131}, que permita visualizar las imágenes simuladas y comparar las mismas con las reales adquiridas en la misma en términos cualitativos y cuantitativos como la resolución espacial.

(2) MATERIAL Y MÉTODOS

GC

Se modela una GC SIEMENS e-cam dotada de colimador HEGP adquiriendo una imágen planar de una fuente plana de 0.7 cm de diámetro colocada a 26 cm del colimador. Este, de plomo (densidad de 11.34 g/cm^3), se simula con los valores reales de los parámetros que lo definen, en altura y en los hexágonos que constituyen sus agujeros. El cristal se simula como INa de densidad 3.67 g/cm^3.

VISUALIZACION DE LA IMAGEN

Para poder obtener la imagen simulada con MCNPX[1] se utiliza el comando MESH que definen una red cuyas celdas de tamaño (p*p*h) se definen en 11 ortoedros, cuadrados en su cara grande con tamaños de pixel igual al de la matriz de adquisición (p) y rectangulares en su cara perpendicular a la anterior, con tamaños de p*h, donde h es igual a la décima parte del espesor del cristal (3/8”), es decir, h= 0.09. El estimador que se utiliza (tally) es la fluencia media de fotones, de energía dentro de los límites definidos en la ventana de adquisición, que alcanzan cada celda de la red.

El programa se ejecuta en un equipo in a PC Pentium i7 3 GHz and 4GB RAM.

Una vez obtenidos todos los valores de fluencia de fotones en cada celda de la matriz ortoedro se recuperan en un archivo “excel” en formato “csv” y se importan como matriz en texto (“text image”) a ImageJ, almacenando la misma como imagen *.jpg.

Para poder estimar la resolución espacial como el ancho a mitad de altura del máximo, (FWHM) tanto en la imagen simulada con MCNPX como en la adquirida en realidad, se utiliza un filtro supresor de los artefactos del colimador[2].

(3) RESULTADOS

En la figura 1 puede verse una comparación entre la imagen simulada con MCNPX transportando 100 millones de partículas en un tiempo de ejecución de 139 minutos (arriba) y la imagen adquirida en 600 segundos (debajo).

Puede verse muy buena concordancia entre las imágenes experimental y calculada. Son visibles las seis direcciones preferentes de los septos.

Se determinan los perfiles obtenidos en las dos direcciones posibles, cruzando la parte plana de los septo (x) y cruzando los bordes de los mismos (y). Pueden diferenciarse claramente los agujeros del colimador. Una vez aplicado el filtro es posible determinar el FWHM para comparar los valores en la imagen simulada y medida, respectivamente, 2.3 y 2.1 cm (x) y 2.6 y 1.8 cm (y). En la figura 2 se muestran los resultados correspondientes a la dirección x.

(4) CONCLUSIONES

La posibilidad de predecir la imagen adquirida con gammacamara mediante simulación Monte Carlo en tiempos de ejecución razonables abre un abanico de aplicaciones de gran utilidad clínica. Por ejemplo será posible predecir, ya no solo el valor real de la actividad captada, sino también la forma y dimensiones reales de la lesión o captación, permitiendo estimar el tamaño y la masa de la misma con precisión.

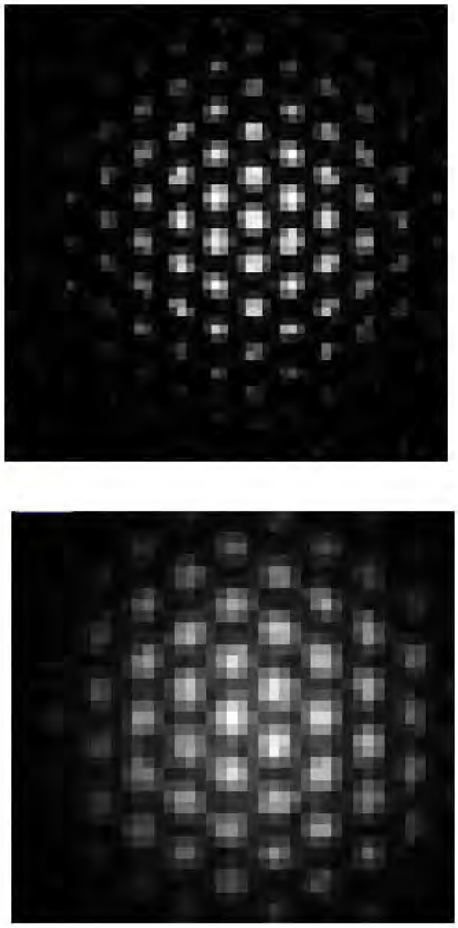


Figura 1: Imagenes de una fuente plana de 0.7 cm de diámetro de 131I colocada a 26 cm del colimador HEGP de una gammacamara SIEMENS e-cam. (Arriba) imagen simulada con MCNPX y ventana del 20 en 139 minutos. (Debajo) Imagen adquirida en 10 minutos.

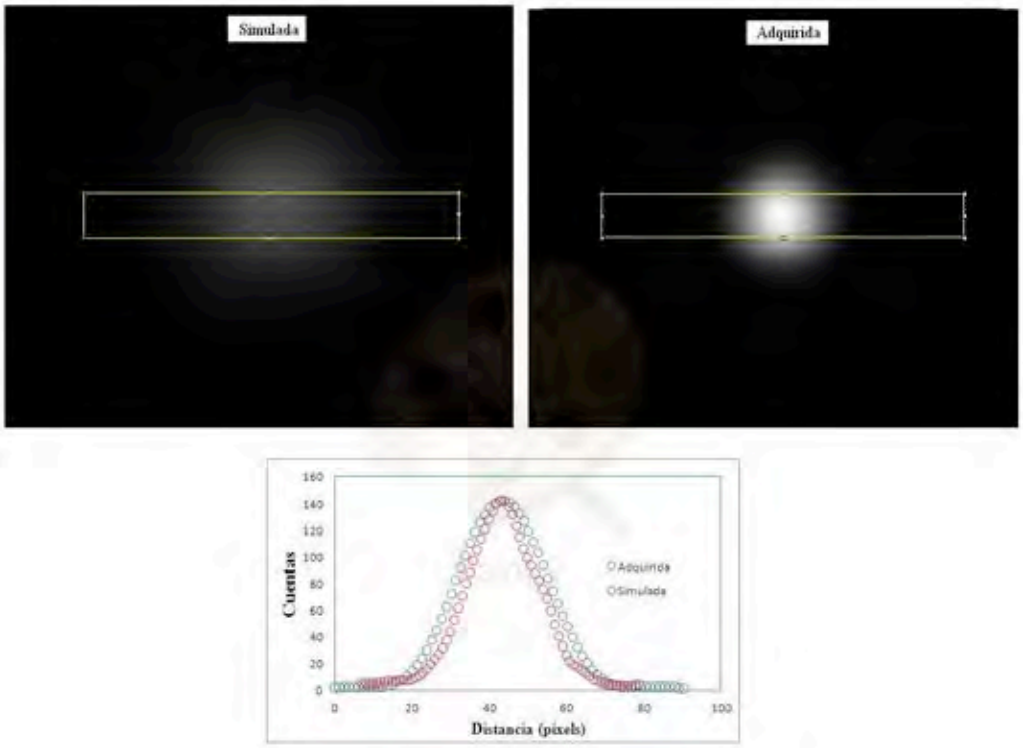


Figura 2: Obtención de los perfiles centrales simulado y adquirido en las imágenes filtradas de la Figura 1.

ID: 01388
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

Influencia del posicionamiento del paciente en tomografías cerebrales adquiridas con un colimador fan beam

Virginia Álvarez[1] , Alfredo Montes[1] , Carmen Escalada[1]

1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Objetivo

El fan beam es un tipo de colimador construido con sus agujeros focalizados en un eje paralelo al de rotación de la gammacámara, esta disposición aporta dos cualidades importantes respecto de los de agujeros paralelos: la magnificación de los objetos y el aumento de la sensibilidad para fuentes situadas cerca del eje. Estas características lo hacen especialmente interesante para el estudio de órganos pequeños con simetría axial, por lo que es de uso frecuente en pruebas cerebrales.

Sin embargo, esta geometría tiene otras consecuencias que pueden resultar menos favorables: tanto la resolución como la sensibilidad no solo varían con la distancia a la superficie del colimador, sino también con la proyección en el eje X. En la práctica clínica ambos aspectos dependen fundamentalmente de la colocación del paciente y no siempre es fácil optimizar esta condición.

En este trabajo se analizado el impacto del posicionamiento del paciente en la obtención de imágenes diagnósticas con un colimador fan beam.

Material y método

Se ha dispuesto de un maniquí de cerebro Hoffman 2D multicompartimento, rellenado con una disolución de Tc99m para simular una distribución anatómica.

Posteriormente se han adquirido distintos estudios SPECT con una gammacámara Infinia Hawkeye de General Electric, variando los siguientes parámetros: centrado del maniquí respecto del eje de rotación, radio de giro y número de cuentas. También se ha realizado una adquisición planar del maniquí como referencia para comparar la distribución real con las reconstruidas.

En una estación Xeleris de General Electric se han reconstruido las adquisiciones con distintos métodos y filtros, hasta determinar la combinación que proporciona la mejor imagen, en comparación con la de referencia. Los parámetros elegidos se han usado para la reconstrucción definitiva de los estudios (fig 1).

Las imágenes reconstruidas se han comparado con la de referencia de forma cualitativa y cuantitativamente, mediante la función gamma relativa 3%/3mm implementada por el programa OmniPro I\'mRT (fig 2).

Como era de esperar, la mejor imagen se obtiene con el maniquí centrado en el eje de rotación y la definición empeora conforme se aumenta el desplazamiento respecto de la posición óptima. Dentro de la imagen, la degradación es mayor para las estructuras más alejadas del centro.

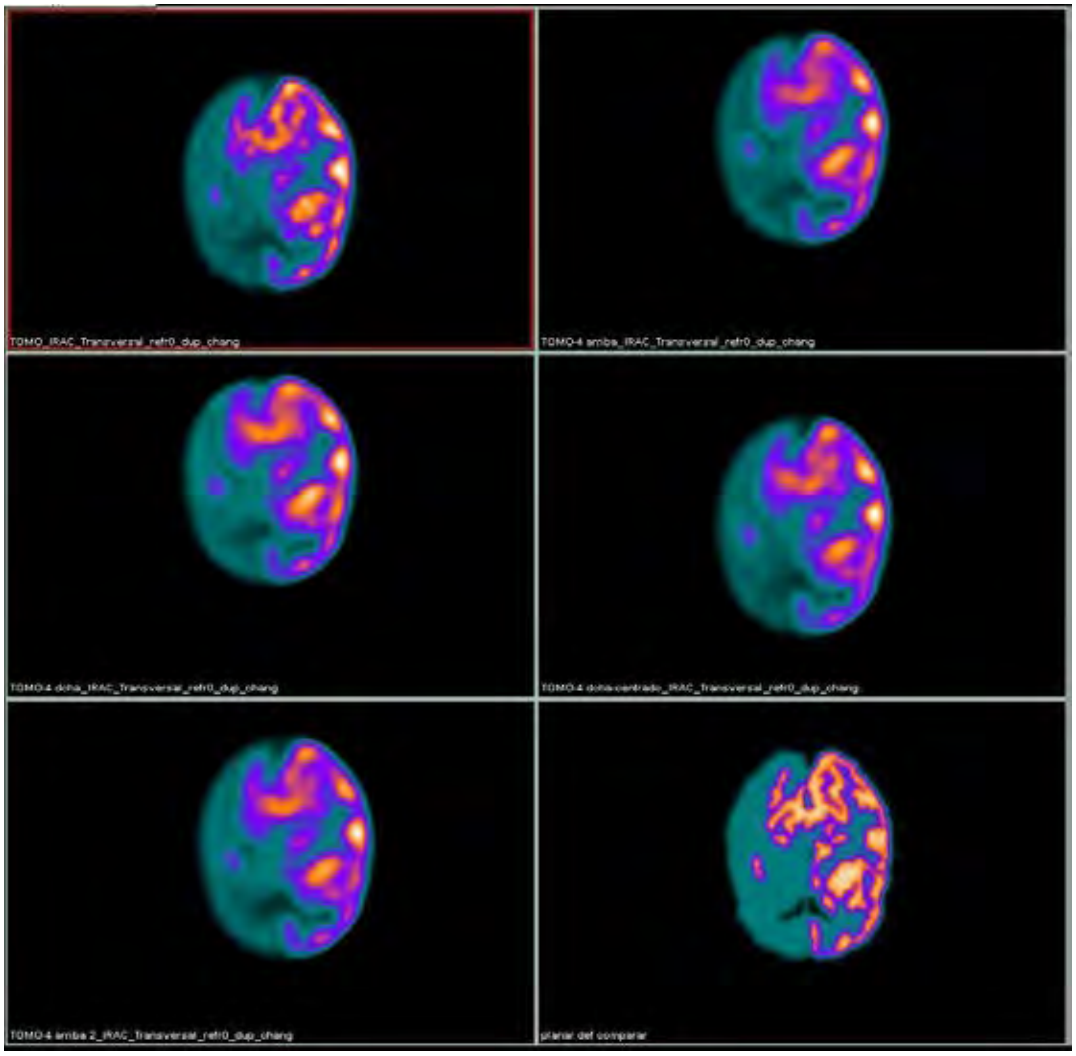
Puesto que el eje largo del maniquí coincide con la vertical y el colimador magnifica los objetos, el desplazamiento en esta dirección llega a ocasionar que la proyección desborde el área de detección, truncando las imágenes. Comparando la reconstrucción “desplazada” con la “centrada” se apreciará un desplazamiento vertical y un achatamiento del objeto.

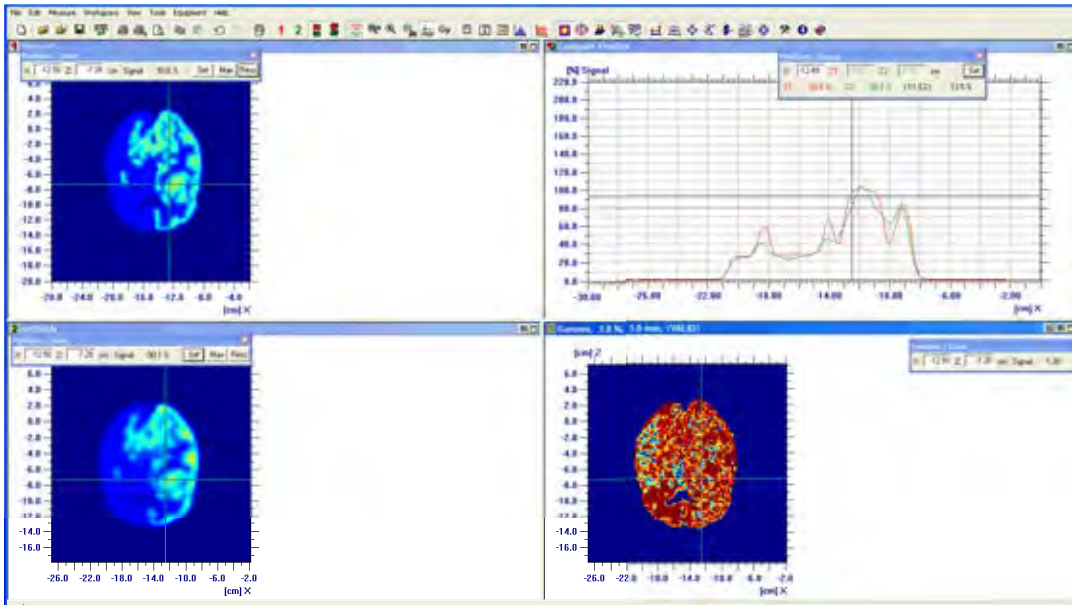
El eje corto del maniquí coincide con la horizontal, siendo casi imposible que un desplazamiento produzca el recorte anterior, aunque la reconstrucción muestra una degradación progresiva.

Conclusiones

En este trabajo se han comparado las imágenes reconstruidas con el modelo real. En los estudios clínicos no hay referencia, y las condiciones de adquisición y la optimización del procesado son difíciles de valorar. Aunque la observación de las adquisiciones permite la detección de recortes debidos al posicionamiento, desplazamientos más pequeños, y otros factores de calidad como el radio de rotación, son difíciles de estimar.

El método planteado tiene distintas aplicaciones: da información y permite la cuantificación de la degradación esperada en un estudio según sus condiciones de adquisición, contribuye a optimizar los parámetros clínicos de adquisición y reconstrucción y, por último, es una herramienta útil en la formación y entrenamiento de los profesionales implicados en la realización de esas pruebas.





ID: 01394
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

TÍTULO: COMPARACIÓN DE 4 APROXIMACIONES PARA EL CÁLCULO DE DOSIS SOBRE IMAGEN CBCT

CRISTINA CAMACHO LÓPEZ[1] , ANTONIO HERREROS MARTÍNEZ[1] , JULIA GARCÍA MIGUEL QUIROGA[1] , EDUARD AGUSTÍ CAMPRUBÍ[1]

1) HOSPITAL CLINIC DE BARCELONA

OBJETIVO

En el uso de la imagen CBCT para la de reconstrucción de la dosis administrada tras una sesión de tratamiento hay que tener en cuenta la dependencia de la imagen con los parámetros de adquisición y el volumen escaneado, y la presencia de artefactos de varios tipos: la imagen CBCT puede presentar valores de Unidades Hounsfield (HU) incorrectas, poniendo en duda su utilidad para el cálculo de dosis.El presente trabajo compara diferentes técnicas para el cálculo de dosis en CBCT, según diferentes grados de corrección de las HU.

MATERIAL/MÉTODO

Se han estudiado 69 imágenes CBCT de 12 pacientes de próstata. La adquisición se obtuvo con el sistema On Board Imaging (OBI) de Varian (Varian Medical Systems), y el cálculo de dosis con el Sistema de Planificacion Eclipse v10.0.28.

El plan de tratamiento de cada paciente calculado sobre el CT de planificación se ha transferido al conjunto de imágenes CBCT adquiridas a lo largo del tratamiento con los mismos parámetros (geometría y fluencia de cada campo, y UM), así como el contorno del PTV próstata. Para el cálculo de dosis en CBCT se han aplicado 4 aproximaciones distintas:

1. cálculo sin aplicar ninguna corrección,
2. sobreescribiendo el contorno externo del paciente a agua (**HU=0**),
3. **método AAH**. Asumiendo que el paciente es básicamente aire, agua y hueso, se aplica una curva de conversión de HU a densidad electrónica con 5 puntos: densidad aire, pulmón, agua, y hueso de 2 densidades,
4. **método CBCT**: se aplica la curva HU vs densidad electrónica construida a partir de la imagen CBCT (según el protocolo de próstata comúnmente empleado) del maniquí CatphanÒ 504, que contiene insertos de distintos materiales.

En primer lugar, para evaluar cada método se han comparado las dosis obtenidas en CBCT frente al cálculo en el CT de planificación (tomado como referencia), en términos de diferentes parámetros dosis-volumen: V100%, V95%, Dosis media y máxima, y D2% del PTV. En un segundo nivel, el método mas estable (con menor dispersión de los parámetros dosis-volumen) se toma como referencia y se compara de nuevo frente a los otros 3 métodos. Se ha realizado la evaluación gamma en 3 planos diferentes para cada caso, con criterios 2%2mm y 1%2mm.

RESULTADOS

Comparando con la distribución de dosis en el CT de planificación, los métodos 1, 3 y 4 obtienen una dispersión de los parámetros dosis-volumen estudiados similar, siendo más elevada en el método que supone HU=0 cuando se evalúa la dosis media en PTV y el V100 (aprox. 30%). Este método subestima la dosis media en un 1.7%. Con el resto, la diferencia en dosis media es < 0.5% (aprox. 0% con el método CBCT).

En la tabla 1 se observan las diferencias de los parámetros dosis-volumen tomando el método CBCT como referencia. De nuevo, la aproximación que supone HU=0 es la que obtiene mayores desviaciones en V100% y V95%, y en la dosis media.

La evaluación gamma del método CBCT frente a los otros 3 métodos se recoge en la tabla 2: la aproximación que

no corrige los valores de HU, y la AAH obtienen valores similares de ? media (< 0.5). Suponiendo HU=0 los valores de ? media son mayores: con tolerancia 1% en dosis el resultado es compatible con la desviación de la dosis media en PTV obtenida con este método (-1.7%). Las áreas con valores ?>1 se observan en zonas de entrada de los haces y zonas de baja densidad (área rectal), y en zonas de dosis alta (PTV) con el método 2.

CONCLUSIÓN

Se han evaluado diferentes aproximaciones para el cálculo de dosis en imagen CBCT modificando los valores de HU. Cualquiera de ellas sería válida si se aceptan errores en la dosis media del PTV de hasta el 2%. El cálculo directo, sin corrección, ha demostrado ser comparable con métodos que aplican correcciones a la curva HU vs densidad electrónica: resultado compatible con otros encontrados en la literatura, que indican que se puede emplear el cálculo directo sobre CBCT en localizaciones con baja afectación de artefactos por movimiento, tales como próstata y cabeza y cuello.

TABLA 1. DIFERENCIAS DE DOSIS Y PARÁMETROS DE CUBRIMIENTO DE LOS MÉTODOS 1, 2 Y 3 vs MÉTODO CBCT

	V100 %		V95 %		Dosis media		
	Dif promedio (%)	Desv. est (%)	Dif promedio (%)	Desv. est (%)	Dif promedio (Gy)	Dif promedio (%)	Desv. est (%)
1. No corrección	-4,7	30,0	-0,3	15,1	-0,3	-0,4	2,1
2. HU=0	**-27,6**	**35,5**	-0,4	15,3	**-1,2**	**-1,7**	**5,0**
3. AAH	-4,0	27,9	0,1	14,8	-0,3	-0,5	2,0

	Dosis máxima			D2%		
	Dif promedio (Gy)	Dif promedio (%)	Desv. est (%)	Dif promedio (Gy)	Dif promedio (%)	Desv. est (%)
1. No corrección	-0,4	-0,5	1,9	-0,3	-0,5	1,9
2. HU=0	-1,2	-1,6	1,6	-1,2	-1,7	1,6
3. AAH	-0,4	-0,6	1,8	-0,5	-0,7	1,8

TABLA 2. Evaluación gamma de planos calculados según métodos 1, 2 y 3 vs Método CBCT. Mismo número de puntos evaluados en todos los casos

	2%2mm				1%2mm			
	γ promedio		γ >1		γ promedio		γ >1	
	promedio	max	promedio	min	promedio	max	promedio	min
1. No corrección	8,2	55,5	82,4	0,7	0,6	1,3	80,2	37,8
2. HU=0	14,5	94,3	90,0	0,4	0,3	0,4	96,6	93,9
3. AAH	20,2	98,7	86,8	0,3	0,2	0,3	98,7	97,9

ID: 01409
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

DESARROLLO DE UN PROTOCOLO DE TC LENTO PARA SBRT PULMONAR

Álvaro Seguro Fernández[1] , Ramón Polo Cezón[1] , Rocío García Marcos[1] , Miguel Giner Sala[1] , José Miguel Jiménez González[1]

1) HOSPITAL UNIVERSITARIO REY JUAN CARLOS DE MÓSTOLES

(1) Objetivo del trabajo y cual es la aportación original.
En los servicios de radioterapia que no cuenten con un TC 4D, para poder visualizar el recorrido completo que realiza el tumor debido a los movimientos respiratorios durante una sesión de tratamiento radioterápico, es necesaria la adquisición de 3 CT; uno forzando la inspiración, otro la espiración y, por último, otro en respiración basal. Con el fin de poder visualizar dicho recorrido en un único CT, se ha desarrollado un protocolo en nuestro equipo CT de Philips, que permite reducir la velocidad de movimiento de la mesa (a través del parámetro “pitch”), haciendo posible identificar la consecuente borrosidad del tumor con su movimiento completo.

(2) Material/Métodos

Para la elaboración del protocolo, se estudió de forma detallada la adquisición de las imágenes de un maniquí, modificando diversos parámetros del equipo, hasta que se encontró el resultado perseguido: visualizar todo el recorrido del movimiento.

El maniquí “casero” consta de un parte móvil con un movimiento constante y uniforme, imitando en la medida de lo posible, a un ciclo respiratorio estándar.

Para poder visualizar correctamente en las imágenes, la borrosidad cinética, se colocó un pequeño plomo a modo de marca radio-opaca, de tal manera que nos ayudara en la identificación del recorrido.

Los parámetros a modificar fueron: pitch, tiempo de rotación y resolución.

(3) Resultados

Modificando los parámetros del equipo según la tabla 1 y la imagen 1 observamos las correspondientes imagenes.

(4) Conclusión.

A la vista de los resultados, podemos concluir que la configuración número 5 es la da para poder visualizar correctamente todo el recorrido “respiratorio“ valor de pitch muy bajo y el del tiempo de rotación alto.

Con esto, se decide crear un protocolo nuevo en el CT de simulación del Servicio de Oncología Radioterápica para utilizar en los tratamientos de SBRT de pulmón.



Imagen 1



Imagen 2

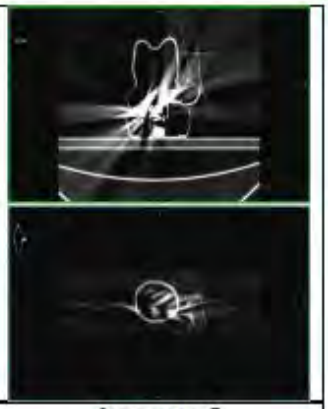


Imagen 3

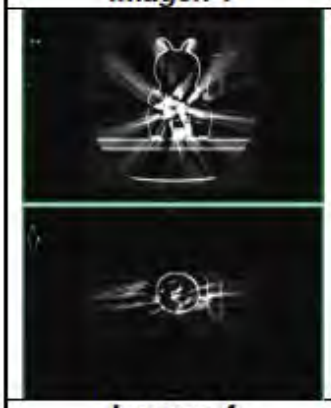


Imagen 4



Imagen 5

Nº de imagen	Tiempo de rotación	Pitch	Resolución
1	0.5 s	0.938	estándar
2	0.5 s	0.688	estándar
3	0.5 s	1.188	estándar
4	1.5 s	0.688	estándar
5	2.0 s	0.667	ultra high

ID: 01159
Tipo: Poster
Área temática: Imagen: aplicaciones clínicas

Implicaciones en la dosimetría física y clínica del empleo de agentes de contraste intravenoso

Hugo Perez-Garcia[1] , Carlos Andrés Rodríguez[2] , Ángel del Castillo Belmonte[2] , David Miguel Pérez[2] , Diego Antón García[3] , Manuel Agulla Otero[2] , Raquel Barquero Sanz[2] , Ricardo Torres Cabrera[2] , Delfín Alonso Hernández[2] , Jesús de Frutos Baraja[2]

1) Hospital Universitario Quirón Salud Madrid 2) Hospital Clínico Universitario de Valladolid 3) Hospital Recoletas Campo Grande

OBJETIVOS:

Los agentes de contraste se utilizan durante el proceso de simulación en radioterapia para mejorar la precisión al delimitar órganos de riesgo y volúmenes de tratamiento, sin embargo esta práctica artefacta los números Hounsfield (HU) de las imágenes sobre las que se va a realizar el cálculo de dosis absorbida posteriormente. En este trabajo se cuantifica el aumento de HU en función de la concentración de contraste yodado en la imagen TC de simulación, así como las implicaciones dosimétricas que ello conlleva para el cálculo de dosis absorbida en el sistema planificador (*treatment planing system* ,TPS). A nivel clínico se evalúa en pacientes la captación de contraste por órgano y se analiza el error cometido sobre la dosis de prescripción en tratamientos real.

MATERIAL Y MÉTODOS:

1-HU en función de la concentración

Se introduce paulatinamente contraste yodado Omnipaque® 350mg/ml (GE Healthcare) en un maniquí de agua de forma que la concentración de la disolución es conocida en todo momento. Se realiza en cada caso una imagen TC en un escáner GE HiSpeed Nx/I. Se mide los HU en Eclipse v.11 (Varian Medical Systems) mediante una región de interés (*region of interest*, ROI) de 20 x 20 pixeles y se transforma a densidades electrónicas relativas al agua (r_e) empleando la curva de calibración.

2-Dosis absorbida en el TPS

Mediante el algoritmo de cálculo Analitytical Anisotropic Algoritm (AAA) v.11.0.31 se obtienen las curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD(z)) que predice el TPS en idénticos maniquíes virtuales de distinta densidad electrónica para un haz de fotones de 6MV. Se representa la desviación con respecto al agua de cada una de estas curvas empleando la siguiente expresión:

3-Captación de contraste por órgano

Se selecciona 5 pacientes diagnosticados de adenocarcinoma gástrico prescritos para tratamiento radioterápico de 45 Gy en 25 sesiones. Se les realiza un TC de simulación sin contraste para posteriormente inyectarles por vía intravenosa 80 ml de contraste. Mediante una ROI rectangular de 10x10 píxeles, se evalúan los HU en los órganos de riesgo en ambos escáneres y se calcula el incremento relativo en r_e.

4-Error en la dosimetría clínica

Sobre los pacientes mencionados anteriormente, se realiza dos planificaciones idénticas 3DRT en sendos CT con y sin contraste. Se normaliza al isocentro y se compara el número de unidades monitor (UM).

RESULTADOS:

1-HU en función de la concentración

La densidad electrónica aumenta de forma lineal con la concentración de contraste tal como aparece en la figura 1.

2-Dosis absorbida en el TPS

La figura 2 muestra que a una profundidad de 10 cm, la desviación del PDD cuando r_e aumenta 1,5% es de -1% en dosis, mientras que es de un -2% si r_e aumenta 2,5%.

3-Captación de contraste por órgano

Se observa un incremento generalizado de r_e al inyectar el contraste yodado en el paciente, siendo especialmente destacable en riñones (5.3 ± 1.8) % en derecho y (4.8 ± 0.5) % en izquierdo; y la vena aorta (2,7 ± 1,0)%, mientras que en el resto de órganos el incremento se encuentra en torno al 2%.

4-Error en la dosimetría clínica

El número de UM aumenta un (0.8 ± 0.5) % en los cinco pacientes analizados al planificar con un CT con contraste intravenoso.

CONCLUSION:

La utilización de un TC con contraste para planificar un tratamiento radioterápico es una fuente de error en el cálculo de dosis absorbida que se incrementa con la concentración del contraste y la profundidad del volumen a tratar. Aunque este error cometido sea pequeño (< 1%) como para tener relevancia clínica en el volumen objetivo, se debe prestar atención al incremento en la dosis que puede provocar en los órganos de riesgo. Por otra parte, atendiendo al principio ALARA, este aumento de dosis en la planificación es de uno a dos órdenes de magnitud mayor que el producido por escáner TC, de modo que está justificado la realización de una segunda imagen TC sin contraste.

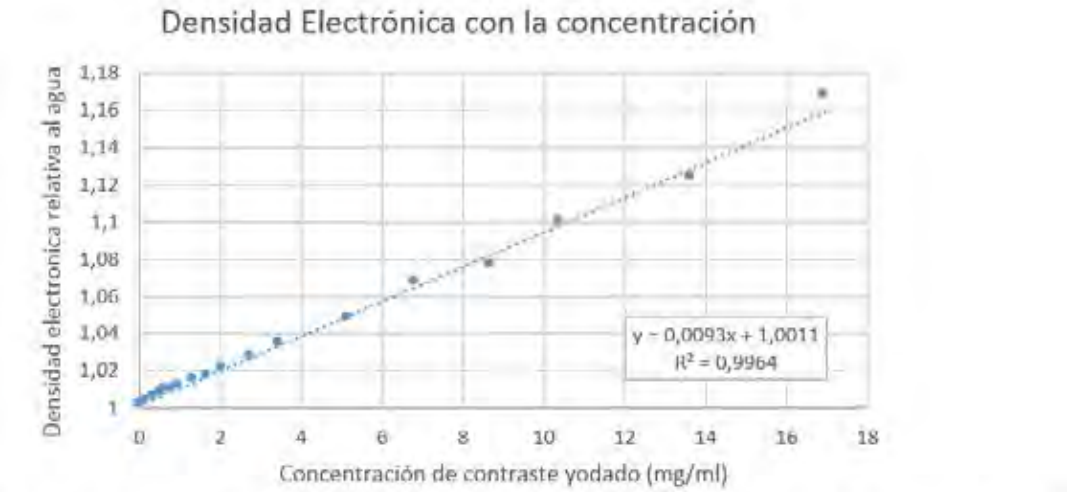


Fig 1.- Se aprecia el crecimiento lineal de la densidad electrónica con la concentración de contraste yodado.

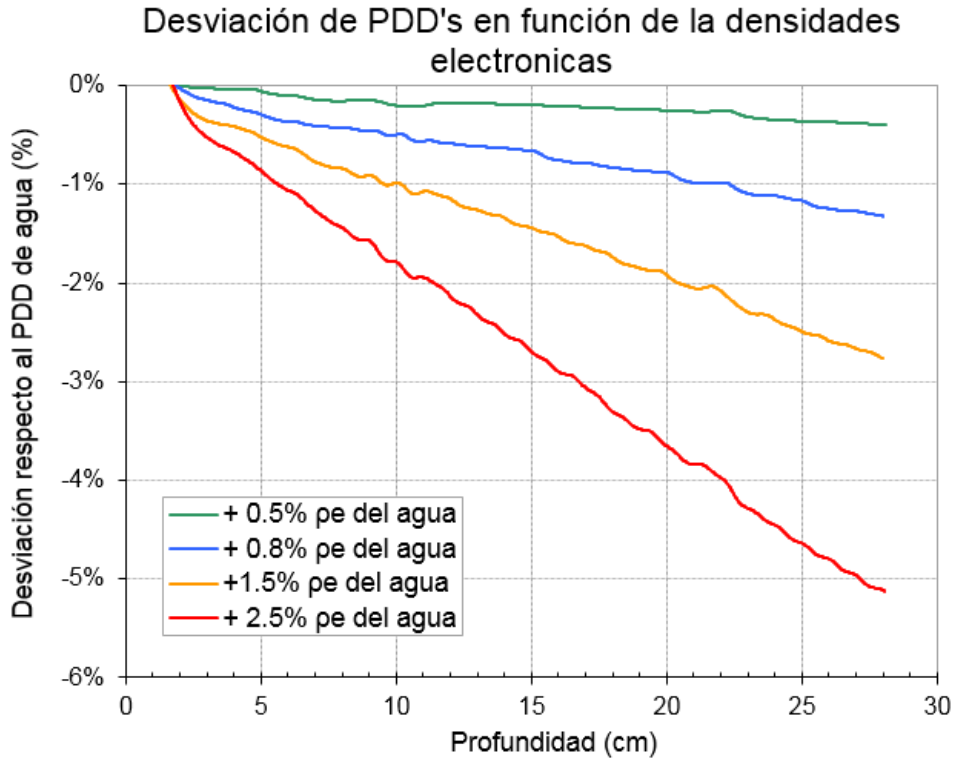


Fig. 2- Se representa la desviación de los PDD's obtenidos en el planificador en medios de diferente densidad electrónica con respecto al agua.

ID: 00882
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

Un método práctico para reducir unidades de monitor en planes de VMAT con RapidArc

D. Sánchez-Artuñedo[1] , S. Jiménez-Puertas[1] , D. Carrasco-Vázquez[1] , M. Sancho-Navarro[1] , M. Hermida-López[1]

1) Hospital Universitari Vall d'Hebron

Objetivo

Durante la optimización de un plan de RapidArc con el algoritmo Progressive Resolution Optimizer (PRO) en el sistema de planificación y cálculo Eclipse (Varian Medical Systems), es posible disminuir las unidades de monitor (UM) usando el parámetro adimensional MaxMU. Hemos estudiado el comportamiento de este parámetro para planes de RapidArc de próstata, ginecológicos y de cabeza y cuello, encontrando los valores óptimos que reducen UM sin comprometer los parámetros dosimétricos.

Material y métodos

Estudio retrospectivo con 40 planes de próstata, 20 ginecológicos y 20 de cabeza y cuello, optimizados con el algoritmo PRO de Eclipse v.11.

Las dosis prescritas y los fraccionamientos fueron: en próstata, 57 Gy/59.5 Gy para próstata y vesículas seminales y 15 Gy/17.5 Gy para el boost simultáneo en la próstata, en 30/35 sesiones; en ginecológicos, 45 Gy/50.4 Gy en 25/28 fracciones; y en cabeza y cuello, 60 Gy/70 Gy para región tumoral y ganglios afectos, y 54 Gy para los ganglios no afectos, en 30/35 sesiones.

Cada plan original, sin restricción del parámetro MaxMU (plan base), se reoptimizó usando varios valores de MaxMU: 1200, 1000, 800, 700, 600, 500 y 400 (planes reoptimizados). Las diferencias dosimétricas entre planes base y reoptimizados para PTVs y órganos de riesgo (OAR) se analizaron con el test-t de Student de muestras apareadas.

Los parámetros dosimétricos evaluados fueron para los PTVs: dosis media, D2%, D98%, V95%, V107% y (D5%-D95%). Para todos los OARs, dosis media; y en planes de próstata: V50Gy, V60Gy y V70Gy en recto, D2%, D67%, V30Gy en vejiga y D2% y V45Gy en cabeza femorales. En ginecológicos: V30Gy, V40Gy y V45Gy en vejiga y recto; D50% en recto; V40Gy y D30% en intestino y V30Gy y D2% en cabezas femorales. En cabeza y cuello: V70Gy en mandíbula, D2% en médula y tronco; D33%, D50% y D66% en parótidas contra e ipsilaterales.

Resultados

Sólo en próstata se encontró un comportamiento diferenciado según las UM del plan base. Para planes base con UM>650, la reducción media en UM es de -2.2% ($p<0.001$), siendo máxima para MaxMU=500 (-3.7%; $p<0.001$) y sin presentar diferencias relevantes en los parámetros dosimétricos estudiados. Planes base con UM<650 resultan en un aumento de UM de 1.7% ($p<0.001$). Este comportamiento en función de las UM del plan base no se observa en el resto de localizaciones (Gráfica 1).

En planes ginecológicos la reducción media es estadísticamente significativa para MaxMU de 400, 500 y 600; siendo mayor para 400 (-7.0%; $p=0.002$). En términos absolutos, la reducción de UM es mayor en esta localización, hasta 258 UM en un plan. Los planes que presentan una mayor disminución en UM es donde se encuentran las máximas variaciones dosimétricas: V30Gy en recto, vejiga y cabezas femorales.

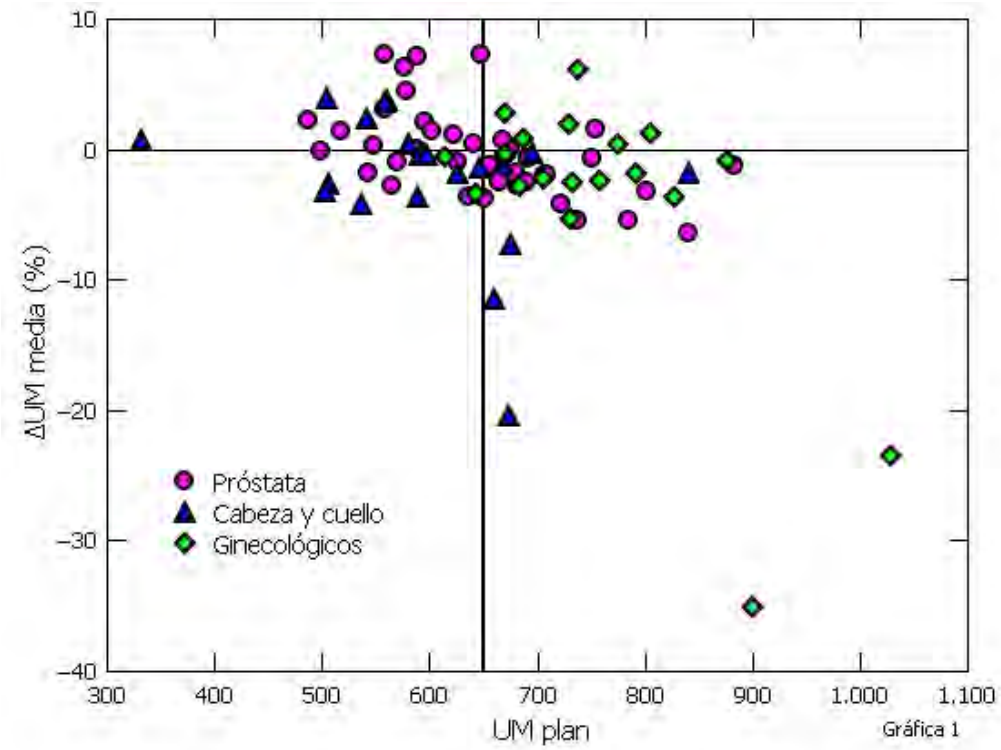
Para planes de cabeza y cuello se consiguen reducciones de UM estadísticamente significativas para MaxMU de 400 y 500. La reducción media es mayor para 400 (-7.3%, $p<0.001$). No se encuentran diferencias dosimétricas relevantes.

En el análisis global de todas las localizaciones, la reducción media de UM es mayor para MaxMU=400 (-4.23%, p<0.001) (Gráfica 2).

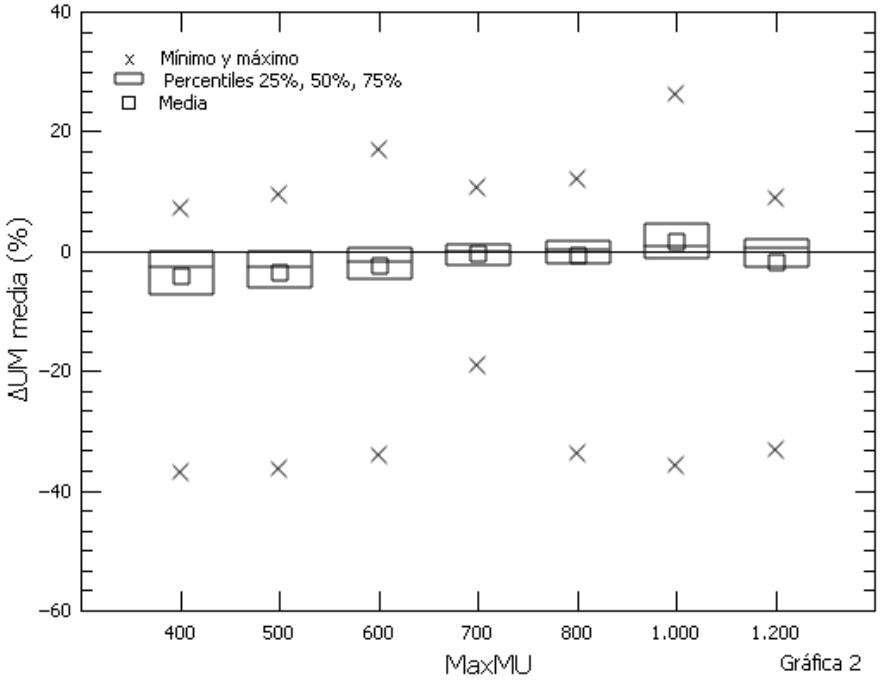
Se aprecia una tendencia general a obtener más UM al restringir el parámetro a un valor de MaxMU mayor a las UM obtenidas en el plan base.

Conclusiones

Para las localizaciones estudiadas, el valor del parámetro MaxMU que consigue una mayor reducción de UM sin coste dosimétrico es 400. En cabeza y cuello se recomienda usar este valor. En ginecológicos, la variación en UM y en los parámetros dosimétricos es mayor, por lo que se recomienda reevaluar la dosimetría tras restringirlo. En próstata, se diferencia una respuesta a este parámetro según las UM del plan base, siendo la respuesta óptima para UM > 650. Ante la presencia de excepciones, es aconsejable evaluar cada caso.



Gráfica 1


Mínimo y máximo
Percentiles 25%, 50%, 75%
Media
ΔUM media (%)
40
20
0
−20
−40
−60
400
500
600
700
800
1.000
1.200
MaxMU
Gráfica 2

ID: 01009
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

Optimización del número de puntos de control en planificaciones con arcos

Rafael Moreno Cano[1] , Rafael Padilla Muelas[1] , María Teresa Pérez García-Estañ[1] , Isabel Ortega Martín[1] , Manuel José Buades Forner[1] , Bonifacio Tobarra González[1]

1) Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca, Murcia

Objetivos

En nuestro servicio se ha adquirido el dispositivo ArcCHECK (Sun Nuclear Corporation) para la verificación de los tratamientos con arcos. Existen trabajos donde se alcanzan tasas de paso muy exigentes con este dispositivo, gamma 2/2 > 90% [1]. Para conseguir estos niveles de exactitud es fundamental un cálculo preciso de la dosis por el TPS y de la medida por el dispositivo de verificación. A este respecto, el número de puntos de control en tratamientos con arcos es un aspecto importante.

En arcos, el TPS calcula la dosis como la suma en un conjunto discreto de posiciones del gantry determinadas por el espaciado angular entre los puntos de control. Cuando el tamaño del campo es pequeño y se mide fuera del isocentro, como ocurre en el caso del ArcCHECK, es fundamental incrementar el número de puntos de control para evitar errores importantes. Por otra parte, utilizar muchos puntos de control incrementa considerablemente el tiempo de cálculo, sobre todo en planificaciones VMAT donde existe un proceso de optimización muy costoso computacionalmente.

El objetivo de este trabajo es estimar el número de puntos de control necesarios en planificaciones con arcos para acotar los errores introducidos en el cálculo de la dosis por el TPS en la zona de los detectores del ArcCHECK.

Material y métodos

EL sistema de planificación utilizado ha sido Pinnacle^3 V.9.10 (Philips Healthcare, Andover, MA). En las planificaciones de verificación se ha trabajado sobre un TC del Archeck. Se han generado diferentes PTVs de forma cilíndrica y diámetros entre 1 cm y 10 cm alineados en la dirección craneo-caudal y centrados en el isocentro. Para cada cilindro, se han replicado arcos conformados variando el número de puntos de control desde un punto de control por grado hasta un punto de control cada 10º. El rango de los arcos ha sido entre gantry a 270º y 90º para evitar solapes entre la dosis de entrada y salida en la zona de medida del ArcCHECK. Se ha utilizado una rejilla de cálculo de 2 mm en todas las direcciones.

Se ha calculado la distribución de dosis en cada combinación Cilindro-Puntos Control. Para cada cilindro se ha considerado el cálculo de dosis con mayor número de puntos de control (un punto de control cada 1º) como la distribución de dosis de referencia y se han medido las variaciones porcentuales al variar el número de puntos de control. Las oscilaciones de dosis se han medido en el plano axial del isocentro, en un arco de circunferencia de 10,5 cm de radio entre las posiciones de gantry 40º y 50º.

Resultados

En la Fig. 1 se muestran las curvas de isodosis en el caso de la planificación del cilindro de 4 cm de diámetro utilizando un punto de control cada 6º. Puesto que el PTV tiene simetría axial y el maniquí ArcCHECK también, la distribución de dosis debería ser uniforme en la posición de los detectores. No obstante, se observa una oscilación superior al 5% ocasionada por la discretización en el cálculo de dosis que depende del número de puntos de control.

En la tabla 1 se muestran las variaciones porcentuales según el tamaño del campo (diámetro del cilindro) y el

espaciado en grados entre puntos de control. Para un espaciado pequeño (entre 1º y 3º) se observan variaciones inferiores al 2.5 % en todos los casos. Estas variaciones podrían estar causadas por las heterogeneidades y artefactos en la zona de los detectores. No obstante, al aumentar el espaciado aparecen errores muy superiores, sobre todo en tamaños de campo pequeños donde las variaciones pueden superar el 10% incluso utilizando 5º ó 6º entre puntos de control.

Conclusiones

En la verificación de tratamientos con arcos utilizando ArcCHECK es importante escoger un número suficiente de puntos de control para evitar errores importantes en la dosis calculada por el TPS. En este trabajo, hemos estimado que un espaciado de 3º entre puntos de control es una buena opción para acotar las variaciones por debajo del 3% en tamaños de PTV superiores a 1 cm.

Referencias

[1] Nelms BE, Opp D, Robinson J, et al. VMAT QA: measurement-guided 4D dose reconstruction on a patient. Med Phys. 2012;39(7):4228–38.

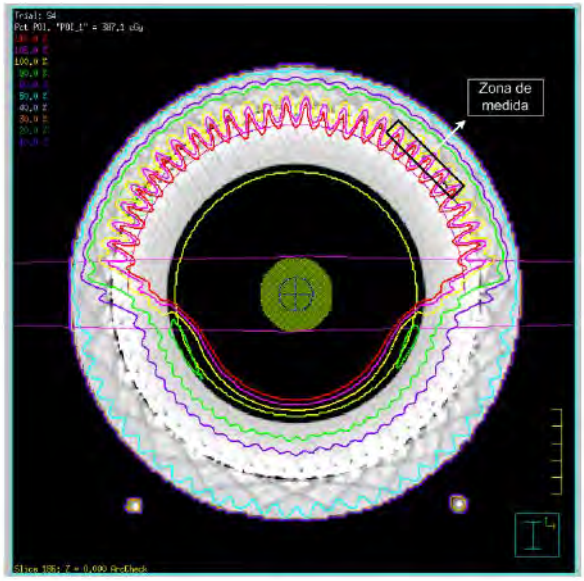


Figura 1. Isodosis en la planificación del cilindro de 4cm de diámetro y un arco entre posiciones de gantry 270º y 90º. Configuración de un punto de control cada 6º. Se observa que en la zona de los detectores (circunferencia de 21 cm de diámetro) la dosis calculada varía en más de un 5% por efecto de la discretización.

	Grados entre puntos de control							
Diámetro del cilindro (cm)	1	2	3	4	5	6	8	10
1	1,0	1,1	1,6	8,7	10,3	3,2	25,2	49,7
2	0,9	0,9	2,3	4,1	5,2	8,0	20,7	13,6
3	1,1	1,1	1,6	3,0	1,8	9,4	7,0	21,8
4	1,0	1,0	1,1	2,2	2,1	6,5	11,3	6,6
5	1,1	1,3	1,7	2,2	2,4	4,5	6,4	13,5
6	1,0	0,9	1,2	2,1	1,9	4,1	6,4	4,7
8	0,9	0,9	0,9	1,2	1,7	3,2	3,0	4,2
10	1,1	1,0	0,9	1,2	1,7	3,0	4,0	4,3

Tabla 1. Variaciones porcentuales de la dosis en la zona de los detectores del maniquí Arccheck al variar el número de puntos de control según el diámetro del volumen de tratamiento.

ID: 01242
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

Estudio de índices dosimétricos para dos PTVs anidados en función de la distancia entre ambos.

Mario Leonor Yuste[1] , Francisco Rafael Lozano Martínez[1] , Alejandro Prado Barragan[1] , Eduardo Cabello Murillo[2] , Luis Carlos Martínez Gómez[1] , Rosa Gilarranz Moreno[1] , María José Rot San Juan[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, HU 12 de Octubre, Madrid (España). 2) Sección de Radiofísica del Servicio de Oncología Radioterápica, HU 12 de Octubre, Madrid (España).

Objetivo

En este trabajo se pretende estudiar la variación de los índices de conformación (*IC*) y de homogeneidad (*IH*) para dos *PTVs* anidados con distinta prescripción de dosis en función de la variación de la anchura de la corona de transición entre ellos. Esta corona de transición es fundamental para que el optimizador de *VMAT* establezca el gradiente necesario para el cumplimiento de los objetivos del plan.

Material y método

Se utiliza para este estudio el planificador *Eclipse* de *Varian Medical Systems*, con el algoritmo de cálculo *AAA*. Sobre un maniquí cilíndrico de agua se crean dos *PTVs* cilíndricos, uno dentro del otro de forma concéntrica separados por un *GAP* para facilitar al planificador la creación de un gradiente entre ambos. Ambos *PTVs* están prescritos a distintas dosis: el interno (*PTV INT*) a una dosis de *7020 cGy* con un esquema de 26 sesiones a *270 cGy* por sesión y el externo (PTV EXT) *5460 cGy* a *210 cGy* por sesión, que es el fraccionamiento aplicados a los tratamientos de próstata hipofraccionada con vesículas seminales en nuestro centro.

Se han tomado como valores de la anchura del *GAP* de la corona 2, 1.5, 1, 0.9, 0.8, 0.7, 0.6, 0.5, 0.4, 0.3 y 0.2 cm. El *PTV INT*, con 6 cm de radio y 12 de largo, se ha mantenido constante mientras que el *PTV EXT* ha sido desplazado radialmente hacia fuera una cantidad igual al *GAP* en cada caso. Las dimensiones del *PTV EXT* se extienden desde el final del *GAP* hasta 3 cm en la dirección radial hacia fuera. El tamaño en la dirección del eje del cilindro para el *PTV EXT* es de 14 cm.

Para la optimización se han empleado objetivos de dosis mínima, máxima y media para ambos *PTVs*. Tanto los pesos relativos como los valores de los objetivos se han mantenido constantes en cada optimización.

Una vez optimizados todos los casos se han estudiado tanto el índice de conformación, definido como el cociente entre el volumen de la isodosis de prescripción y el volumen de la estructura objetivo, como el índice de homogeneidad calculado como, $IH=(D_{2\%}-D_{98\%})/D_{50\%}$.

on estos datos se han construido sendas gráficas para ambos *PTVs* donde se representa en el eje *X* el *GAP* en

cm y en el eje *Y* el índice correspondiente. Una vez representados, se han ajustado líneas rectas a cada conjunto de datos y obtenido su coeficiente de determinación.

Resultados

En las *figuras 1* y *2* se puede observar la variación tanto del *IC* como del *IH* de los *PTVs* estudiados para los distintos valores del GAP establecido. Se observa que hay una clara relación lineal entre el *GAP* y ambos índices. Para el *IH* se observa que cuanto mayor es el *GAP* menor es el valor del índice. Al existir un mayor espacio entre los *PTVs* al optimizador le es más fácil establecer el gradiente necesario para cumplir los objetivos, mientras que para espaciados menores esto es cada vez más difícil, con el consecuente aumento en la heterogeneidad en la dosis. Con respecto al *IC* se observa que al aumentar el *GAP* la conformación es cada vez mejor debido a que el optimizador posee el espacio necesario para establecer el gradiente óptimo para el cumplimiento de los objetivos.

Conclusión

Se han obtenido sendas relaciones lineales que describen la variación de los índices *IH* e *IC* con el *GAP* establecido para ambos *PTVs*. Con el aumento del *GAP* se observa un aumento del *IC* y una disminución del *IH*.

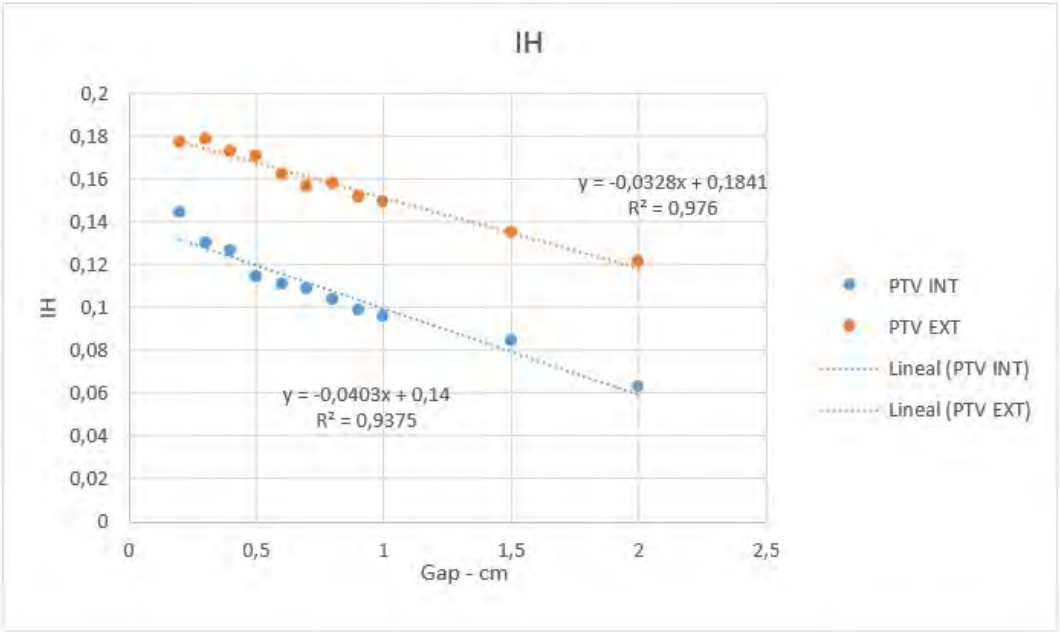


Figura 1. Índice de homogeneidad en función del gap en cm.

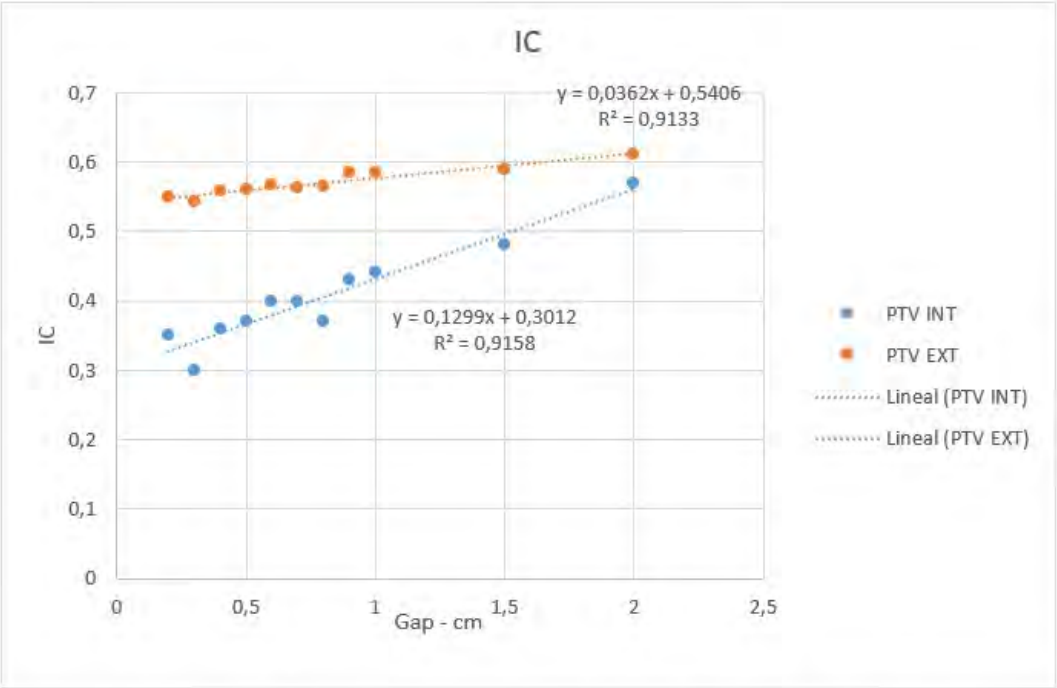


Figura 2. Índice de conformación en función del gap en cm.

ID: 01365
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

Técnica de arcos conformados en radiocirugía extracraneal (SBRT) de pulmón.

Santiago Pellejero[1] , Daniel Martínez[1] , Vitor Raposo[1] , Nerea Gallardo[1] , Fernando Mañeru[1] , Naiara Fuentemilla[1] , Laura Bragado[1] , Fernando Caudepón[1] , Santiago Miquelez[1] , Anastasio Rubio[1]

1) Complejo Hospitalario de Navarra

Propósito: La mayoría de centros que realizan tratamientos de SBRT pulmonar, utilizan campos estáticos conformados o tratamientos con arcoterapia volumétrica modulada (VMAT), siendo menos los que utilizan arcos conformados. Una de las causas puede ser su aparente limitación en las posibilidades de optimización dosimétrica.

Nuestro centro no dispone de aceleradores con técnica VMAT y la SBRT la realizamos con radioterapia conformada 3D. A partir de una técnica inicial con múltiples campos estáticos en configuración coplanar o no coplanar, progresivamente fuimos introduciendo tratamientos con arcos conformados, técnica que usamos en la actualidad en casi la totalidad de estos tratamientos.

Presentamos el método de planificación con arcos conformados seguido en nuestro centro, con el que conseguimos alcanzar distribuciones de dosis satisfactorias para la mayoría de nuestros pacientes.

Material/Métodos: Para la prescripción y objetivos de dosis seguimos las recomendaciones del "*SABR UK Consortium*", que incluye parámetros dosimétricos empleados en diferentes estudios (ROSEL, RTOG). Los objetivos de dosis para el PTV son: D95% debe de recibir la dosis prescrita (DP) y el D99% de al menos el 90% de la DP. La prescripción es en torno al 80% de la dosis en isocentro.

La planificación la realizamos en el planificador Eclipse (Varian Medical Systems) empleando el algoritmo de cálculo AAA. En primer lugar establecemos el recorrido del arco evitando la entrada por el pulmón contralateral a la lesión, lo que nos suele permitir un arco de unos 200º, establecemos los puntos de control del MLC cada 4º aproximadamente, y ajustamos las láminas automáticamente al PTV. Realizamos un primer cálculo y evaluamos la necesidad de dividirlo en sub-arcos para dar más o menos peso en diferentes sectores angulares (no se suelen requerir mas de tres). Al no utilizar un arco completo de 360º, la dosis aparecerá lateralizada hacia la entrada de los arcos. Para corregir este efecto, en los sectores perpendiculares a la dirección de máximo desplazamiento de las isodosis, buscamos un efecto de "cuña dinámica" ajustando progresivamente las láminas hacia el interior del PTV. Con ello conseguimos desplazar los máximos de dosis al interior del ITV y ajustar la conformación. Si la dosimetría conseguida no es adecuada introducimos campos estáticos conformados, generalmente no coplanares, según disposición del PTV y de los órganos de riesgo.

Resultados: Durante el año 2016 realizamos 47 tratamientos de SBRT pulmonar. 20 de ellos se realizaron con un solo arco conformado, 10 con dos sub-arcos, 5 con tres sub-arcos, 11 necesitaron arcos y haces no coplanares, y en una de las planificaciones no se pudo obtener una dosimetría adecuada y se opto por un tratamiento con 9 campos estáticos no coplanares. Los parámetros dosimétricos obtenidos con la técnica de arcos conformados optimizados, promedio y rangos, se muestran en la tabla 1, agrupando los resultados por rangos de volumen de PTV.

Todos los parámetros están dentro de tolerancias establecidas por el "*SABR UK Consortium*", salvo el V20 de pulmón en el rango de PTVs de volumen 60-90 cm^3 que presenta una desviación menor.

Conclusión: La técnica de arcos conformados nos permite cumplir con las especificaciones de dosis al PTV y a los órganos de riesgo, así como la obtención de un gradiente adecuado para la mayoría de casos de SBRT pulmonar. Puede presentar limitaciones cuando el PTV esté cerca de múltiples órganos de riesgo o presente una morfología muy irregular.

Frente a radioterapia conformada con campos estáticos no coplanares, presenta tiempos de tratamiento inferiores, aunque una planificación más exigente.

Frente a VMAT, se utilizan menos unidades monitor, no presenta el efecto "*interplay*", además de no necesitar de un control de calidad específico por paciente. Puede ser una alternativa válida para centros con aceleradores lineales que no dispongan de VMAT.

Vol (PTV) cm^3	Nº Casos	Vol(DP)/Vol(PTV)	Vol(50%DP)/Vol(PTV)	Dmax a 2cm del PTV, %DP	V20 Gy pulmón (%)
<20	18	1,03 (0,99 - 1,10)	4,5 (2,1 - 5,6)	48,5 (41 - 58)	2,3 (1,1 - 4,8)
20-40	15	1,03 (0,97 - 1,15)	4,2 (3,6 - 5,1)	57,2 (51 - 69)	4,2 (2,2 - 5,8)
>40-60	8	1,05 (1,02 - 1,09)	4,2 (3,8 - 4,7)	60,8 (56 - 70)	5,6 (3 - 7,7)
>60-90	4	1,03 (1,01 - 1,06)	4,3 (3,8 - 5,6)	68,5 (59 - 79)	10,2 (9,1 - 13)
>90	1	1,07	3,8	73	8,8

Tabla 1, resultados dosimétricos, promedio y rango, agrupados por rango de volumen de PTV.

ID: 00979
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

Influencia del ángulo del colimador en la dosimetría de tratamientos de SRS de 4 metástasis

Carlos Ferrer Gracia[1] , Concepción Huertas Martínez[1] , Rodrigo Plaza Nuñez[1] , Zulima Aza Villarrubia[1] , Antonio Serrada Hierro[1]

1) Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz

Objetivo

Se evalúa la influencia del ángulo del colimador en el cubrimiento de dosis al volumen de planificación (PTV) en el tratamiento de radiocirugía estereotáctica (SRS) de 4 metástasis cerebrales con Arcoterapia Volumétrica de Intensidad Modulada (*VMAT*).

Material/Métodos

El tratamiento se ha realizado en un acelerador Elekta Synergy de 6 MV equipado con el cabezal multiláminas Agility de 160 láminas. La planificación del tratamiento de SRS se ha llevado a cabo utilizando un solo isocentro, con el planificador Elekta Monaco (v. 5.00.00), realizando la optimización mediante funciones de coste físicas y biológicas. Tres metástasis cerebrales se prescribieron a 18 Gy, mientras que la cuarta, localizada en la amígdala del cerebelo, se prescribió a 16 Gy.

Se han planificado cinco arcos parciales no coplanares, añadiendo un sexto arco completo con ángulo de mesa de 0º para modular exclusivamente la cuarta lesión, de diferente prescripción y alejada de las otras tres. El cubrimiento del PTV y la dosis a los órganos de riesgo (OAR) se han evaluado para tres valores diferentes del ángulo del colimador, 5º, 45º y 95º. Las funciones de coste empleadas fueron las mismas para los tres ángulos de colimador, siendo este parámetro la única variación entre las planificaciones, obteniéndose un plan de tratamiento para cada valor del ángulo de colimador.

Resultados

El mejor plan de tratamiento en términos de cubrimiento del PTV y número de unidades de monitor (UM) se consiguió con el ángulo de colimador a fijado a 95º, recibiendo el 95% del PTV más del 95% de la dosis prescripta para las cuatro lesiones, con un 35.8% menos de UM comparadas con las resultantes del plan calculado con el ángulo de colimador a 5º (5176 UM frente a 8061 UM). El cubrimiento del PTV para el plan calculado con el ángulo de colimador a 45º resultó menor que en los otros dos casos. Las dosis máximas en OAR fueron similares para el tronco cerebral, nervios ópticos y cristalinos, pero la dosis máxima al quiasma fue un 42% y un 49.1 % menor para el plan con el ángulo de colimador a 5º, respecto a los planes calculados a 95º y 45º de ángulo de colimador respectivamente.

Conclusión

La elección del ángulo de colimador influencia el cubrimiento del PTV así como el número total de UM y las dosis a OAR. La elección óptima de este parámetro en tratamientos de SRS con VMAT mejora el resultado de la optimización, independientemente de las funciones de coste empleadas.

ID: 01020
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

OPTIMIZACIÓN DEL PLAN DE TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA EN FUNCIÓN DEL ÁNGULO DE COLIMADOR PARA LA TÉCNICA VMAT

Miguel Guasp Tortajada[1] , Juan David Quirós Higueras[2] , Rafael García Mollá[2] , Agustín Santos Serra[2] , Noelia de Marco Blancas[2] , Paula Monasor Denia[2]

1) Fundación Hospital Provincial de Castellón 2) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

OBJETIVO

El objetivo principal de este estudio fue encontrar el ángulo óptimo de colimador en un tratamiento de Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT) para una planificación de cáncer de próstata.

Los criterios de calidad escogidos para la optimización el ángulo de colimador fueron la cobertura del Volumen Planificado de Tratamiento (PTV), la dosis absorbida media (D_{media}) en los Órganos de Riesgo (OAR) y el número de Unidades Monitor (UM).

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó el Sistema de Planificación de Tratamientos (TPS) RayStation 5 (RaySearch, Estocolmo, Suecia) con un algoritmo de cálculo tipo collapsed cone para diseñar un tratamiento de VMAT sobre un estudio de Tomografía Computarizada de 120 cortes y 5 mm de espesor. Los parámetros establecidos fueron los siguientes: 1 arco dual, 90 segundos por cada arco, 0° de ángulo de colimador, 4° de espaciado entre puntos de control y energía de 6 MV. La prescripción del tratamiento fue de 70 Gy al PTV_1 (próstata con margen de 5 mm) y 56 Gy al PTV_2 (vesículas seminales con margen de 5 mm) repartidas en 28 fracciones. Las restricciones de dosis para los OAR fueron $V_{68} < 15\%$, $V_{63} < 20\%$, $V_{59} < 25\%$ y $V_{45} < 50\%$ para el recto, $V_{66} < 35\%$ y $V_{61} < 50\%$ para la vejiga y $V_{45} < 10\%$ para las cabezas femorales, mientras que el objetivo de dosis para los PTV fue de $D_{98} > 98\%$.

Posteriormente se re-optimizó el plan de tratamiento para diferentes ángulos de colimador (2°, 20°, 45°, 60°, 75°, 90°) manteniendo las mismas funciones de optimización y pesos, y se realizó una comparación en términos de la D_{media} para los OAR, del objetivo D_{98} >98% para los PTV y del número de UM utilizadas.

RESULTADOS

Las restricciones dosimétricas exigidas a los OAR se cumplen en todos los planes y no se encuentran diferencias significativas entre ninguno de ellos. Sin embargo, tal y como muestra la tabla I, en las cabezas femorales existe un aumento del orden del 20% en la D_{media} cuando el ángulo de colimador es mayor de 20°.

En la tabla I se observa que la cobertura de los dos PTV tampoco se ve afectada por el ángulo de colimador salvo para el caso de 90°, donde el D_{98} para el PTV próstata se ve reducida al 96.8%.

Por último, la figura I muestra el número de UM utilizadas por el TPS en función del ángulo de colimador escogido. El número de UM presenta un mínimo en torno a 45°. También se observa como los ángulos de colimador de 0° o 90° necesitan, respectivamente, 139 y 151 UM más para igualar la calidad de la dosimetría que se obtiene con a 45°.

CONCLUSIÓN

La calidad del plan de tratamiento (evaluada en función de las restricciones, objetivos dosimétricos y Dmedia) depende muy poco del ángulo de colimador. Por lo tanto, a la hora de escoger una angulación preferente se utilizó como criterio de calidad el número de UM. En este sentido el intervalo óptimo está entre (20°,45°). Sin embargo a 45° se observa que en las cabezas femorales la D_{media} aumenta en torno un 20% con respecto a 20°. Por lo que

nuestra elección como ángulo de referencia fue de 20°.

Ángulo de colimador (°)	0	2	20	45	60	75	90
PTV_1 D98 > 98%	98,2	98,2	98,4	98,2	98,4	98,0	96,8
PTV_2 D98 > 98%	100	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	99,9
Recto D_{media}	3891	3994	3951	3966	3921	3848	3848
Vejiga D_{media}	3010	2978	2983	3199	3170	3058	3086
C.F. Dcha D_{media}	1843	1898	1795	2332	2331	2285	2294
C.F Izq D_{media}	1745	2086	1809	2029	2107	2172	2126

Tabla 1. Valores de las restricciones y D_{media} (cGy) en función del giro de colimador

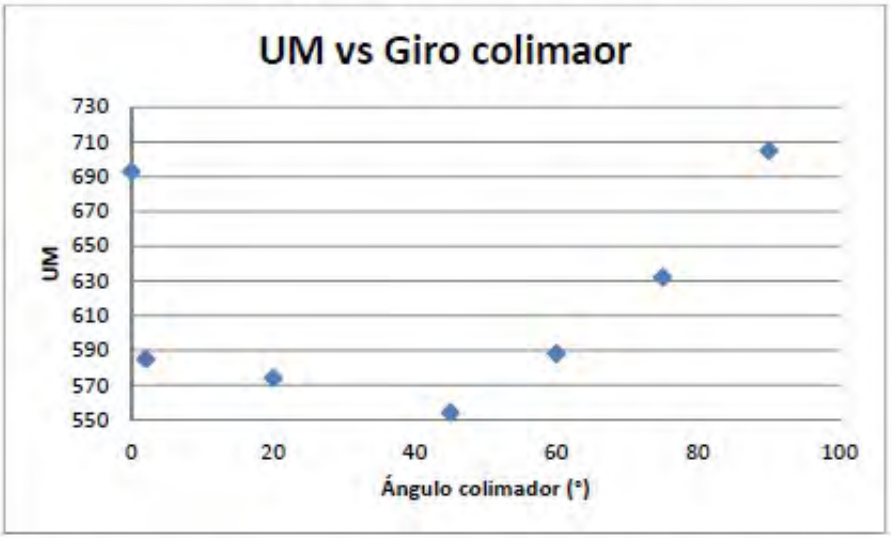


Figura I. Variación del número de UM en función del giro de colimador

ID: 01030
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

INFLUENCIA DOSIMÉTRICA DEL AIRE ENTRE EL APLICADOR Y LA PIEL EN BRAQUITERAPIA SUPERFICIAL

M Fernández Montes[1] , S Ruíz-Arrebola[1] , R Fabregat-Borrás[1] , E Rodríguez Serafín[1] , J A Vázquez Rodríguez[1] , N Ferreirós Vázquez[1] , M M Fernández Macho[1] , J T Anchuelo Latorre[1] , A S García Blanco[1] , M Ferri Molina[1] , A Kannemann[1] , I Bernat Piña[1] , D Guirado[2] , M T Pacheco Baldor[1] , P J Prada Gómez[1]

1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, Santander 2) Hospital Universitario San Cecilio, Granada

Objetivo:

El tratamiento de tumores superficiales mediante braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) se realiza mediante aplicadores, que situados en contacto con la piel, consiguen distribuciones de dosis óptimas. Freiburg flap (FF) es un aplicador de este tipo que posee una flexibilidad limitada, por lo que en determinadas situaciones no se adapta perfectamente a la superficie de tratamiento. El objeto de este estudio es cuantificar la diferencia entre la dosis calculada por el sistema de planificación y la dosis real administrada cuando se interponen capas de aire entre el aplicador y la superficie de tratamiento debido a un inadecuado posicionamiento del aplicador.

Material y métodos:

El FF de Nucletron®, es un aplicador constituido por esferas de silicona adjuntas entre si, de 1 cm de diámetro, dispuestas en filas paralelas, capaces de adaptarse a la superficie a tratar. La fuente de radiación usada es la ^{192}Ir (V2r) perteneciente al equipo Flexitrón de Nucletron ® (Elekta).

Para el cálculo de dosis hemos usado el TPS OncentraBrachy Nucletron (Elekta,v-4.5.2) y para la medida de dosis, el sistema de dosimetría con películas radiocrómicas (Gafchromic EBT3 ®), que han sido analizadas con el programa de tratamiento de imagen ImageJ.

Para cuantificar la discrepancia entre la dosis calculada por el TPS y la realmente administrada cuando el aplicador no se adapta correctamente a la superficie, se ha realizado el montaje experimental que se muestra en la figura 1, donde podemos distinguir dos regiones entre flap y película. En la región A, la película se coloca en contacto con el aplicador, simulando la situación ideal. En la región B, la película se coloca bajo una capa de aire de 1, 2, 3, 4, 5 y 6 mm de espesor seguida del aplicador FF, simulando situaciones en las que el aplicador no se adapta de forma correcta. Los tiempos de parada se han establecido para conseguir una distribución de dosis uniforme de 5 Gy a una profundidad de 5 mm.

Resultados:

La gráfica 1 muestra la diferencia porcentual entre la dosis calculada y la dosis administrada en función del espesor de la capa de aire. Se realiza un ajuste lineal de los datos, cuyo resultado se muestra también en la gráfica. Se puede observar que a partir de capas de aire superiores a 2,2 mm las diferencias de dosis calculadas y medidas son superiores al 5%.

Conclusión:

Debido a los resultados obtenidos se concluye que capas de varios mm de aire entre el aplicador FF y la piel pueden dar lugar a una considerable variación en la dosimetría, lo que puede suponer la pérdida de eficacia de los tratamientos realizados con este tipo de aplicadores. Se están evaluando posibles formas de eliminar los posibles gaps de aire, como la utilización de máscaras termoplásticas de sujeción. En cualquier caso, se requiere tener un cuidado máximo durante el proceso de colocación del flap para evitar una infradosificación del volumen a tratar.

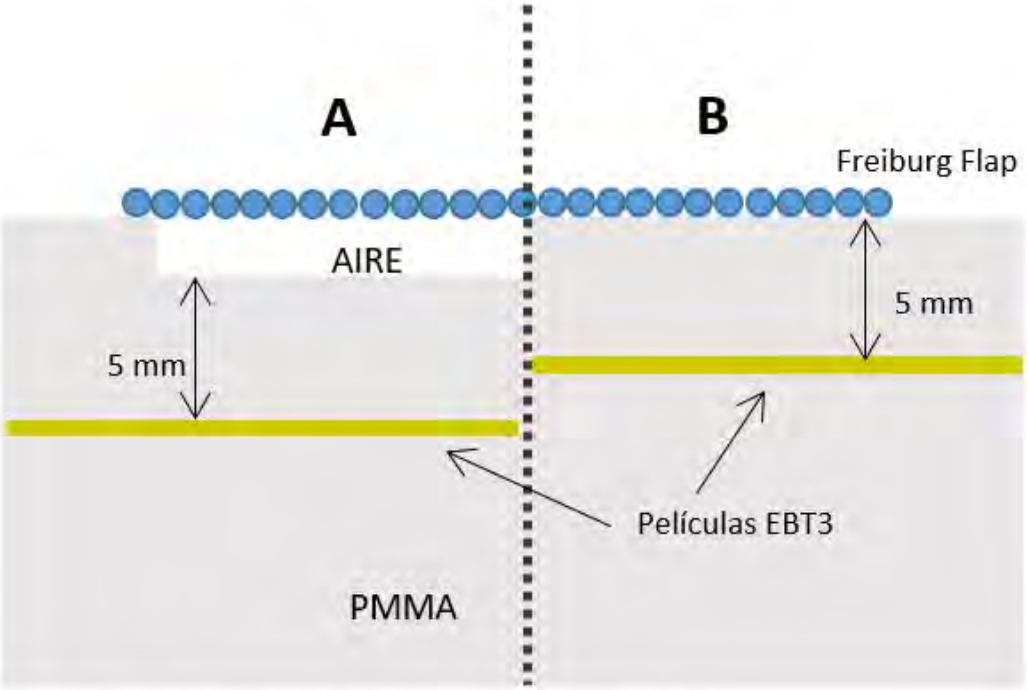
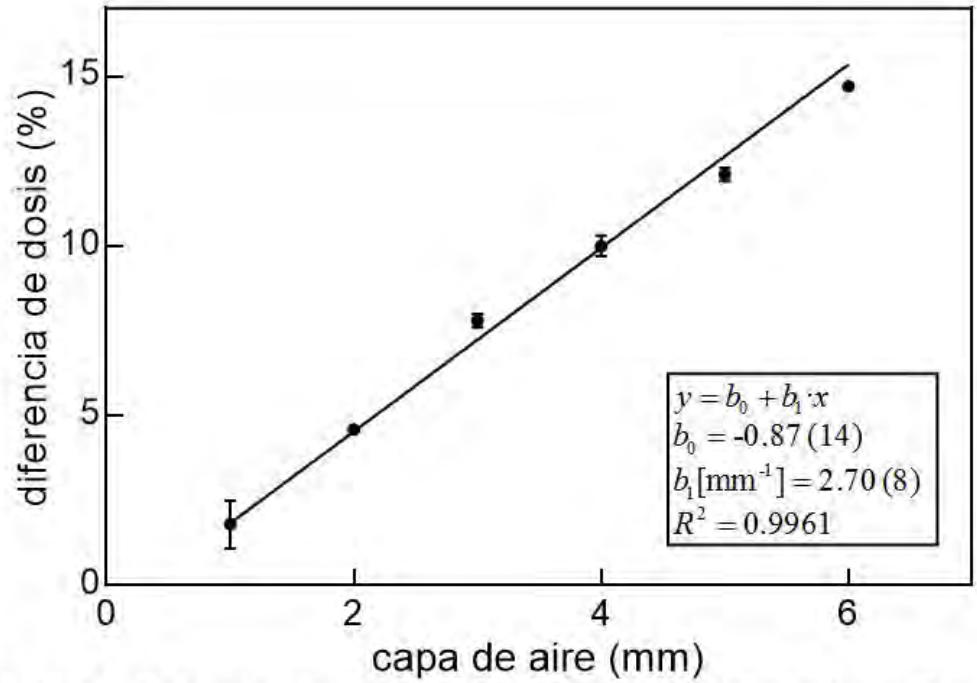


Figura 1. Esquema del montaje experimental



Gráfica 1. En el recuadro se muestran la ecuación del ajuste, los parámetros obtenidos y la bondad del mismo. Los valores entre paréntesis indican la primera cifra significativa de la incertidumbre (k=1).

ID: 01070
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

Comparación de tiempos de cálculo en dos versiones del Sistema de Planificación Monaco

DAVID CARLOS VILLA GAZULLA[1] , JOSÉ ANTONIO FONT GÓMEZ[1] , ALMUDENA GANDÍA MARTÍNEZ[1] , SERGIO ALBERTO LOZARES CORDERO[1] , FRANCISCO JAVIER JIMÉNEZ ALBERICIO[1] , MERCEDES ANDRÉS REDONDO[1]

1) HOSPITAL UNIVERSITARIO MIGUEL SERVET DE ZARAGOZA

Objetivos:

El objetivo de este estudio es identificar las variables más relevantes de los tiempos dBic de e cálculo en dos versiones del mismo sistema de planificación de tratamientos (SPT) para planes de tratamiento con técnica de intensidad modulada dinámica (dIMRT).

Los tiempos de cálculo se compararon en función de la localización del tumor, algoritmo de cálculo, número y tamaño de los segmentos y grado de modulación para investigar la complejidad de un plan y su repercusión sobre la dificultad de cálculo.

Material y métodos:

Se generó un mismo plan de tratamiento para 20 pacientes de 4 localizaciones diferentes de tumor (cerebro, pulmón, próstata y cabeza y cuello) en dos versiones diferentes 5.0 y 5.11 del SPT Monaco (Electa). Para cada versión, se encontraba disponible un modelado de un acelerador lineal Electa Synergy equipado con un colimador multilámina (MLC) Beam Modulator (BM).

Para cada uno de los planes, se recogió desde la ventana de optimización de consola del propio planificador un conjunto de parámetros relacionados con los tiempos de cálculo: Tiempo de cálculo en segundos del algoritmo Pénsil Beam (stage1), tiempo de cálculo en segundos del algoritmo Monte Carlo (stage2), incertidumbre en porcentaje del algoritmo Monte Carlo, grado de modulación, número de condiciones (objetivos y constraints), tamaño del tumor (relacionado con el número de rayos de fluencia del haz) y número de haces y segmentos.

Además, fueron recuperados otros parámetros relacionados con la administración del tratamiento para comparar los tiempos de cálculo con la administración del plan resultante: Número de unidades monitor (UM) y tiempo estimado en segundos de administración del tratamiento.

Resultados:

La versión Monaco 5.11 proporcionó mayor media de número en UM (0.16%), tiempo estimado de administración de tratamiento (2.63%) y número de segmentos (0.18%) que la versión Monaco 5.0. Estos valores tan próximos reflejan la similitud de la solución encontrada por ambas versiones.

En media, la comparación en tiempos de cálculo para Monaco 5.0 fue mayor que para Monaco 5.11 en un factor de 13.9 en stage1, 9.4 en stage2 y 9.7 en tiempo total de cálculo.

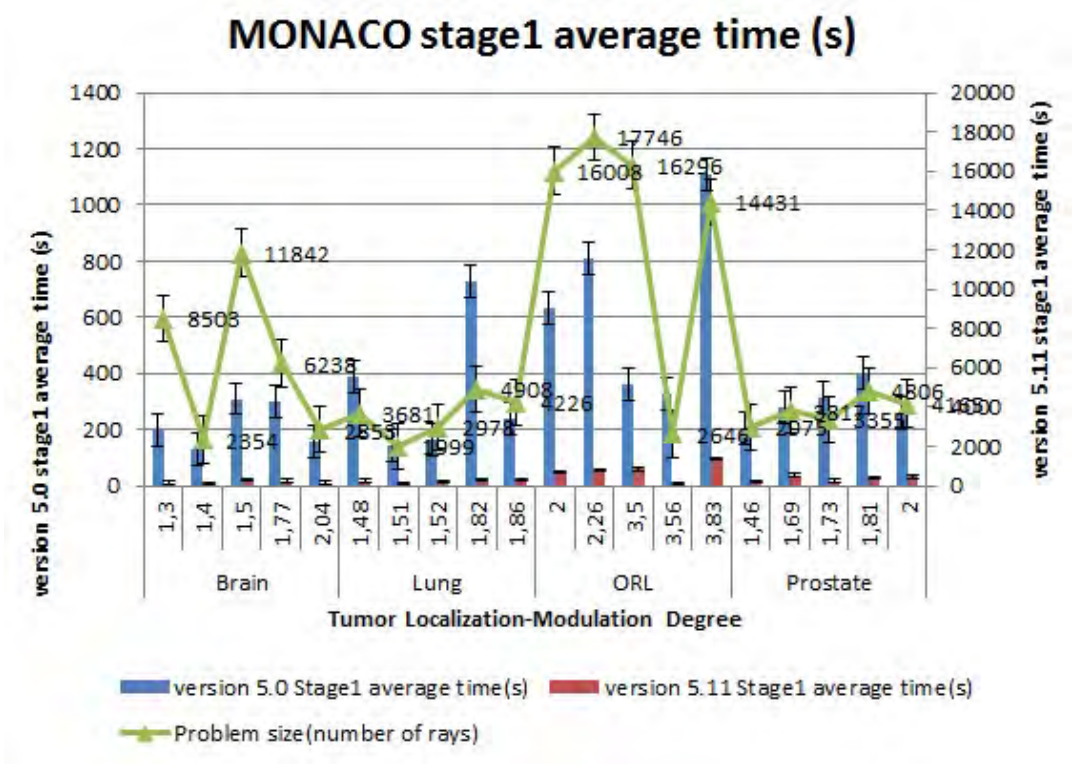
Se observó que planes con la misma localización, y con valores próximos en parámetros como el grado de modulación, número de condiciones (objetivos y constraints) y número y tamaño de segmentos, daban lugar a tiempos de cálculo muy similares en cada una de las versiones por separado.

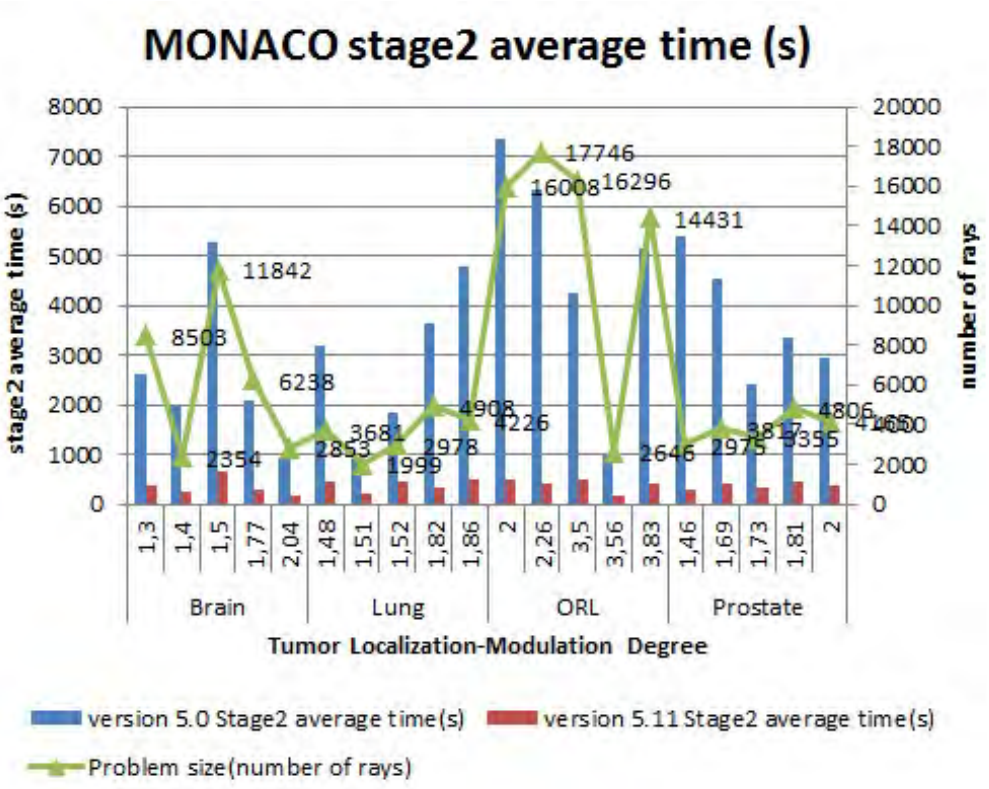
Conclusiones:

El grado de dificultad de cálculo de un plan dIMRT en una versión de Monaco depende del algoritmo de cálculo, grado de modulación, tamaño del tumor (relacionado con la localización y el número de vóxeles involucrados), número de condiciones (objetivos y constraints) y número y tamaño de los segmentos.

Los tiempos de cálculo para planes con estos parámetros en el mismo orden de magnitud sólo dependen de la capacidad y velocidad del motor de cálculo.

La versión Monaco 5.0 proporciona tiempos de cálculo del orden de 10 veces mayores que la versión Monaco 5.11 para un mismo plan, congruente con el hecho de que el motor de cálculo de ésta última versión haya multiplicado por 10 el número de historias individuales Monte Carlo que es capaz de procesar por segundo respecto de su versión anterior.




MONACO stage2 average time (s)
stage2 average time (s)
number of rays
8000
7000
6000
5000
4000
3000
2000
1000
0
20000
18000
16000
14000
12000
10000
8000
6000
4000
2000
0
8503
11842
6238
3681
4908
17746
16008
16296
14431
2354
2853
1999
2978
4226
2646
2975
3817
3355
4806
1,3
1,4
1,5
1,77
2,04
1,48
1,51
1,52
1,82
1,86
2
2,26
3,5
3,56
3,83
1,46
1,69
1,73
1,81
2
Brain
Lung
ORL
Prostate
Tumor Localization-Modulation Degree
version 5.0 Stage2 average time(s)
version 5.11 Stage2 average time(s)
Problem size(number of rays)

ID: 01204
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

Evaluación de las estrategías de optimización con RapidArc utilizando el valor de la función objetivo

Felipe Arturo Derecho Torres[1] , Montserrat Baeza Trujillo[1] , Florencio Javier Luís Simón[1]

1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

Objetivo: La herramienta RapidArc incluida en el sistema de planificación Eclipse tiene varias posibilidades de optimización que pueden ser empleadas para mejorar la calidad del plan de tratamiento.

El propósito de este estudio es analizar las diferentes opciones incluidas en el algoritmo de optimización PRO3, utilizando tres maniquís sobre los que se calculará un plan con iguales objetivos para cada maniquí y examinado los resultados utilizando para ello los valores finales de la función objetivo.

Material y métodos: Creamos tres maniquís en el sistema de planificación Eclipse V10.0 (Varian Medical Systems P.A.), de diferentes tamaños, distintas localizaciones del PTV y órganos de riesgo. Estos maniquís fueron tomados del artículo de Oliver et al.

Comenzamos calculando un plan base, consistente en un solo arco de VMAT de 358º con el colimador girado a 45º.

A continuación, fuimos variando el plan base utilizando las diferentes herramientas que nos ofrece el planificador. En nuestro caso utilizamos siete estrategias de optimización distintas, para después compararlas con los resultados obtenidos por el plan base. Las diferentes estrategias utilizadas fueron:

- Un arco de 358 º con el colimador a 45 º (baseline)
- Un arco de 358 con el colimador a 0 º (Colimador 0)
- Un arco de 358 º con el colimador a 30 º (Colimador 30)
- Volver a optimizar tras el resultado obtenido en la optimización base (Base 2 opt)
- Un arco de 358 º con el colimador a 45 º utilizando la herramienta “fit a shield” (Fit&Shield)
- Un arco de 358 º con el colimador a 45 º utilizando la herramienta “normal tissue” (Normal tissue)
- Dos arcos de 358 º con el colimador del primer arco a 45 º y del segundo a 315 º (2 arcos 45_315)
- Un arco de 358 º con el colimador a 45 º colocando el isocentro con la herramienta “fit the isocenter” (Iso opt)

Para la comparación de los planes analizamos los valores finales de la función objetivo de cada plan, normalizándolas al valor de la función objetivo final del plan base y utilizando una función de t-Student para evaluar si hay diferencias significativas entre estrategias.

Resultados: Las estrategias que mostraron una diferencia significativa respecto al plan base fueron tres: añadir un segundo arco de 358º con el colimador a 315º ($p< 0,025$), utilizar la opción ”fit a shield” antes de la optimización ($p< 0,01$) y por ultimo fijar el isocentro con la herramienta “fit the isocenter with arc geometry tool” ($p< 0,05$).

Conclusión: Según los datos que arroja nuestro estudio lo primero que podemos concluir es que el ángulo óptimo de colimador que minimiza la función objetico es 45º.

Además, de las siete diferentes estrategias que hemos analizado, tan solo tres producen un valor de la función objetivo con respecto al plan base significativamente diferente, consiguiendo mejorar dicho valor respecto del plan base. Estas tres estrategias son: añadir un segundo arco al plan con el colimador ortogonal al ángulo de colimador del primer arco, usar la herramienta “fit and shield” y situar el isocentro mediante la herramienta “fit the isocenter”.

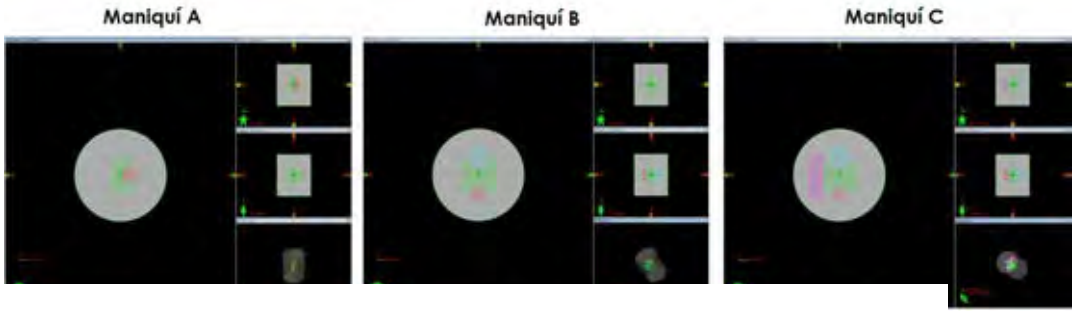


Tabla con los valores finales de la función de optimización normalizados

Func. Opt. Norm	Maniquí A	Maniquí B	Maniquí C
Baseline	1	1	1
Colimador 0	11,842	1,835	2,928
Colimador 30	2,214	0,777	1,309
Base 2 opt	0,859	1,352	1,554
Fit&shield	0,272	0,163	0,445
Normal tisue	1,140	1,256	1,082
2 arcos 45_135	0,247	0,414	0,633
iso opt	0,776	0,181	0,346

ID: 01276
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

Desarrollo de una aplicación para analizar el sinograma de apertura de láminas en Tomoterapia

Javier García Ledesma[1] , Sofía García Repiso[1] , Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Carlos Martín Rincón[1]

1) Hospital Universitario de Salamanca

Objetivos del Trabajo

Se presenta una herramienta de software que permite predecir la reproducibilidad dosimétrica de un plan de tratamiento de tomoterapia helicoidal, de modo que puede servir para establecer una posible causa de las diferencias que se puedan encontrar entre la dosis medida y calculada en las verificaciones del tratamiento

Materiales y Métodos

Para el cálculo de un tratamiento de tomoterapia helicoidal, el planificador divide la irradiación en 51 proyecciones por cada rotación del gantry. Según los parámetros de tratamiento elegidos: tamaño de campo, pitch, factor de modulación, dosis de prescripción a los volúmenes objetivo y las estructuras bloqueadas, se determina el periodo de rotación y los movimientos de láminas necesarios para conseguir los objetivos dosimétricos prescritos.

El tiempo máximo de apertura de una lámina durante el tratamiento viene dado por el periodo de rotación dividido por el número de proyecciones que tiene una rotación. En principio las 64 láminas podrían estar abiertas desde 0 ms hasta el máximo de la proyección y durante cualquier otro tiempo intermedio.

Existe un tiempo, denominado “tiempo de latencia” necesario para que una lámina pase de abierta a cerrada o viceversa. El modelado de este tiempo de latencia en el planificador es lineal, lo cual se ajusta a la realidad cuando el tiempo de latencia es insignificante con respecto al tiempo que permanece la lámina cerrada o abierta. En la bibliografía se encuentra que para tiempos de apertura por debajo de 120 ms existen desviaciones del orden de 5 ms. Las imprecisiones en la administración del tratamiento se hacen dosimétricamente cuantificables cuando el tiempo de apertura es inferior a 50 - 60 ms, es decir, afectará a aquellos planes de tratamiento en los que existen muchas proyecciones con láminas abiertas muy poco tiempo. Para tiempos cercanos al tiempo de proyección máxima, las imprecisiones son de mayor magnitud, pero su impacto en la dosimetría es mucho menor.

En el planificador se puede ver un histograma de los tiempos de apertura de láminas, pero se desconoce su correspondencia con la anatomía del paciente

Se ha desarrollado en Matlab una herramienta de software que a partir del plan exportado en formato DICOM proporciona de manera visual la información espacial de los movimientos de las láminas. Así, introduciendo un valor de tiempo umbral, muestra con un código de color las láminas que están abiertas o cerradas por debajo de dicho umbral y permite conocer qué lámina y en qué proyección se encontrarían los movimientos problemáticos para el MLC.

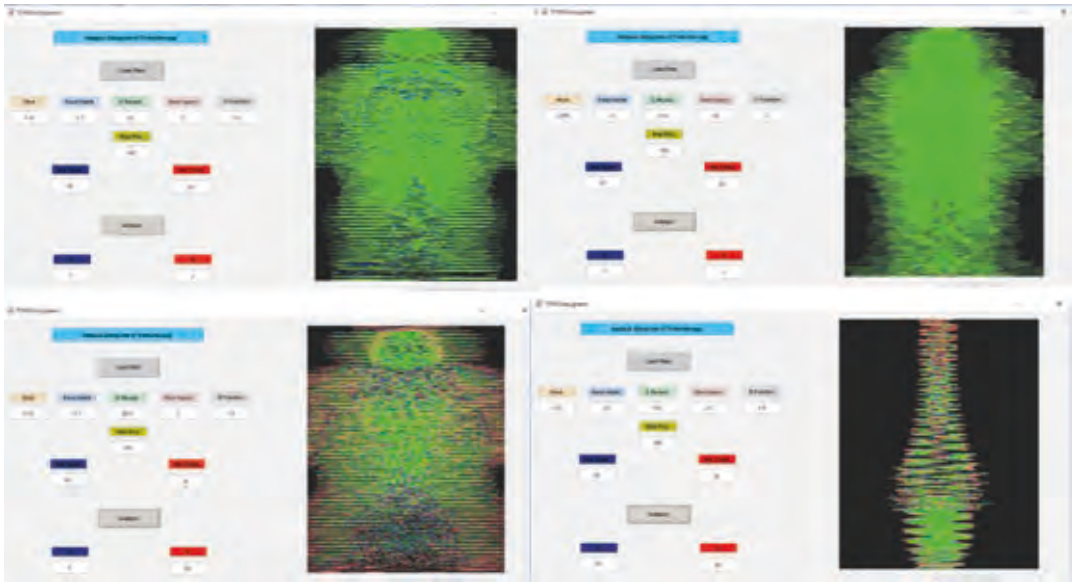
Resultados

En la imagen 1 se muestran 4 planes de tratamiento en los que se ha evaluado el movimiento de las láminas, estableciendo 50 ms como umbral de tiempo de apertura para las láminas con poco tiempo de apertura y 20 ms para las láminas con mucho tiempo de apertura. En rojo y azul se pueden observar las láminas que están cerradas y abiertas un tiempo por debajo del umbral respectivamente. Las láminas no problemáticas se muestran en verde.

Conclusiones

Se puede observar que en la mayoría de los planes evaluados los movimientos problemáticos de las láminas se encuentran en los bordes de las estructuras objetivo, probablemente debido a que en esas zonas se encuentran los órganos de riesgo y se tiene necesidad de una mayor modulación del haz.

Una futura línea de investigación consistiría en cuantificar las discrepancias dosimétricas encontradas en las verificaciones de los tratamientos debidos a estos movimientos extremos de las láminas. Hasta ahora la mayoría de artículos correlacionan estas discrepancias con el número de láminas, sin indicar si estas se encuentran cerca o lejos del punto de medida.



ID: 01361
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

PLANIFICACIÓN INVERSA MULTISOLUCIÓN EN TRATAMIENTOS DE ALTA TASA DE PRÓSTATA EN BRAQUITERAPIA

Naiara Fuentemilla[1] , Víctor Raposo[1] , Nerea Gallardo[1] , Daniel Martinez[1] , Santiago Pellejero[1] , Fernando Mañeru[1] , Laura Bragado[1] , Santiago Miquelez[1] , Fernando Caudepón[1] , Anastasio Rubio[1]

1) Complejo Hospitalario de Navarra

Introducción:
En la actualidad existen algunos sistemas de planificación enfocados a obtener múltiples soluciones, como resultado de una planificación inversa. La idea de este tipo de planificación es poder filtrar los resultados obtenidos según parámetros dosimétricos que el usuario puede seleccionar y modificar. En el Complejo Hospitalario de Navarra, hemos empezado a utilizar, desde hace unos meses, el sistema multisolución que ofrece Nucletron/Elekta para tratamientos de alta tasa de próstata en braquiterapia. El objetivo de este trabajo es comparar los resultados obtenidos con planificación inversa de solución única frente a la multisolución.

Métodos y materiales:
Se han analizado 71 tratamientos de braquiterapia de próstata con alta tasa, planificados con Oncentra Prostate v4.2 de Nucletron/Elekta, sobre imágenes de ecografía. Este procedimiento se lleva a cabo en el búnker de braquiterpia, acondicionado para realizar el implante, en el que se realiza la planificación y posterior tratamiento. Durante el proceso, el paciente permanece sedado, por lo que el tiempo de planificación también es un factor a tener en cuenta. Se ha observado que este tiempo no aumenta más de 5-8min al utilizar el método de soluciones múltiples. Se analizan y comparan datos dosimétricos significativos relacionados con dosis en órgano objetivo (próstata, D90 y V150) y órganos de riesgo (uretra y recto, D1cm^3 y D2cm^3 respectivamente).

Resultados:
54 de las 71 fracciones analizadas se tratan con la planificación realizada con la herramienta de soluciones múltiples. En el 83% de los casos el D90 de próstata aumenta en la multisolución frente a la solución única (el porcentaje de la próstata que recibe D90 varía en un rango que va desde un -1.5% hasta un 5.6%); el V150 de la misma disminuye en un 72% de los casos (en este caso el rango va desde un -5.34% hasta un 6.92%).

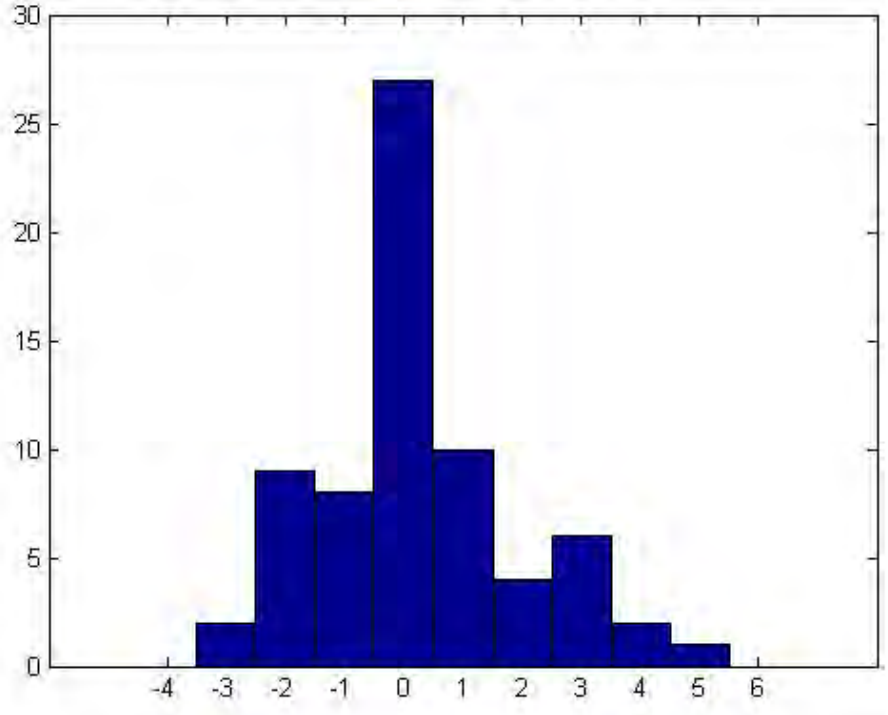
En la tabla1 se muestra el número de tratamientos en los que el D90 y el V150 de próstata aumenta o disminuye en la planificación multisolución frente a la solución única.

La diferencia de las dosis a 1cm^{3}de uretra se encuentra entre un -2% y un 2% para el 74% de los casos analizados. Por lo que respecta al recto, la diferencia de dosis a 2cm^3, se encuentra dentro del mismo rango en el 65% de los casos.

En el histograma 1 tenemos la representación de la variación del D1cm^3 de uretra. Se han agrupado los casos según la variación de este parámetro en los rangos indicados, cada uno de los cuales representa la diferencia en porcentaje entre la multisolución y la solución única.

Conclusiones:
El tratamiento recibido mejora en cuanto a parámetros dosimétricos del órgano objetivo manteniendo dentro de los límites las dosis en órganos de riesgo. De esta manera se consigue un tratamiento más completo, puesto que la dosimetría en el órgano objetivo mejora y el resto de factores a tener en cuenta en la planificación no sufren alteraciones severas o que pongan en duda la viabilidad de aplicación del tratamiento

Imagen dañada



ID: 01428
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

Protocolo de control de interrupciones en RTE integrado en un Sistema de Gestión de Tratamientos

AGUSTIN SANTOS SERRA[1] , LAURA VIDUEIRA MARTINEZ[1] , MARISA MIRÓ GÓMEZ[2] , MARTA RODRIGUEZ CORDÓN[2]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón 2) Servicio de Oncología Radioterápica. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.

Objetivo

La preocupación por la influencia de las interrupciones que sufren los pacientes en sus tratamientos de radioterapia (RT), y las posibles implicaciones clínicas asociadas, motiva este trabajo. Las soluciones ad-hoc, aplicadas en el Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón (CHPCS), junto con la experiencia de muchos otros centros de referencia, han servido para establecer un protocolo reglado de control de pausas integrado en *Mosaiq*.

Material/métodos

Sistema de gestión de información RT *Mosaiq 2.62* (*Elekta*, Estocolmo); *Microsoft Excel 2003; r*eferente bibliográfico: *"The timely delivery of radical radiotherapy: standards and guidelines for the management of unscheduled treatment interruptions" (Royal College of Radiologists, RCR),* que establece aspectos a tener en cuenta en un programa de gestión de las interrupciones en RT: clasificación de los pacientes por tipo de tumor y/o intención del tratamiento (tto); conocimiento de la realidad de cada centro; establecimiento de pautas de gestión de las interrupciones; definición de medidas compensatorias (manteniendo el tº total de tto y la dosis por fracción (fx), aumentando la dosis por fx para conservar el tiempo total de tto, etc).

Se realizó un estudio retrospectivo de los pacientes tratados en 2015 en los 2 aceleradores *ELEKTA (Precise* y *Synergy)* del CHPCS. Los datos relativos a sesiones administradas e incidencias durante tto en *Mosaiq* pueden exportarse a *Excel* para su análisis: fecha de inicio y fin del tto, fecha y motivo de las pausas/interrupciones; nº de fx; etc.

Se estimó (fig.1) el nº total de pacientes tratados y de pacientes con algún tipo de interrupción en su tto.

Se separaron los pacientes por tipo de fraccionamiento y se analizó (fig.1) el nº total de pacientes tratados vs: nº de pacientes de cada tipo de fraccionamiento con algún tipo de interrupción, nº medio de días de incremento de duración de los ttos debido a pausas o interrupciones,...

El CHPCS ha desarrollado un protocolo de trabajo con las siguientes etapas y consideraciones:

- Valoración de las soluciones adoptadas por diferentes centros radioterápicos; evaluación de la situación del nuestro.
- Uso de una base de datos de registro de todos los pacientes con sus calendarios de tto.
- Realización de auditorías sobre la correcta marcha del proceso y revisión de errores.
- Necesidad de implicación de toda la plantilla.

Resultados

Se clasificó a los pacientes por criterios de categorización (tabla 1). Estos indicadores no tiene el mismo peso específico; entre corchetes se muestra las "puntuación" asignada a cada uno. La "puntuación suma" resultará de gran utilidad definiendo un orden de prioridad para cambio de máquina o compensación de pausas. Se establecen 2 situaciones de valoración de las interrupciones y su calendario (tabla 1), que deberá evaluar el radio-oncólogo.

Las estrategias de compensación de pausas adoptadas se basan en la idea de mantener el tº total de tto y la dosis

por fx (tabla 1).

El protocolo propuesto intenta evitar la solución de añadir sesiones al final del tto para “compensar” las pausas sufridas, y elimina la medida de aumentar la dosis por fx durante n días (para mantener el tº total de tto) por las implicaciones logísticas y la utilización de recursos que conlleva.

Conclusiones

Antes de que los pacientes inicien su tto debe conocerse las posibles pausas previstas y cómo se van a compensar. Hay que disponer de un sistema que “alerte” de las interrupciones.

El protocolo de compensación de pausas de RT del CHPCS genera tareas pendientes como:

- Establecimiento de protocolos de compensación por tipo de localización.
- Revisión de flujos de trabajo y asignación de nuevas tareas y responsable/s.
- Establecimiento de criterios analíticos de evaluación del protocolo.

Se realizarán auditorías continuas, que evalúen la validez del procedimiento. Un buen indicador de calidad es el control tumoral, por lo que debemos establecer un seguimiento exhaustivo de los pacientes.

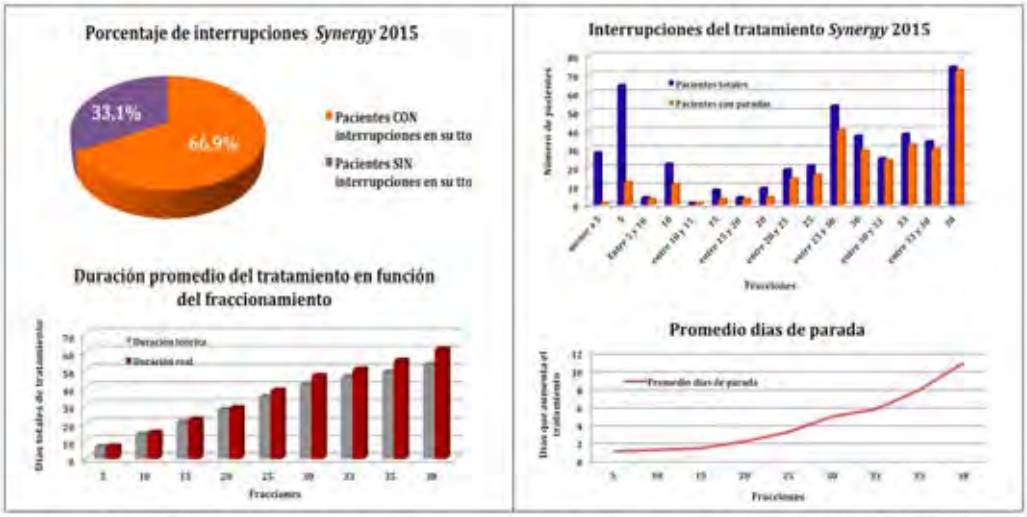


Figura 1. resultados del estudio retrospectivo de pausas de los pacientes del año 2015 en el CHPCS.

1. Indicadores para categorización de pacientes	2. Situaciones de valoración de las interrupciones y su calendario:	3. Medidas elegidas para compensación de pausas
a) Tipo de tumor: operado vs no operado • [50] Crecimiento rápido. • [40] Crecimiento lento. • [10] Bordes afectos. • [5] Bordes próximos. • [0] Bordes libres. **b) ¿Quimioterapia concomitante?:** • [20] *QT endovenosa.* • [15] *QT oral.* • [0] *Sin QT.* **c) Edad:** • [20]: *< 20 años.* • [15]: *20-40 a.* • [5]: *40-60 a.* • [0]: *> 60 a.*	I. **Pre-inicio del tto.** Posibles estados del paciente: • ***"PRE-Tto: NO valorado".*** • ***"PRE-Tto: Valorado>Ok".*** • ***"PRE-Tto: Valorado>Pte".*** *Una vez que comience el tto, todo paciente debe tener estado de valoración">Ok" (o "pendiente").* II. **Durante el tto.** Los estados de valoración en-tratamiento, en relación con las pausas no previstas inicialmente son. • ***"EN-Tto: NO valorado".*** • ***"EN-Tto: Valorado>Ok".*** • ***"EN-Tto: Valorado>Pte".*** *Antes de finalizar su tto, el estado de valoración de cada paciente debe ser "EN-Tto: Valorado>Ok".*	• **Cambio de máquina**. La interrupción del tto se compensa solicitando el cambio de acelerador de forma que se elimina dicha pausa ya que, de esta forma, el tto no se interrumpe y se mantiene el tiempo total de tto. • **Sesión doble**. Se programa una sesión doble (separadas un mínimo de 6 u 8 horas entre sí) para compensar las pausas que se puedan producir. • **Tratamiento en sábado y/o festivo**. Se puede programar el tratar en día festivo buscando mantener el tiempo total de tratamiento y la dosis por fx.
Los pacientes son clasificados en Mosaiq en función la edad y otros condicionantes clínicos.	*Se realiza un control continuo de valoración de las posibles pausas o de las incidencias durante el tratamiento de RT.*	*Las estrategias de compensación se basan en las implicaciones logísticas y la utilización de recursos que conlleva cada una de ellas.*

Tabla 1. Aspectos principales de la parametrización del protocolo de control de pausas en RT del CHPCS

ID: 00929
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

Análisis de planes de VMAT: ¿qué puede aportar a la planificación y verificación de tratamientos?

VICTOR HERNANDEZ MASGRAU[1] , JORDI SAEZ BELTRAN[2] , DIEGO JURADO BRUGGEMAN[3]

1) HOSPITAL SANT JOAN DE REUS 2) HOSPITAL CLINIC DE BARCELONA 3) ICO GIRONA

(1) Introducción y objetivo

Los planes de VMAT involucran muchos parámetros dinámicos que están interrelacionados y resultan difíciles de controlar y optimizar. En este trabajo presentamos una herramienta que permite analizar automáticamente todos estos parámetros y los resultados obtenidos con planes clínicos. Los parámetros recogidos son de gran utilidad para la optimización robusta de tratamientos, así como para la gestión y racionalización de las verificaciones pre-tratamiento.

(2) Material y Métodos

Se ha desarrollado un conjunto de programas de MATLAB que permiten analizar los planes de VMAT/IMRT a partir del plan exportado por el sistema de planificación en formato dicom.

Se calculan los siguientes índices de complejidad:

- MCS o Modulation Complexity Score (McNiven et al.)
- Leaf Travel (Masi et al.)
- Edge Metric (Younge et al.)
- Beam Irregularity (Du et al.)
- MI o Modulation Index (Park et al.)

Asimismo, también se evalúan

- Parámetros geométricos: tamaño de campo, giros de colimador y de mesa, número de arcos, etc.
- Distribución de aperturas de *MLC* y de diferencias entre posiciones de láminas adyacentes (interdigitación y efecto *tongue&groove*), velocidad media de las láminas, media de las variaciones de velocidad y de las aperturas de láminas.
- Variaciones de tasa de dosis (UM/min) y de velocidad de *gantry* (deg/s).

El análisis es totalmente automático y todos los resultados se almacenan incrementalmente, permitiendo su posterior análisis. Los resultados presentados incluyen el análisis de más de 1000 planes de VMAT recopilados en dos centros con equipamiento Varian.

(3) Resultados

- Existe una enorme variabilidad en las distribuciones de gaps de MLC en los tratamientos de VMAT, así como en general de todos los parámetros.

- Los planes con gaps pequeños se asocian a mayores efectos de tongue-and-groove e interdigitación, por lo que la modelización de estos efectos en el planificador es especialmente importante (Fig.1).

- Se han identificado grandes diferencias en los parámetros según la persona que realiza la dosimetría, especialmente en la fase inicial de implantación de la técnica. Este hecho pone de relieve la conveniencia de trabajar de forma protocolizada e implementar ‘soluciones de clase’.

- Incluso trabajando de forma protocolizada existe una gran variabilidad en los parámetros de los planes,

especialmente para patologías con mayor variabilidad en los volúmenes a tratar (ORL, SNC). Se han identificado algunas desviaciones importantes respecto a las 'soluciones de clase' para todas las localizaciones estudiadas (Fig.1). El análisis de planes permite definir mejor estas soluciones de clase y controlar los planes particulares.

- También existe una gran variabilidad de los índices de complejidad, incluso dentro de las soluciones de clase (Fig.2). Cuantificar dicha complejidad permite racionalizar el uso de planes complejos.

- Se han hallado ciertas correlaciones entre los resultados de las verificaciones pre-tratamiento y algunos de los parámetros e índices de complejidad, aunque en nuestro caso son correlaciones débiles (coef. Pearson ~ 0.6, curvas ROC con especificidad/sensibilidad ~ 0.7).

(4) Conclusiones

El análisis de planes de tratamiento permite:

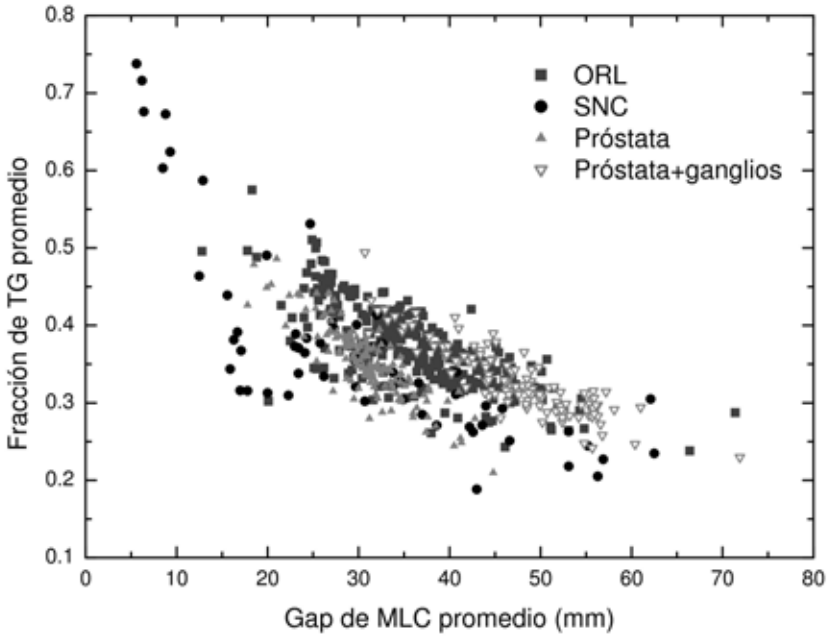
- Comprender mejor la compleja relación entre todos los parámetros involucrados en los planes de VMAT.

- Racionalizar el uso de planes con gaps pequeños y complejidades altas, generando planes de tratamiento lo más simples y robustos posibles.

- Definir mejor las 'soluciones de clase', así como establecer niveles de aceptación para los distintos parámetros e índices de complejidad. Esto permite garantizar la pertenencia de los planes a una solución de clase dada.

- Decidir qué planes es más conveniente verificar, e incluso seleccionar el método de verificación según las características del plan.

En consecuencia, el análisis de planes es una herramienta muy potente y útil, tanto durante la etapa de planificación como en la verificación de tratamientos de VMAT.



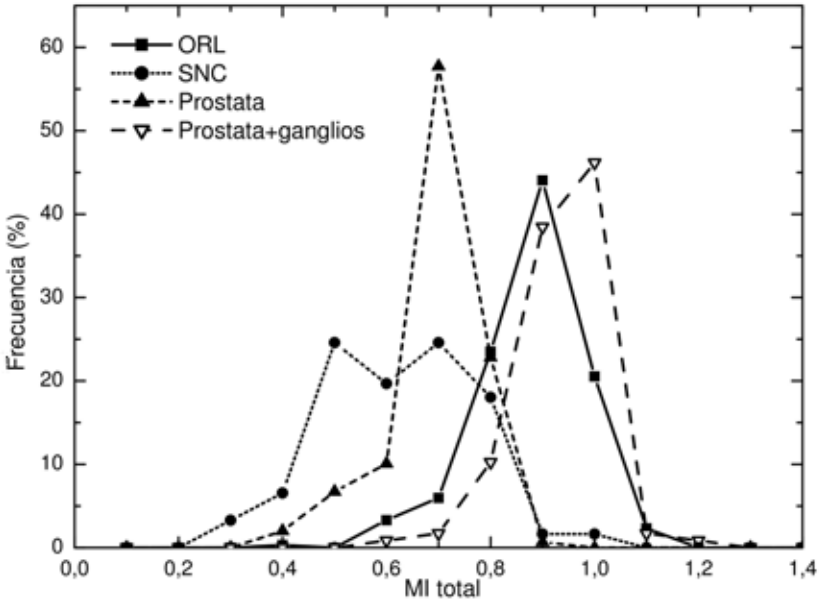


Fig. 2 Histograma de frecuencias de *Modulation Index* (MI) total por patología

ID: 01422
Tipo: Poster
Área temática: Optimización de planes de tratamiento

Parametrización del efecto dosimétrico de la curvatura de un aplicador superficial para braquiterapia intraoperatoria.

Miguel Martínez Albadalejo[2] , Maddalen Alonso Etxarri[1] , Juan David García Fuetes[1] , Miguel Cámara Gallego[1] , Rafael Colmenares Fernández[1] , Belén Capuz Suárez[1] , Rafael Morís Pablos [1] , David Sevillano Martínez[1] , María José Bejar Navarro[1] , Daniel Prieto Morán[1] , Feliciano García Vivente[1]

1) Servicio de Radiofísica. Hospital Ramón y Cajal. 2) Royal Stoke University Hospita

1. La utilización de aplicadores de electrones en tratamientos intraoperatorios en superficies curvadas presenta importantes dificultades.Por otro lado, con los sistemas de braquiterapia (IOHDR) se pueden conseguir dosis relativamente uniformes incluso en superficies curvas gracias a que los aplicadores que se adaptan a éstas. Como parte de la puesta en marcha de la técnica se propone en este trabajo un modelo que permitiría calcular las diferencias de dosis en puntos clínicos relativos al implante entre una geometría plana de cálculo y una curvada de tratamiento. El modelo consiste en una parametrización, diferenciando los casos de curvatura según el eje de los catéteres y según el eje transversal, de la diferencias de dosis en función del radio de curvatura del aplicador (R), el número de catéteres (N) y la longitud activada (L).
2. En el sistema de planificación (Oncentra Brachy 4.3) se han elaborado 4 planes de tratamiento para geometrías planas extremas: L(cm)= 5,12.5 y N= 5, 13 con un paso de parada de fuente constante e igual a 5 mm, simulando la geometría del aplicador Freiburg Flap (Elekta). Posteriormente se redefinen los 4 planes en una superficie de un R que varía desde 5 a 15cm. En cada caso, se introducen los tiempos de parada obtenidos en la geometría plana y se obtienen diferencias de dosis en a profundidades de 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5 cm respecto de las posiciones de parada. (Figura 1) Los resultados se analizan con el entorno matemático Matlab R2014a (MATrix LABoratory, MathWorks). En concreto, la herramienta “Curve Fitting 2D” nos permite generar distintos modelos que cuantifiquen el porcentaje de sobredosificación respecto el caso de geometría plana (%D? $[D_R - D_?]/D_?$) en función de las dos variables usadas (L,N). El problema se reduce a encontrar las funciones: % D (X,R) X = N para curvatura longitudinal y L para transversal. Verificación del modelo: se comparan valores del modelo con los calculados por SP. Se han muestreado N=6, 7, 8, 9, 11; R=5.0, 6.0, 7.5, 8.5, 10.0, 15.0 cm; L=5.0, 8.0, 10.0, 12.5 cm (en total más de 100 puntos).

1. Se tienen desviaciones superiores al 10% en las curvaturas más pronunciadas (R=5.0 cm) a partir de la profundidad de prescripción (5 mm en tejido de paciente). Para esta profundidad y S=12x5 cm^2 y 4x12.5 cm^2, se encontraron sobredosificaciones de hasta 11.4 y 16.4% para R=5 cm, en la curvatura longitudinal y transversal respectivamente. Del conjunto de ajustes efectuados (análisis de las dependencias de %D) se concluye que la evolución de %D queda bien descrita con funciones exponenciales simples, siempre y cuando se excluyan valores bajos de R. Al considerar éstos, los parámetros de bondad de los ajustes se deterioran. Por lo tanto, una descripción más exacta del fenómeno para todo el rango clínico de curvatura nos lleva a pensar en funciones biexponenciales con R del tipo: ?-(?,X)=(?+??)(,?-$^{???}$+?,?-$^{???}$) donde (a ,b, d, h, q) son constantes. La tabla 1 presenta estos valores para el caso del plano de prescripción. Verificación: la desviación máxima encontrada es de 2.6 %, siendo la mayoría de ellos < 1%.

1. Se encuentran diferencias dosimétricas que pueden ser clínicamente relevantes para R pequeños. En este trabajo se presenta un modelo práctico, basado en simulaciones en el SP, que parametriza el efecto de la curvatura adoptada por los catéteres insertados en un aplicador, en función del radio de curvatura, del número de catéteres activos (caso longitudinal), de la longitud activada (caso transversal) y de la profundidad de evaluación. Todo lo anterior con una profundidad de prescripción fija y clínica de 1 cm desde el centro de las fuentes (5 mm en paciente). El radio de curvatura puede ser calculado a partir de la longitud y espesor del lecho tumoral sobre el que se coloca el aplicador.

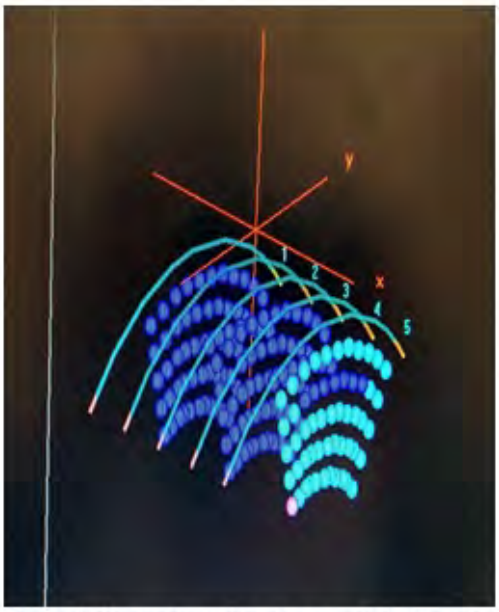


Figura 1. Reconstrucción de geometría curvada longitudinal y puntos de evaluación de dosis.

z= 1.0 cm	Parámetros	L= 5.0 cm	L= 12.5 cm	N= 5	N= 13
Coeficientes con un intervalo de confianza del 95 %	a | h	51.11	43.90	28.84	32.55
	b | k (cm)	3.82	1.880	9.588	5.445
	c | p (cm)	0.6604	0.5300	0.5615	0.4971
	d | q	0.1313	0.1425	0.05707	0.0712
	g | s (cm)	0.1003	0.0864	0.03133	0.0248
Bondad de ajuste	RMSE	0.2870	0.4164	0.1931	0.3058
	Adj. R-Square	0.9895	0.9770	0.9975	0.9917

Tabla 1. Coeficientes del ajuste en el plano de prescripción.

ID: 00904
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Planificación de tratamientos estereotácticos de cáncer de pulmón con técnicas VMAT

D. Sánchez-Artuñedo[1] , A. Seoane[1]

1) Hospital Universitari Vall d'Hebron

Objetivo

Las nuevas técnicas de arcoterapia modulada (VMAT) han experimentado un auge en los últimos años puesto que permiten una mayor conformación de la dosis a la vez que disminuyen el tiempo de irradiación. En este trabajo se comparan estas características para planificaciones con arcos coplanares y no coplanares en el caso de los tratamientos estereotácticos (SBRT) de cáncer de pulmón.

Material/Métodos

Se ha realizado un estudio dosimétrico en el que se compara la planificación de los tratamientos de SBRT de pulmón para 19 pacientes usando las técnicas 3DCRT, VMAT coplanar (VMAT-c) y VMAT con arcos no coplanares (VMAT-nc). Los pacientes se han planificado con diferentes esquemas de tratamiento: 3, 5 u 8 fracciones con una dosis total de 54 Gy, 55 Gy o 60 Gy respectivamente. Los planes de tratamiento se han realizado en Eclipse v11 (Varian Medical Systems) con haces de fotones de energía nominal 6 MV de un acelerador lineal Varian Clinac 2100 C/D. El algoritmo de cálculo utilizado fue AcurosXB. Para la técnica convencional 3DCRT se ha usado una media de 9 campos, con uno a cuatro campos no coplanares. Los planes con VMAT-c se han diseñado con dos arcos, pudiendo ser éstos parciales, con zonas de exclusión o totales, en función de la localización del tumor. En el caso de VMAT-nc, se añade dos arcos parciales posteriores y dos anteriores al plan coplanar, evitando la colisión con el cabezal del acelerador. Con el fin de evaluar los resultados se han comparado los parámetros de conformidad (R100%, R50%, D99%(%), D(2cm)(%)), y las dosis recibidas en médula, pulmón, esófago, corazón, piel, tráquea/bronquio y pared costal.

Resultados

3D vs RA-c

1. El volumen fuera de PTV irradiado a la dosis de prescripción (100%) es ligeramente menor con VMAT-c (-0.09; p<0.0001), lo que se traduce en una mejora de la conformación
2. El volumen de tejido sano irradiado a dosis intermedias (50%) es mayor con VMAT-c (0.28; p=0.02)
3. La dosis de cobertura del PTV (D99%) es mayor con VMAT-c (2.07%; p=0.0003)
4. En cuanto a los OAR, los parámetros de dosis de esófago (?D(1cm^3)= 0.89Gy), tráquea/bronquio (?D(1cm^3)= 0.25 Gy), y pared costal (?V(30Gy)= 2.32 cm^3) han sido ligeramente peores con VMAT-c. Por otro lado las dosis en pulmón (?V(20Gy)= -0.06%) , médula (?$D_{máx}$= -0.30 Gy), corazón (?D(1cm^3)= -0.6 Gy), y piel (?$D_{máx}$ = -2 Gy), han resultado mejores con VMAT-c siendo está ultima la única diferencia estadísticamente significativa

VMAT-c vs VMAT-nc

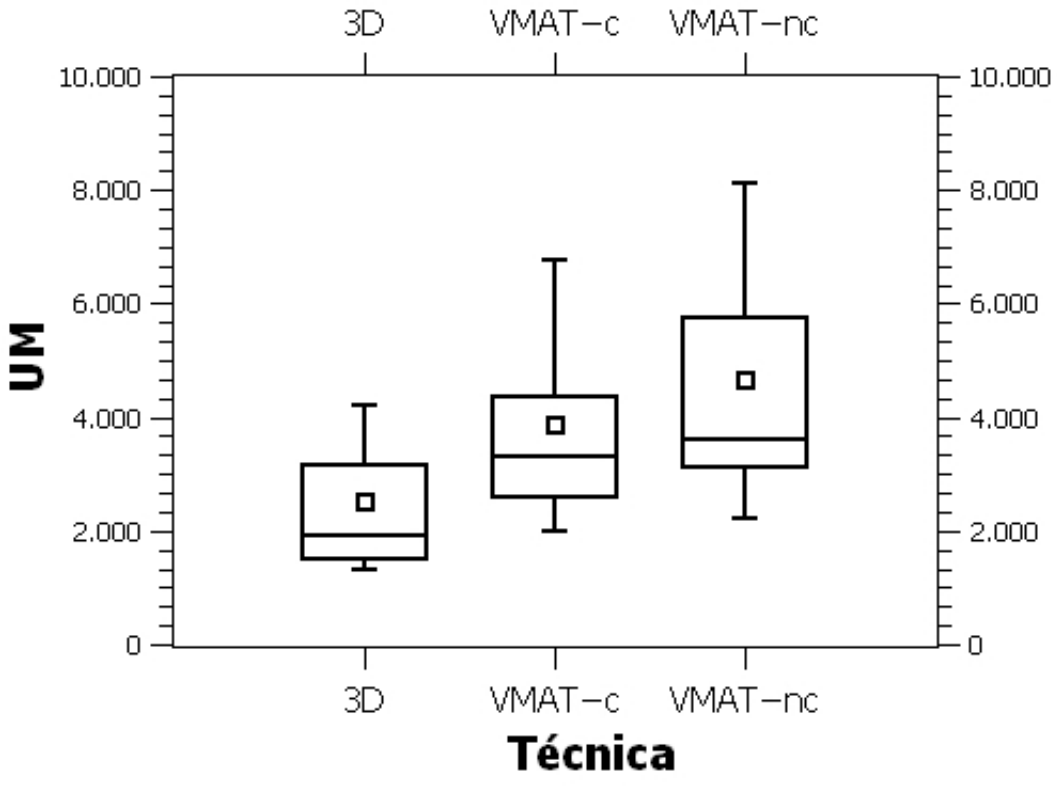
1. En cuanto la conformación de la dosis, las diferencias en R100% y R50% son pequeñas, mientras que la dosis a 2 cm en promedio disminuye un 2% con RA-nc.
2. Como resultado general, los valores obtenidos para los OARs son ligeramente mejores con la técnica de arcos no coplanares. Por el contrario, para el pulmón, el V(20 Gy) es discretamente menor (-0.15%, p = 0.01) cuando se planifica con la técnica VMAT-c.

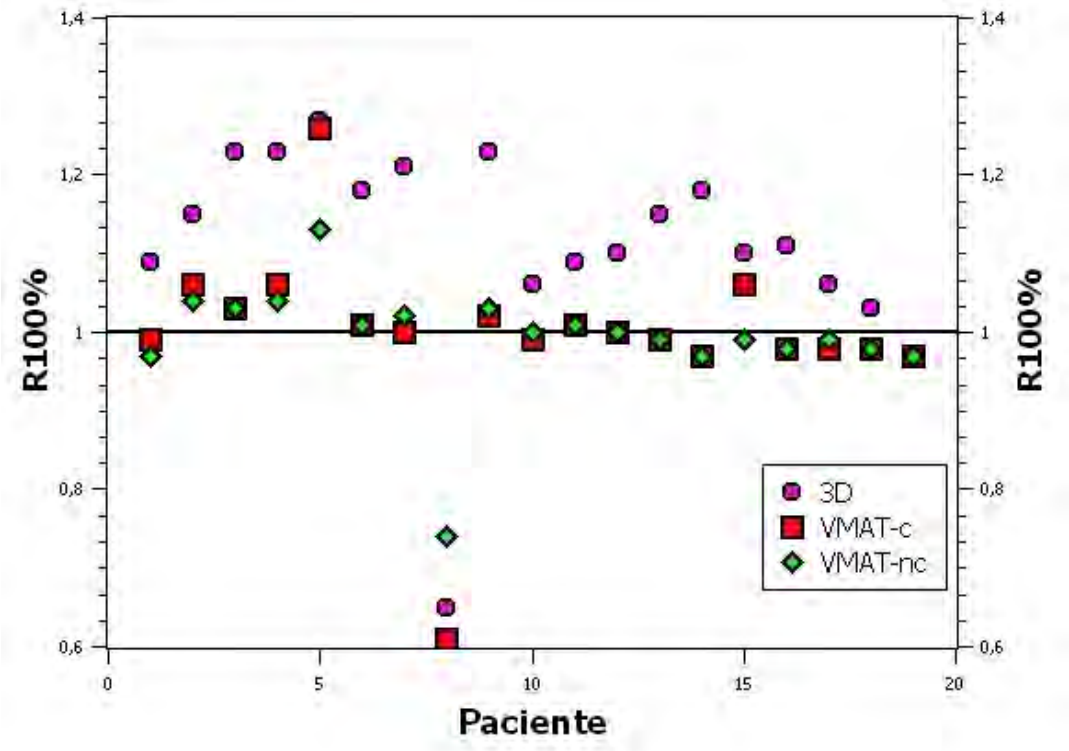
Esta mejora es estadísticamente significativa en todos los órganos, excepto para el corazón (p = 0.35) y la piel (p = 0.08).

1. Comparando con la técnica 3D, todos los órganos presentan valores de dosis más óptimos con VMAT-nc, a excepción del pulmón.

Conclusión

1. Las diferencias que se han obtenido entre las técnicas analizadas han resultado ser pequeñas, de lo que se infiere que todas son aptas para la planificación de tratamientos estereotácticos de cáncer de pulmón
2. Las técnicas de VMAT mejoran la conformación en el nivel de dosis de prescripción; sin embargo, irradian más volumen de tejido a niveles de dosis intermedias
3. La planificación de arcos no coplanares aporta una ligera disminución de las dosis máximas en los órganos de riesgo. Por otro lado, conlleva implícito un tiempo extra para girar la mesa que habrá que valorar a la hora de decidir la técnica de tratamiento.




1,4
1,2
1
0,8
0,6
R100%
0
5
10
15
20
Paciente
3D
VMAT-c
VMAT-nc

ID: 01058
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Optimización de dosis en radioterapia convencional de mama mediante posicionamiento: supino vs prono

DAVID HERNÁNDEZ GONZÁLEZ[1] , PABLO CHAMORRO SERRANO[1] , CRISTINA ANSÓN MARCOS[1] , MARÍA ROCH GONZÁLEZ[1] , PABLO CASTRO TEJERO[1] , PAULA GARCÍA CASTAÑÓN[1] , LEOPOLDO PÉREZ GONZÁLEZ[1] , MARIA LUISA ESPAÑA LÓPEZ[1]

1) H.U. LA PRINCESA

Objetivo: La radioterapia juega un papel muy importante en la supervivencia del cáncer de mama. En este estudio se pretende evaluar el posicionamiento prono frente a supino en técnicas 3D de radioterapia en pacientes con carcinoma de mama, analizando la dosis absorbida en órganos de riesgo circundantes, pulmón y corazón.

Material y métodos: Se han estudiado un total de 34 pacientes (16 posicionadas en prono y 18 en supino). Todos los tratamientos analizados se encuentran localizados en la mama izquierda, han sido realizados de manera hipofraccionada, distribuidos en 15 fracciones de 2,67 Gy/fracción en mama, y 0,3 Gy/fracción en el PTV Boost de forma concomitante. Se han analizado las dosis medias en PTV mama y en PTV Boost. Además, se han evaluado las dosis medias en pulmón y en corazón así como el V20, V5 de pulmón y el V30 y V20 de corazón.

La valoración de los resultados obtenidos para ambos posicionamientos se ha realizado, mediante Excel y SPSS, con una prueba t-student para medias de muestras independientes con un nivel de significación p= 0,05.

Resultados: En las pacientes posicionadas en prono se observa una disminución significativa de dosis media ($p<0,01$), V20 ($p<0,01$) y V5 ($p<0,01$) en pulmón, así como en la dosis media ($p=0,01$), V20 ($p=0,02$) y V30 ($p=0,02$) en corazón frente a las posicionadas en supino.

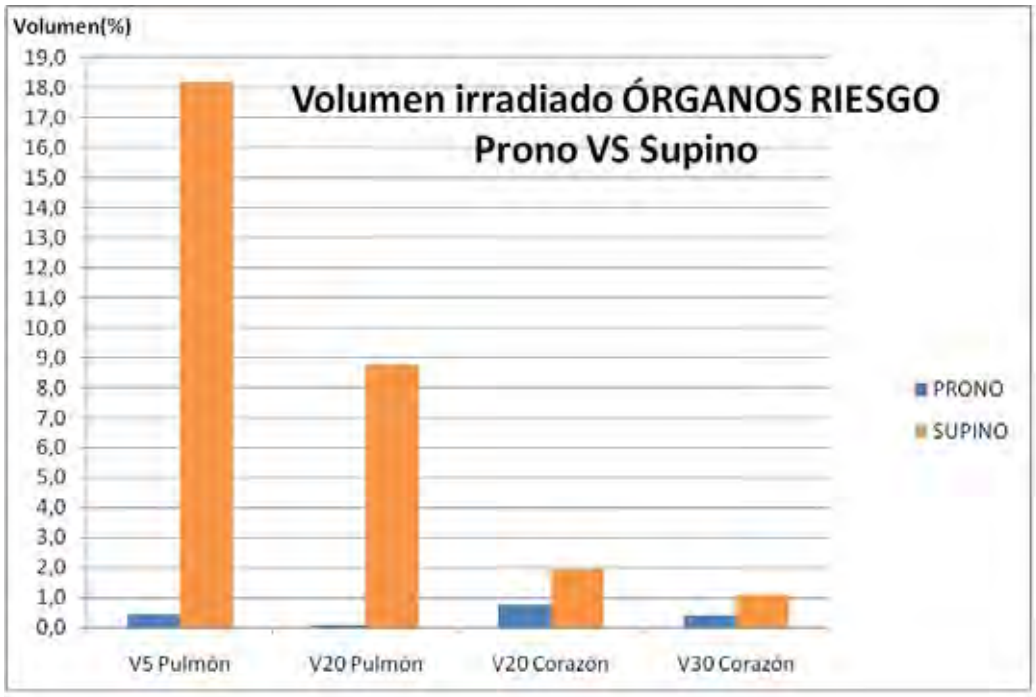
Las dosis medias PTV boost y el porcentaje de volumen irradiado entre el 95% y el 107% de la dosis prescrita son muy próximas para ambos posicionamientos.

La dosis media PTV mama y el tanto por ciento de volumen irradiado con el 95% de dosis prescrita presentan valores similares para ambos posicionamientos

Conclusiones: El posicionamiento en prono para tratamientos de radioterapia de carcinomas de mama refleja una disminución de dosis, respecto de la colocación en supino, en los órganos de riesgo cercanos, sobre todo en pulmón, obteniendo coberturas y dosis medias de PTV mama y PTV Boost muy similares para ambos posicionamientos.

Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
									95% de intervalo de confianza de la diferencia	
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	Inferior	Superior
Lung_V5	Se asumen varianzas iguales	41,077	,000	-7,699	32	,000	-17,71715	2,30123	-22,40493	-13,02936
	No se asumen varianzas iguales			-8,171	17,551	,000	-17,71715	2,16839	-22,28478	-13,14952
Lung_V20	Se asumen varianzas iguales	14,192	,000	-5,795	32	,000	-9,64514	1,66391	-13,03382	-6,25646
	No se asumen varianzas iguales			-6,116	17,055	,000	-9,64514	1,57743	-12,97049	-6,32179
Lung__DMean	Se asumen varianzas iguales	42,873	,000	-7,446	32	,000	-6,84782	,91979	-8,72934	-4,96630
	No se asumen varianzas iguales			-7,897	17,588	,000	-6,84782	,87591	-8,76060	-4,93504
Heart_V20	Se asumen varianzas iguales	1,937	,173	-2,862	32	,018	-1,18675	,41790	-2,03748	-,33604
	No se asumen varianzas iguales			-2,556	31,054	,016	-1,18675	,46428	-2,09522	-,27828
Heart_V30	Se asumen varianzas iguales	3,811	,060	-2,331	32	,026	-,67368	,28774	-1,25995	-,08742
	No se asumen varianzas iguales			-2,208	20,427	,039	-,67368	,30501	-1,31003	-,03733
Heart_DMean	Se asumen varianzas iguales	,037	,851	-3,016	32	,005	-,70000	,23206	-1,17274	-,22725
	No se asumen varianzas iguales			-2,900	29,514	,007	-,70000	,24142	-1,17319	-,22681



ID: 01185
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Aplicación para el tratamiento monoisocéntrico de mama y niveles ganglionares sin hemicampos.

Alejandro Ferrando Sánchez[1] , Eduardo Cabello Murillo[1] , Raúl Díaz Fuentes[1] , Ana Milanés Gaillet[1] , Gustavo Pozo Rodríguez[1] , Alejandro Prado Barragán[1]

1) Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario "12 de Octubre". Madrid

INTRODUCCIÓN

El uso de técnicas de isocentro compartido con hemicampos es habitual en el tratamiento con radioterapia externa de mama en los que hay que irradiar niveles ganglionares. Su limitación es el tamaño mayor de hemicampo posible en máquina. Cuando la mama es extensa una solución es emplear dos isocentros con giros de colimador y rotaciones de mesa; tanto la planificación dosimétrica como la puesta en máquina y su verificación aumentan de complejidad. Como alternativa, el método monoisocéntrico de *Zhang, T. et al.*[1] permite el empleo de campos tangenciales y anteriores para la mama y fosa respectivamente mediante ajuste de divergencias. Hemos implementado un programa independiente al sistema de planificación (SP) que calcula los giros de colimador y de mesa a utilizar. Incluimos la posibilidad de introducir un campo de fosa posterior, extendiendo el modelo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para el diseño de tratamientos hemos empleado los SP Varian Eclipse v11.0 y Elekta Oncentra® v. 4.1 SP2. Tras importar las imágenes de simulación de la paciente situamos el isocentro en la mama, caudal al futuro plano de unión de haces. Con esta técnica, si Y_2 e Y_1 son las aperturas de campo craneal y caudal, respectivamente en el haz supraclavicular la mordaza inferior Y_1 ha de sobrepasar su línea de cero una cantidad A, a elección del usuario. Tanto la mesa de tratamiento como el colimador han de ser rotados para ajustar la divergencia geométrica de los campos tangenciales de mama y el campo supraclavicular. En lo siguiente, los ángulos de giro de colimador, mesa y cabezal son representados por $?$, $?$ y $?$, respectivamente (convención *IEC*), con los superíndices ^{S} o ^{T} para denominar el campo supra o tangencial (interno o externo).

Una vez elegido la angulación de cabezal del campo supraclavicular, $?^S$, el ángulo de colimador de dicho haz viene dado por [1] (figura 1). Para los campos tangenciales inferiores el usuario tiene que definir la angulación óptima, que minimice la dosis en pulmón y corazón, $?^T$. Con estos parámetros los giros de mesa y los ángulos de colimador de cada tangencial se calculan mediante [2] y [3].

Se ha programado un ejecutable Visual Basic 6.0 al que hay que suministrar la apertura A (definida por la mordaza Y_2 en los campos tangenciales y la Y_1 en el de fosa) y los ángulos de cabezal $?^S$, $?^{Tint}$ y $?^{Text}$; calcula automáticamente los giros de colimador y de mesa necesarios para hacer coincidir los planos de divergencia. Se ha incluido la opción de un campo supraclavicular opcional extra ya que tiene que cumplir las mismas ecuaciones que los campos tangenciales; de existir solución, el programa muestra $?^{Sextra}$, $?^{Sextra}$ a introducir en el SP. A continuación debe realizarse la planificación del tratamiento con la colimación multilámina y el empleo de campos reducidos o cuñas que se requieran.

RESULTADOS

La ejecución del programa presenta la interfaz de la figura 1, dónde el usuario ha de rellenar los datos requeridos. Devuelve el cálculo del resto de parámetros.

Se ha incluido un giro de mesa inicial que se suma a los calculados para cuando convenga desplazar rígidamente todo el tratamiento para evitar el pulmón ipsilateral. En la figura 2 se muestra el resultado final en el SP con campo de fosa posterior extra. Se debe verificar la no existencia de colisiones. Para rotaciones de mesa inferiores a ±15º esto no suele ser problema, incluso para el campo de fosa posterior.

Utilizar aperturas de mordaza *A* pequeñas y campos de fosa poco angulados ($?^{S}$<10º) minimiza giros de mesa y de colimador.

CONCLUSIÓN

Mediante el uso de esta técnica monoisocéntrica y de la aplicación desarrollada se reducen considerablemente los tiempos de planificación y de máquina frente a un tratamiento convencional con dos isocentros.

REFERENCIAS

1.Zhang T, Dilworth JT, Marina O, Chen P, Benedetti L, Liu Q. A three-field monoisocentric inverse breast treatment planning technique without half-beam blocking. J Appl Clin Med Phys 2015 Sep 8; 16(5):5494.

$$\alpha^S = \sin^{-1}\left(\frac{A \cdot \tan\theta^S}{SAD}\right) \quad [1]$$

$$RISO^T = \beta^T = \sin^{-1}\left(\frac{A \cdot \left(\cos\theta^T - \cos\theta^S\right)}{SAD \cdot \cos\theta^S \cdot \sin\theta^T \cdot \cos\alpha^S}\right) \quad [2]$$

$$\alpha^T = \tan^{-1}\left(\tan\beta^T \cdot \cos\theta^T + \frac{A \cdot \sin\theta^T}{SAD \cdot \cos\alpha^S \cdot \cos\beta^T \cdot \cos\theta^S}\right) \quad [3]$$

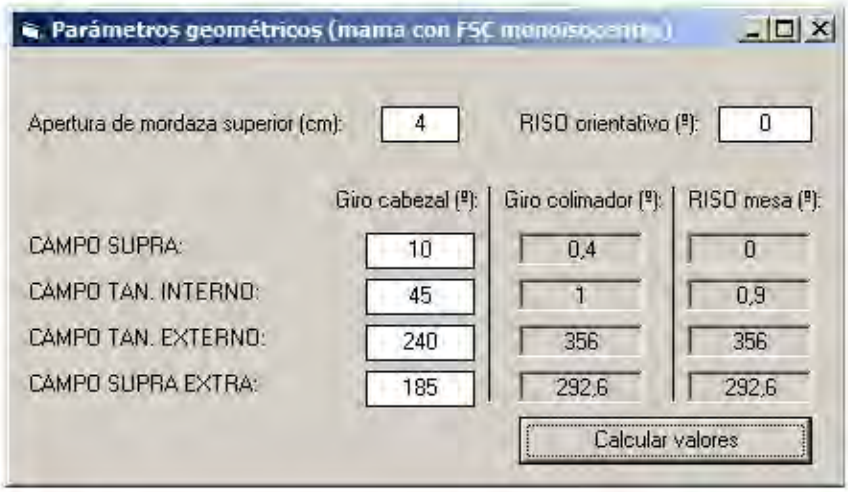


Fig. 1. Expresiones y ejecución de la aplicación con los parámetros rellenos y el cálculo resultante, incluyendo un campo supraclavicular extra posterior.

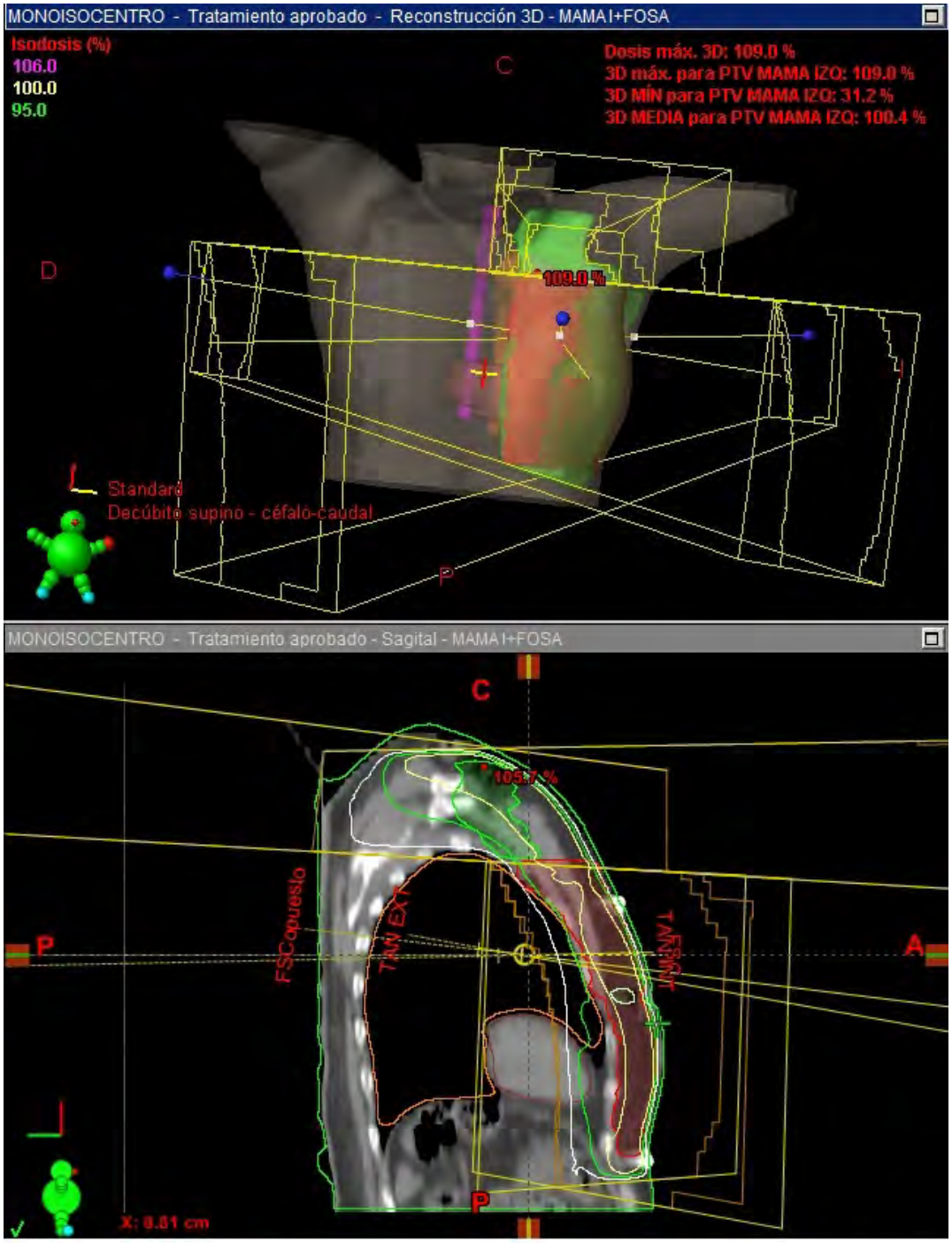


Fig. 2. Ajuste de divergencias en un caso real con campos de fosa anterior y posterior, giros de cabezal, colimador y mesa posibles.

ID: 01184
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Comparación de las técnicas 3DCRT, IMRT y VMAT en mama bilateral con supra

Julio Luis Martínez Valdivia[1] , Juan Romero Pérez[1] , Daniel Morera Cano[1] , Francesc Sansaloni Florit[1] , María del Carmen Costa Tur[1] , Alejandro Ariño Gil[1] , Adrià Marí Palacios[1] , Fernando Romero Sillero[1] , Joan Cristofol Font Gelabert[1]

1) Hospital Universitario Son Espases (Palma de Mallorca)

I. INTRODUCCIÓN

La irradiación total de la mama es uno de los tratamientos más frecuentes en los servicios de radioterapia, en nuestro centro hospitalario se realizan mediante 3DCRT con MLC estático aunque debido a las nuevas posibilidades que brindan los aceleredarores en estos momentos, además de la terapia convencional con 3DCRT, actualmente se dispone de una amplia variedad de técnicas para abordar la irradiación de la mama: Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT) y Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT). En el presente estudio se exponen los resultados dosimétricos de dos pacientes, tanto para volúmenes de tratamiento como para órganos de riesgo en tratamientos de mama bilateral con supra.

II. MATERIAL Y MÉTODO

A. Material

Para realizar este estudio utilizaremos planificador Eclipse versión 13.6 de Varian y un acelerador “Varian Clinac DHX 2100”

B. Método

La planificación en 3DCRT conformada se realizó en el planificador Eclipse versión 13.6, para las dos mamas se usaron campos tangenciales con dos isocentros distintos, con una orientación tal que se evite la superposición de los haces en la medida de los posible. Para homogeneizar dosis se añadieron segmentos a los campos tangenciales. Para los supra se utilizaron 3 campos y se usó el isocentro de la mama.

La planificación IMRT se realizó en el planificador Eclipse versión 13.6 con un tratamiento isocéntrico colocado en el esternón y 15 campos, de los cuales, 6 campos para la mama derecha (20º, 40º, 60º, 240º, 260º y 280º), 6 campos para la mama izquierda (80º, 100º, 120º, 300º, 320º y 340º) y 3 campos para el supra (0º, 40º y 320º)

La planificación VMAT se realizó en el planificador Eclipse versión 13.6 con un tratamiento isocéntrico colocado en el esternón y 4 arcos, 2 arcos con giro de gantry en sentido de las agujas del reloj, uno entre 185 y 60 CW y otro entre 240 y 120 CW, con giro de colimador de 20º-30º y 90º respectivamente. Los otros 2 arcos con giro de colimador en sentido contrario a las agujas del reloj, uno entre 175 y 300 CCW y otro entre 120 y 240 CCW, con giro de colimador de 330-340º y 90º respectivamente.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las siguientes tablas recogen los resultados, tanto de los órganos de riesgo como de volumen de tratamiento para

los pacientes planificados.

IV. CONCLUSIONES

En los distintos PTV´s tenemos resultados en cuanto a cobertura, conformidad y homogeneidad parecidos entre la VMAT e IMRT. Obteniendo peores resultados en la 3DCRT.

En pulmones el V_20 de un paciente es mejor con la VMAT y para el otro la 3DCRT, sin embargo para dosis media el mejor método es la 3DCRT.

En el corazón el V_40 obtiene mejores resultados la VMAT pero en dosis media es la 3DCRT.

En conclusión, la VMAT está presente, como mejor técnica, tanto para PTV´s como para órganos de riesgo así que a priori se presentará como la mejor técnica, aunque al ser una pequeña muestra de pacientes se hace necesario ampliar el estudio para poder llegar a un resultado más concluyente.

REFERENCIAS

[1] “IMRT for breast. a planning study”. Fogliata A. et al.

[2] “Simultaneous integrated boost radiotherapy for bilateral breast: a treatment planning and dosimetric comparison for volumetric modulated arc and fixed field intensity modulated therapy” Giorgia Nicolini G. et al.

Órgano de riesgo	Paciente 1			Paciente 2		
Pulmón izquierdo	3DCRT	IMRT	VMAT	3DCRT	IMRT	VMAT
V_20	20,02	14,90	11,33	13,70	14,18	12,08
D_media (Gy)	11,72	10,11	11,54	8,40	9,72	10,21
D_2%(Gy)	49,33	39,40	33,69	48,26	38,25	36,52
Pulmón derecho						
V_20	13,67	16,43	13,00	8,31	12,12	11,93
D_media (Gy)	9,27	11,35	11,59	6,21	8,39	10,12
D_2%(Gy)	47,48	39,32	33,31	48,02	35,37	33,45
Pulmones						
V_20	16,74	15,72	12,20	10,95	13,12	12,01
D_media (Gy)	10,41	10,77	11,56	7,28	9,04	10,17
D_2%(Gy)	1,41	39,36	33,47	48,19	36,90	34,93
Corazón						
V_40	1,41	0,00	0,00	0,51	0,01	0,00
D_media (Gy)	3,96	7,58	5,14	2,45	6,77	4,59
D_2%(Gy)	33,85	21,30	12,08	0,23	41,39	12,82

PTV	Paciente 1			Paciente 2		
Mama derecha	3DCRT	IMRT	VMAT	3DCRT	IMRT	VMAT
D_98% (Gy)	49,56	49,56	49,52	49,66	49,43	49,02
D_2%(Gy)	57,33	54,52	54,76	56,95	54,84	54,20
Indice de conformidad (IC)	1,66	1,05	1,04	1,62	1,10	1,05
Indice de homogeneidad (IH)	0,14	0,09	0,10	0,13	0,10	0,10
D_50%(Gy)	54,09	52,56	52,67	54,37	52,44	52,06
V_90%	99,99	99,60	99,98	99,59	99,96	99,99
V_95%	97,93	96,24	99,82	97,67	99,70	99,85
V_105%	30,19	0,09	55,66	31,44	47,10	32,65
V_PTV	761,57	761,57	761,57	324,21	324,21	324,21
Mama izquierda						
D_98% (Gy)	50,99	48,90	49,35	50,58	49,08	49,35
D_2%(Gy)	58,10	55,16	55,04	56,78	54,46	54,28
Indice de conformidad (IC)	1,66	1,05	1,04	1,62	1,10	1,05
Indice de homogeneidad (IH)	0,13	0,12	0,11	0,11	0,10	0,09
D_50%(Gy)	54,95	52,84	52,49	54,09	52,41	52,10
V_90%	99,70	99,19	99,98	99,94	99,91	100,00
V_95%	99,11	95,58	99,76	98,97	99,42	99,87
V_105%	46,79	0,45	49,67	25,82	47,22	35,09
V_PTV	1178,11	1178,11	1178,11	343,61	343,61	343,61
Supra						
D_98% (Gy)	50,44	49,60	48,71	50,13	49,46	50,01
D_2%(Gy)	57,03	54,09	54,33	57,91	53,50	54,11
Indice de conformidad (IC)	1,66	1,05	1,04	1,62	1,10	1,05
Indice de homogeneidad (IH)	0,12	0,09	0,11	0,14	0,08	0,08
D_50%(Gy)	53,55	52,74	52,01	54,54	52,00	52,20
V_90%	100,00	99,79	100,00	99,60	100,00	100,00
V_95%	99,19	95,11	99,74	98,35	99,88	100,00
V_105%	21,06	0,00	36,33	40,08	23,30	36,64
V_PTV	382,15	382,15	382,15	107,10	107,12	107,12

ID: 01265
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE VMAT E IMRT CON SLIDING-WINDOW EN CÁNCER DE PRÓSTATA CON PRÓTESIS BILATERAL DE CADERA

Daniel Morera[1] , Adrià Marí[1] , Julio Martínez[1] , Francesc Sansaloni[1] , Raquel Roncero[1] , Romero Juan[1] , Joan Font[1]

1) Hospital Universitario Son Espases, Palma de Mallorca

Introducción
La Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT) es actualmente una de las técnicas más comunes para pacientes con cáncer de próstata, ya que consigue una gran conformación de la distribución de dosis. El alto número atómico de las prótesis de cadera aumenta la complejidad de este tipo de tratamientos, ya que no solo produce artefactos en la imagen CT de simulación, sino que dispone de Unidades Houndsfield por encima del máximo de la curva de calibración, por lo que se hace necesario evitar la entrada en haz directo a través de las prótesis.

Propósito

Analizar un caso clínico real para el tratamiento de cáncer de próstata en un paciente con prótesis bilateral de cadera, desde el contorneo de estructuras, hasta el desarrollo de toda la planificación. Con el objetivo de comparar la calidad dosimétrica de diferentes soluciones, VMAT y radioterapia de intensidad modulada empleando sliding window.

Materiales y métodos

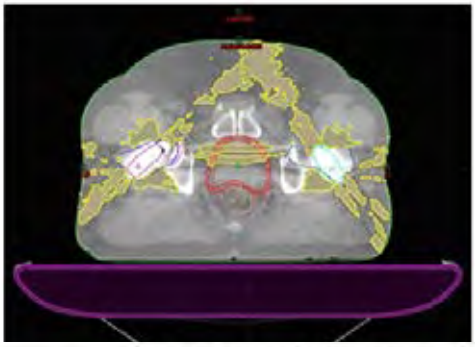
Los planes para IMRT y VMAT fueron optimizados empleando el planificador Eclipse versión 10, con un algoritmo AAA, el cual trunca para Unidades Houndsfield por encima de la curva de calibración, para un acelerador VARIAN Clinac XiV. La dosis prescrita ha sido 78 Gy a 2Gy/fracción.

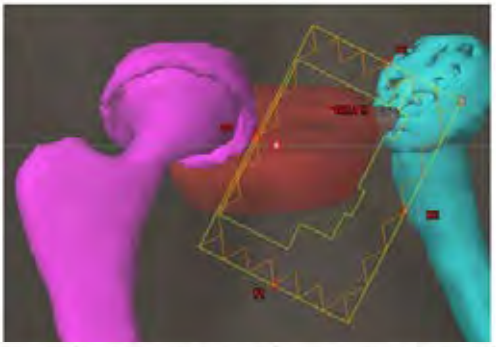
En primer lugar, se asignó densidad de tejido blando (agua) a todas las zonas artefactadas de la imagen CT. Ambas prótesis fueron contorneadas, empleando una herramienta de contorneo en función de las Unidades Houndsfied, pudiendo así evitarlas en las planificaciones del tratamiento.
Se propusieron tres planes de tratamiento IMRT con Sliding-Window, con 7 campos, 9 campos y 11 campos, todos optimizados con planificación inversa de haz restringido, fijando mandíbulas durante la optimización, como se aprecia en la Figura 1. Para el caso de las planificaciones VMAT se optimizaron dos planes de tratamiento, ambos con sectores de exclusión, el primero dispone de amplios sectores de exclusión y el segundo sectores de exclusión más estrechos, ambos con el objetivo de evitar las protésis a la entrada del haz. Ambos planes VMAT fueron optimizados con dos arcos.

Resultados
La técnica IMRT consigue una mejor distribución de dosis que la técnica VMAT. La IMRT de 11 campos ha mostrado el mejor índice de conformación de dosis, si comparamos ambas planificaciones VMAT, se consigue una mejor distribución de dosis con los segmentos de exclusión más estrechos. El índice de homogeneidad para la IMRT de 11 campos fue de 0,046 frente a 0,077 del VMAT con segmentos de exclusión pequeños. 11-campo IMRT obtuvo un 28,50% en el V50 del recto frente a 40,90% para VMAT con segmentos de exclusión pequeños. En cuanto al número de Unidades de Monitor, fueron significativamente mayores para las planificaciones IMRT, un 60,36% mayor para IMRT con 11 campos en comparación con VMAT con segmentos de exclusión pequeños. En la tabla se presentan todos los resultados para las distintas planificaciones.

Conclusión

IMRT con 11 campos muestra una mejor conformación de dosis en PTV y menor dosis en recto y vejiga comparado con los otros planes analizados. A pesar de que desde un punto de vista logístico presenta desventajas, debido a su mayor tiempo de tratamiento y mayor número de Unidades de Monitor, desde un punto de vista dosimétrico es la que presenta mejores resultados.





	IMRT 7 campos	IMRT 9 campos	IMRT 11 campos	VMAT - amplios AS	VMAT - reducidos AS
UM	1163	1209	1262	593	787
D_2	82,908 Gy	81,983 Gy	81,345 Gy	84,480 Gy	83,280 Gy
D_{98}	77,574 Gy	77,558 Gy	77,653 Gy	76,830 Gy	77,110 Gy
D_{50}	79,710 Gy	79,632 Gy	79,381 Gy	81,290 Gy	80,420 Gy
Recto V_{50}	32,08%	35,35%	28,50%	51,51%	40,90%
Recto V_{66}	19,28%	17,95%	15,49%	32,64%	20,26%
Vejiga V_{50}	27,50%	26,75%	26,40%	32,89%	28,29%
IH	0,067	0,056	0,046	0,094	0,077
IC	1,210	1,134	1,103	1,651	1,130

ID: 01273
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Variación del tiempo de tratamiento en braquiterapia epiescleral obtenido mediante corrección de heterogeneidades

David Miguel Perez[1] , Angel del Castillo Belmonte[1] , Jesus Maria de Frutos Baraja[1] , Manuel Agulla [1] , Carlos Andrés Rodríguez[1] , Ricardo Torres Cabrera [1] , Ciro García Álvarez[1] , Delfin Alonso Hernandez[1] , Daniel Martinez Rodriguez[1] , Francisco López-Lara[1]

1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

OBJETIVOS:

Estudiar la variación relativa del tiempo de tratamiento en función de la ubicación geométrica tumor y del tamaño del aplicador en braquiterapia epiescleral.

MATERIAL Y MÉTODOS:

El grupo COMS sugiere una dosis de 85 Gy en el ápex del tumor. Otra de las recomendaciones es tratar con una tasa de dosis tal que la duración del implante debe ser de entre 3 y 7 días [3].

Para la planificación de tratamiento empleamos un sistema de basado en el protocolo de cálculo de dosis TG-43[5]: el sistema de planificador *Plaque Simulator* (BEBIG GmbH, Berlin, Alemania) [6]. Este sistema fue desarrollado para incluir distribuciones de dosis de las semillas basadas en simulaciones Monte Carlo y a su vez tener en cuenta las heterogeneidades de los materiales empleados así como la distinta dispersión de las estructuras del globo ocular [7].

Cuando localizamos cualquier lesión, estructura o en nuestro caso tumor en el interior del globo ocular resulta de utilidad el empleo del diagrama retinal. Cualquier punto dentro del mismo puede ser identificado en función de dos coordenadas: Latitud (L) y longitud (long). La latitud varía entre 0º y 360º mientras que la longitud varía entre -90º y 90º. El centro del diagrama representa el polo posterior.

Para estudia la variación del tiempo en función de latitud (L) y longitud (long) realizaremos la dosimetría para un tumor de 5 mm de altura y 10 mm de base que corresponde al definido por el grupo de trabajo del COMS como un tumor mediano [1]. Se escoge este tamaño por ser el grupo más numeroso tratado mediante braquiterapia epiescleral [2]. El aplicador escogido será de 14 mm de diámetro interno, sin escotadura, completamente cargado con semillas de I125. Variaremos su localización en longitud estudiando los casos concretos de L=0, L=90, L=270 y L=180. Para estos 4 casos la latitud variará entre -90º y 90º.

Para estudiar la variación del tiempo de tratamiento con el tamaño de la placa realizaremos las dosimetrías para 3 tamaños de tumores. Un primer tumor de 10 mm de base y 3 mm de altura; un tumor de 14 mm de base y 6 mm de altura y, finalmente, un tumor de 18 mm de base y 10 mm de altura. Estos tamaños se corresponden a un

tumor pequeño, mediano y grande en la clasificación COMS [1]. Las placas COMS escogidas para tratarlos serán de 14, 18 y 22 mm, respectivamente.

RESULTADOS:

El resultado de la variación del tiempo de tratamiento en función de la longitud y latitud para un aplicador de 14 mm se recoge en la figura 1:

La duración del tratamiento es independiente de la longitud (L) y aumenta progresivamente a medida que aumentamos la latitud del tumor.

A continuación, estudiaremos la variación del tiempo de tratamiento los distintos tamaños de tumor propuestos variando la latitud. Al igual que antes calcularemos los tiempos relativos respecto a longitud y latitud 0. En la figura 1 observamos que estos tiempos son independientes de la longitud por lo es suficiente considerar una fija en este caso L=0. Las gráficas son las siguientes (figura 2):

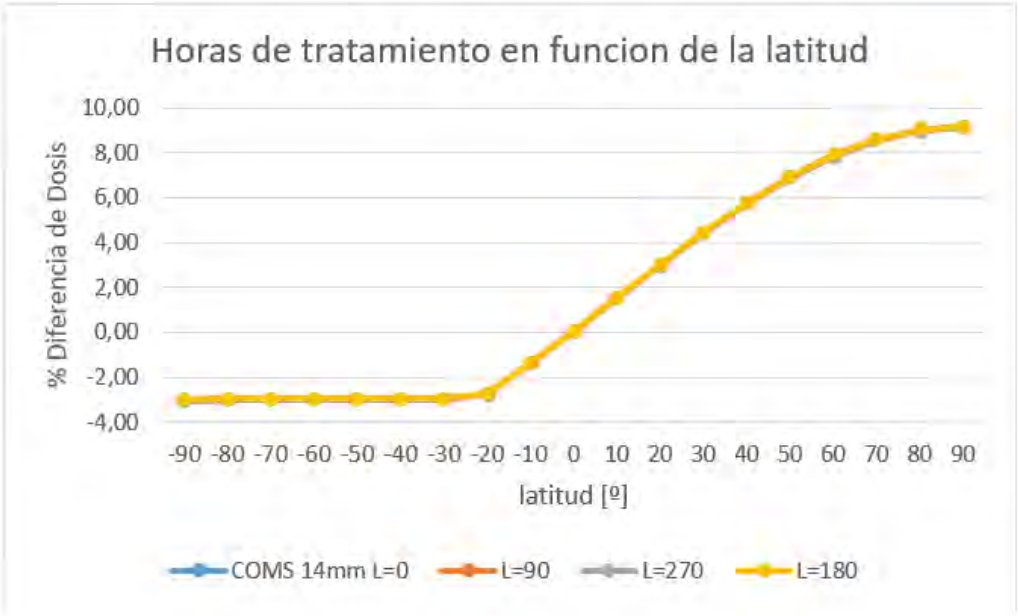
En todos los casos el comportamiento es similar creciendo progresivamente a medida que aumentamos la latitud. Cuando trabajamos con aplicadores de gran tamaño el efecto de la heterogeneidad se ve compensado y la diferencia entre los tiempos de tratamiento no es tan acusado.

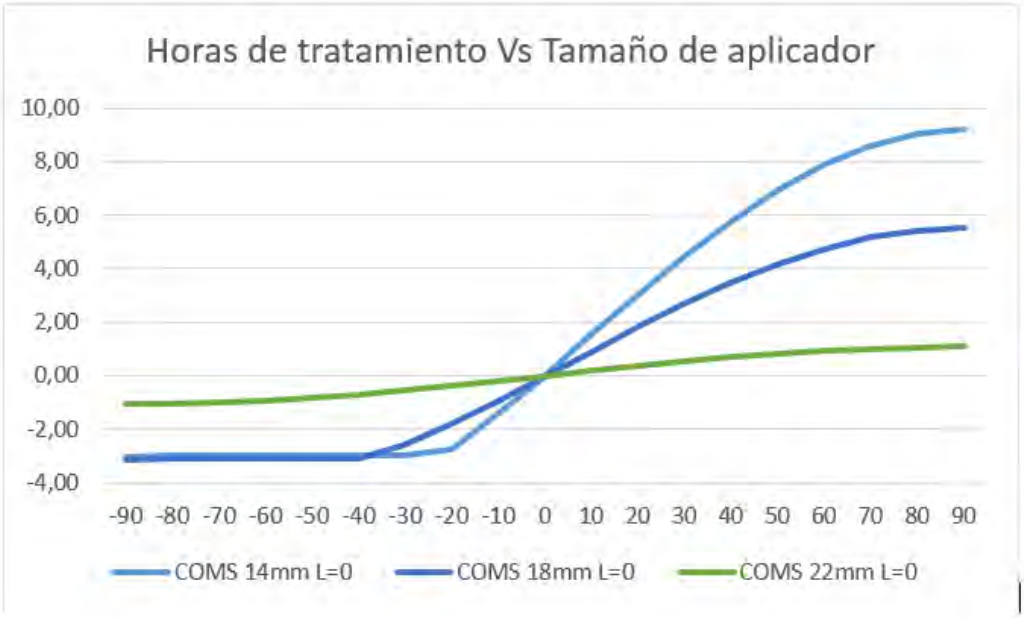
CONCLUSION:

Para un aplicador fijo escogido para tratar un tumor de altura y base determinadas el tiempo de tratamiento depende de la latitud y no de la longitud del mismo.

A medida que nos acercamos al limbo esclero-corneal la heterogeneidad del mismo conduce a una dilatación de los tiempos de tratamiento. Puesto que la duración de un tratamiento típico suele ser de 7 días, para un aplicador pequeño, este incremento de tiempo puede ser cercano al 12% o, lo que es lo mismo, 20 horas.

El tiempo de tratamiento en función de la latitud se ve afectado por el tamaño del aplicador. Para aplicadores pequeños las diferencias entre tiempos pueden llegar a un 12%, para medianas hasta un 8% y para grandes de un 2%.


Horas de tratamiento en funcion de la latitud
% Diferencia de Dosis
10,00
8,00
6,00
4,00
2,00
0,00
-2,00
-4,00
-90 -80 -70 -60 -50 -40 -30 -20 -10 0 10 20 30 40 50 60 70 80 90
latitud [º]
COMS 14mm L=0
L=90
L=270
L=180


Horas de tratamiento Vs Tamaño de aplicador
10,00
8,00
6,00
4,00
2,00
0,00
-2,00
-4,00
-90 -80 -70 -60 -50 -40 -30 -20 -10 0 10 20 30 40 50 60 70 80 90
COMS 14mm L=0
COMS 18mm L=0
COMS 22mm L=0

ID: 01019
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Irradiación craneal profiláctica con protección de hipocampo: resultados del CHN

Daniel Martínez González[1] , Laura Bragado Álvarez[1] , Nerea Gallardo Rodriguez[1] , Víctor Raposo Furelos[1] , Mikel Rico Oses[2] , Naiara Fuentemilla Urio[1] , Fernando Mañeru Cámara[1] , Santiago Pellejero Pellejero[1] , Santiago Miquielez Alonso[1] , Fernando Caudepón Moreno[1] , Anastasio Rubio Arróniz[1]

1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Complejo Hospitalario de Navarra 2) Servicio de Oncología Radioterápica, Complejo Hospitalario de Navarra

OBJETIVOS:

Debido al aumento en la esperanza de vida media de los pacientes con cáncer de pulmón de células pequeñas, la pérdida de funciones neurocognitivas asociada a las PCI produce un descenso de la calidad de vida cada vez más significativo. Por ello, se buscan distintas formas de reducir estos efectos sin comprometer la efectividad del tratamiento. Una de las vías de investigación más prometedoras consiste en proteger el hipocampo de la radiación sin comprometer el tratamiento.

En este sentido, la Sociedad Española de Oncología Radioterápica (SEOR) tiene en desarrollo el estudio fase III PREMER (PREservación de la MEmoRia), en el cual participan distintos centros, incluido el Complejo Hospitalario de Navarra (CHN). El objetivo de este trabajo es exponer y analizar los resultados obtenidos en las planificaciones de PCI con protección de hipocampos realizados en nuestro hospital a pacientes de dicho estudio.

MÉTODO Y MATERIALES:

Desde octubre de 2015, en el CHN hemos realizado cinco tratamientos de PCI con protección de hipocampo siguiendo las indicaciones PREMER: tratamiento IMRT, fotones de 6 MV y especificaciones de dosis dadas en la Tabla 1. La dosis prescrita en dichos tratamientos fue de 25 Gy (2,5 Gy por sesión) a la media del PTV.

Sobre la imagen CT del paciente se contornearon el cerebro, el hipocampo y los demás órganos de riesgo siguiendo las indicaciones de la RTOG. Además, se definió el PRV del hipocampo usando una expansión de 5 milímetros alrededor de dicho órgano, tal y como se indica en PREMER. Finalmente, el PTV se definió añadiéndole 5 milímetros al cerebro y restándole el PRV del hipocampo.

Las planificaciones se realizaron empleando técnicas de IMRT de ventana deslizante en Eclipse (Varian Medical

Systems). Cada tratamiento consistió en un total de once campos con cuatro giros de mesa: 0, 45, 90 y 315 grados.

RESULTADOS:

La Tabla 2 muestra la cobertura del PTV y la dosis que recibió el hipocampo para cada uno de los pacientes, así como la media de todos los tratamientos.

Si comparamos los resultados anteriores con las especificaciones proporcionadas por PREMER, observamos que ninguno de los tratamientos cumplió los requisitos exigidos al D98 para considerarlo un tratamiento óptimo. Por el contrario, los valores D2 estuvieron por debajo del límite del 107% que se daba como preferible.

Por otro lado, tanto el hipocampo como el resto de órganos de riesgo cumplieron los límites establecidos en el estudio.

CONCLUSIONES:

Nuestro trabajo muestra que es posible conseguir una buena cobertura del PTV y, a la vez, reducir mucho la dosis que recibe el hipocampo en comparación con los tratamientos clásicos de PCI. Todo ello, además, empleando técnicas IMRT que actualmente están disponibles en la mayoría de hospitales españoles. Si a esto le unimos los buenos resultados que se están obteniendo en el estudio clínico, el futuro de esta técnica de planificación puede ser prometedor.

PTV	**OBJETIVO MÍNIMO**	**TRATAMIENTO ÓPTIMO**	**TRATAMIENTO ACEPTABLE**
	D95 ≥ 95%	D2 ≤ 107% D98 ≥ 95%	D2 ≤ 125% D98 ≥ 83%
HIPOCAMPO	D100 ≤ 9 – 10 Gy Dmax ≤ 16 – 17 Gy		
QUIASMA Y NERVIO ÓPTICO	Dmax < 28 Gy		
TRONCO CEREBRAL	Dmax < 28 Gy		
CRISTALINOS	Dmax < 5 Gy		

	PTV			HIPOCAMPO	
	D95 (%)	D98 (%)	D2 (%)	D100 (Gy)	Dmax (Gy)
PACIENTE 1	95,9	93,1	103,9	8,72	16,44
PACIENTE 2	95,5	93,7	104,5	8,10	16,55
PACIENTE 3	95,0	92,6	106,5	8,84	16,99
PACIENTE 4	95,2	93,4	104,6	9,40	16,12
PACIENTE 5	95,4	92,5	105,0	8,93	16,69
MEDIA PACIENTES	95,4	93,1	104,9	8,80	16,60

ID: 01287
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

DIFERENTES TÉCNICAS EN EL TRATAMIENTO GINECOLÓGICO CON PRÓTESIS DE CABEZA FEMORAL

Ramon Pujol Badia[1] , Sonia Cuesta Plasencia[1] , Eva Zardoya Anton[1]

1) ICO L`Hospitalet

OBJETIVO:

En nuestro hospital, la técnica utilizada habitualmente en los tratamientos de radioterapia de cáncer de vulva es VMAT con dos arcos completos. En este trabajo se presenta el estudio comparativo de diferentes técnicas (3D, IMRT y VMAT) para el caso en que la paciente lleve una prótesis en cabeza femoral.

MATERIAL Y METODOS

Hemos utilizado el sistema de planificación Eclipse v.13 de Varian aplicando el algoritmo de cálculo AAA_10028 (acelerador TrueBeamSN1020) para comparar las distribuciones de dosis e histogramas dosis-volumen de las diferentes técnicas de tratamiento

Los volúmenes que se tratan en este estudio son:

- PTV1: vulva + inguinales. Prescripción 50.4Gy/1.8Gy fracción
- PTV12: Cadena inguinal izquierdo. Prescripción 50.4Gy/1.8Gy fracción
- PTV13: Cadena inguinal derecho. Prescripción 67.76Gy/2.42Gy fracción
- PTV14: Vulva. Prescripción 67.76Gy/2.42Gy fracción

Los órganos de riesgo a proteger son:

- OR02: recto.

OR03: vejiga.

OR091: (cabeza femoral + tercio superior extremidad inferior) derecha. PROTESIS

OR101: (cabeza femoral + tercio superior extremidad inferior) izquierda.

En las tres técnicas utilizadas se ha evitado dosis de entrada en cualquier campo de tratamiento o zona de arco donde está la prótesis, solo aceptando dosis de salida.

- Técnica 3D de 8 campos, con 2 laterales energía de 15Mv y 6 campos antero-posteriores con energía de 6Mv y con diferentes conformaciones para tratar distintas zonas de dosis.
- IMRT técnica de 5 campos, 3 de ellos con 6MV y dos con 10MV.
- VMAT técnica de 2 arcos, con energía de 10MV.

RESULTADOS

Observamos que con la técnica IMRT la distribución de dosis en los volúmenes de tratamiento (PTV1, PTV12, PTV13 y PTV14) supera a la técnica VMAT y notablemente a la técnica 3D, quedando los órganos de riesgo dentro de restricciones en todas ellas.

Para la cobertura de los PTV´s se tendrá en cuenta:

- El 98% del volumen de PTV recibe como mínimo el 95% de la dosis prescrita

- El PTV no recibirá más de un 107% de la dosis prescrita

TABLA1

Para las restricciones en órganos de riesgo se tendrá en cuenta:

- 40Gy no superen el 60% del volumen

TABLA 2

CONCLUSIÓN

Comparando las tres técnicas observamos que:

La cobertura de los PTV´s es mejor en la técnica IMRT .

Las tres técnicas cumplen las restricciones de dosis en los órganos de riesgo por lo cual decidimos aplicar la IMRT por ser la que distribuye mejor la dosis en PTV´s .

TABLA 1

	3D	IMRT	VMAT
PTV1			
D98	48.9 Gy	48.7 Gy	48.7 Gy
Dmax	73.4 Gy	71.6 Gy	71.5 Gy
PTV12			
D98	48 Gy	48.8 Gy	48 Gy
Dmax	58.4 Gy	55.8 Gy	57.1 Gy
PTV13			
D98	63.6 Gy	65.9 Gy	64 Gy
Dmax	70.4 Gy	70.4 Gy	71.5 Gy
PTV14			
D98	63.5 Gy	65.9 Gy	64 Gy

TABLA 2

	3D	IMRT	VMAT
OR02			
V40	30.3%	30%	32%
Dmax	69 Gy	70.3Gy	70.5 Gy
OR03			
V40	0.2%	0	11%
Dmax	44.4 Gy	38.3 Gy	48 Gy

ID: 01297
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Reirradiación y registro deformable de dosis en Eclipse utilizando software libre

Jaime Perez-Alija Fernandez[1] , Pedro Gallego Franco[1] , Joan Carles Julia Sanahuja[1] , Agusti Pedro Olive[1]

1) Hospital Plató

OBJETIVO Y APORTACIÓN ORIGINAL

Conseguir, empleando herramientas de software libre, reproducir la matriz de dosis del primer tratamiento (o primera fase del tratamiento, en una radioterapia adaptativa) en el nuevo TAC de planificación, empleando un registro deformable de imágenes con el propósito de poder integrar, en la nueva planificación, la dosis absorbida por el tumor y el tejido sano circundante durante el primer curso de tratamiento. Ser capaz de obtener el histograma dosis-volumen integrado, así como detectar las uniones de campo menos intuitivas ocasionadas por el solapamiento de ambos tratamientos.

MATERIAL Y METODOS

Exportamos a la plataforma de código abierto 3D Slicer tanto el nuevo set de estructuras y TAC realizado al paciente, como la matriz antigua de dosis y TAC previo. A continuación realizamos un registro deformable de imagen, a fin de poder visualizar la dosis absorbida por el tumor y los órganos de riesgo en el nuevo TAC.

Este nuevo TAC, el cual ya contiene la información dosimétrica del primer tratamiento, no es posible importarlo en nuestro planificador comercial, Eclipse v13.6. Para ello, hemos desarrollado un programa en Python que nos permite realizar dicha importación en un nuevo plan asociado al paciente.

Al realizar la nueva dosimetría sobre este nuevo set de imágenes podemos ir evaluando en todo momento la dosis global que reciben tanto el tumor como los órganos de riesgo como consecuencia de ambos tratamientos. Extraemos, igualmente, el histograma dosis-volumen global de los diferentes cursos del paciente.

Para aquellos casos particulares en los que fue necesario extraer un histograma dosis-volumen global en dosis equivalentes de 2 Gy, convertimos previamente cada matriz de dosis 3D a su equivalente en 2Gy.

RESULTADOS

Para cada paciente re-irradiado en nuestra institución fuimos capaces de evaluar, mediante el uso de histogramas dosis-volumen, la dosis total que absorbían los órganos de riesgo y el tumor como consecuencia de los múltiples cursos de tratamiento impartidos. Para aquellos tejidos en los que era relevante la información en dosis equivalente de 2Gy (p.ej. el canal medular) fuimos capaces de extraer un histograma dosis-volumen en dosis equivalente de 2 Gy. Para aquellos pacientes que necesitaron una radioterapia adaptativa durante su curso de tratamiento pudimos integrar la información dosimétrica de las diferentes etapas del tratamiento.

CONCLUSIÓN

Con este método podemos evaluar, sin costes adicionales de nuevas licencias u otros programas comerciales, la dosis global que reciben nuestros pacientes en los diferentes cursos de tratamiento, o en las diferentes fases del tratamiento adaptativo realizado.

ID: 01304
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

EFECTO DOSIMÉTRICO DE LA INCERTIDUMBRE DE POSICIONAMIENTO EN LOS TRATAMIENTOS DE MAMA 3D-CRT

Esperanza Macarena Benítez Villegas[1] , María Ángeles Ariza Jiménez[1] , Roberto Martínez Cobo[1] , Rafael Jesús Martínez Luna[1] , Juan Manuel Roldán Arjona[1] , José Antonio Miñano Herrero[1]

1) UGC de Radiofísica, H.U. Reina Sofía. Córdoba.

Objetivo:

El tratamiento de radioterapia conformada 3D (3D-CRT) para la mama consiste en dos campos tangenciales. A partir de este abordaje inicial se añaden diferentes modulaciones para mejorar la distribución de dosis, como son el uso de cuñas, segmentos, o una combinación de ambos. El objetivo de este trabajo es comparar el efecto dosimétrico en cuanto a cobertura del PTV y dosis que recibe el pulmón al introducir una desviación en el posicionamiento del paciente para las técnicas de planificación 3D-CRT de mama.

Material y métodos:

En el estudio se analiza una muestra de 13 pacientes para tratamiento 3D-CRT de mama elegidas aleatoriamente. El planificador utilizado es Oncentra MasterPlan V4.1 con algoritmo de cálculo Collapsed Cone, modelado para un acelerador lineal de electrones Elekta Precise equipado con colimador multiláminas de 40 pares de láminas de 1 cm de ancho en el isocentro.

Para cada paciente se realizan tres planes diferentes de campos tangenciales: con cuñas (CU), con segmentos (SE) y con cuñas y segmentos (CU/SE).

A su vez, para cada unos de los tres planes iniciales (planes referencia) se introducen en el planificador cuatro desviaciones posibles del paciente: en dirección craneo-caudal (desviando en 1 cm la coordenada longitudinal) y hacia dentro-fuera del pulmón (desviando en 1 cm las coordenadas lateral y vertical). Se generan por tanto para cada plan cuatro planes más: dentro pulmón (DP), fuera pulmón (FP), hacia pies (P) y hacia cabeza (C).

Se analizan las dosis impartidas al PTV y las recibidas por el órgano de riesgo pulmón utilizando los siguientes parámetros: porcentaje del volumen de PTV con dosis fuera del intervalo de prescripción 95%-107% de la dosis prescrita ($V_{fuera\ IP}$), porcentaje del volumen de pulmón que recibe 20 Gy (V20) y dosis media en Gy que recibe el pulmón (D_m).

Resultados:

En cuanto a los resultados del incremento de $V_{fuera\ IP}$ de los planes simulados con desviación de posicionamiento respecto de los planes referencia (ver figura 1), el promedio de los incrementos alcanza el 330% de aumento para los planes CU/SE con la desviación FP, no superando el 205% cuando la desviación es DP; estos incrementos son menores para los planes de CU. En cambio, cuando se trata de una desviación en el eje longitudinal del paciente, los incrementos no superan el 50% de aumento. Son incluso menores para la desviación C, pudiendo explicarse porque generalmente la parte más craneal de la mama queda ligeramente menos dosificada por la angulación del colimador en los campos tangenciales para evitar pulmón.

Para los parámetros de pulmón V20 y D_m, se observan mayores incrementos promedio para los planes con desviaciones de posicionamiento DP y FP, siendo ligeramente menores para los planes SE. Si bien hay que

mencionar que la dispersión de dichos datos es de magnitud elevada (Ver tabla 1). En cambio, para las desviaciones de posicionamiento P y C, los parámetros sufren incrementos promedio de un orden de magnitud menor que para las desviaciones DP y FP, obteniéndose también menores dispersiones en los datos. Para V20, no se supera el 10% en los planes P ni el -10% en los planes C. En relación al parámetro D_m, los incrementos promedio no superan un 7% en valor absoluto.

Conclusión:

Los parámetros analizados son más sensibles a desviaciones de posicionamiento en la dirección del pulmón que en la dirección craneo-caudal, puesto que al modular ya sea con CU, SE o CU/SE tendemos a eliminar las áreas de dosis altas en la distribución de dosis de un plan convencional 3D-CRT de mama: las zonas medial y lateral de pulmón, y cerca del ápex de la mama.

Para concluir qué método de planificación sufre menor incremento con las desviaciones de posicionamiento, se requeriría en futuros trabajos de un análisis combinado con las incertidumbres que se producen en la colocación de este tipo de tratamiento.

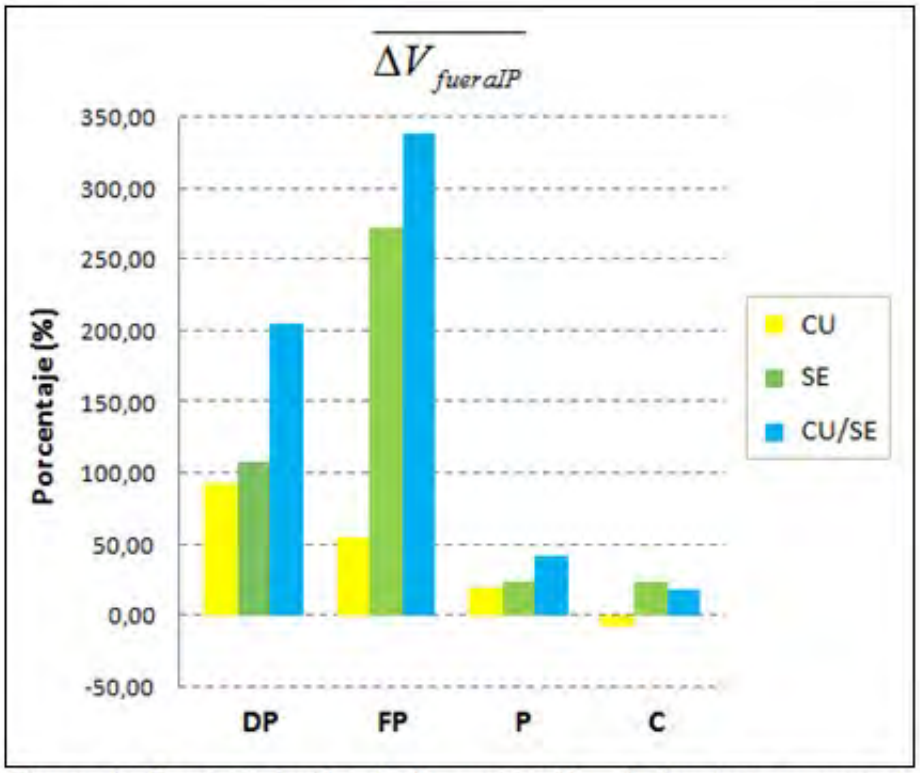


Figura 1: Representación de los promedios de los incrementos de $V_{\text{fuera IP}}$.

		DP			FP			P			C		
		CU	SE	CU/SE	CU	SE	CU/SE	CU	SE	CU/SE	CU	SE	CU/SE
V20	$\overline{\Delta V\ 20}$ (%)	87,03	85,29	87,03	-70,64	-68,89	-70,27	8,32	7,55	8,34	-9,37	-9,21	-9,24
	$\sigma(\Delta V\ 20)$ (%)	24,37	27,18	25,93	13,19	15,27	14,39	7,05	6,29	6,89	6,56	6,80	6,69
D_m	$\overline{\Delta D_m}$ (%)	70,30	66,64	71,50	-56,87	-49,45	-56,22	5,76	4,79	6,12	-6,56	1,36	-6,40
	$\sigma(\Delta D_m)$ (%)	14,21	13,10	14,23	7,14	13,93	8,56	4,73	3,82	4,78	4,39	27,79	5,90

Tabla 1: Valores de los promedios y dispersión de los incrementos de los parámetros V20 y D_m para pulmón.

ID: 01340
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Comparativa de tratamientos de próstata con técnica VMAT con energías de 10X y 6X

Antonio Ruiz Bueno[1] , Diego Antón García[1] , Rocío Cantalapiedra del Pie[1] , Ignacio Rodríguez Zapatero[1]

1) Hospital Recoletas Campo Grande

1) Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original

En nuestro servicio se realizan tratamientos de cáncer de próstata mediante la técnica VMAT. El objetivo del trabajo consiste en comprobar si las diferencias dosimétricas justifican el empleo de la energía 10X frente a 6X.

2) Material/Métodos

Se estudia una serie de 7 pacientes con tratamiento de cáncer de próstata con y sin vesículas seminales y sin ganglios pélvicos. Se prescriben todos los tratamientos con el esquema 20fx x 300cGy/fx y se calculan con el planificador Eclipse v.13.6 (algoritmo de cálculo AAA v.13.6.23 y optimizador Photon Optimizer v.13.6.23). Para cada paciente se realizan dos planificaciones con la técnica VMAT, una con 10X y otra con 6X. En ambas se introducen los mismos objetivos para PTV y limitaciones para órganos de riesgo, mientras que durante la optimización no hay intervención humana para evitar sesgos involuntarios (pausas en la optimización, p.e.). Todos los planes obtenidos se normalizan a una dosis media de 6000cGy en PTV.

Se analizan y comparan los histogramas dosis-volumen (DVH) de varias regiones de interés (ROIs): PTV, órganos de riesgo (OARs) y tejido sano. También se compara el tiempo de tratamiento (unidades monitor empleadas) de ambos planes para cada paciente.

3) Resultados

No se observan diferencias estadísticamente significativas en los parámetros analizados, tanto para PTV como para OARs, a excepción de las cabezas femorales y tejido sano. Para estas ROIs, los parámetros dosimétricos analizados quedan ligeramente mejor optimizados en los planes de energía 10X.

Las unidades monitor (UM) empleadas son, en todos los casos y como era de esperar, menores en los planes de energía 10X.

4) Conclusión

En principio, la mayor capacidad de penetración de la energía 10X frente a 6X apuntaría a favor de su uso en planificaciones de tratamientos VMAT de próstata con o sin vesículas seminales. Sin embargo, el análisis de los DVH no ofrece diferencias estadísticamente significativas.

A favor de la energía 10X está el menor tiempo de tratamiento y en contra, la mínima pero no nula generación de neutrones.

ROI	Parámetro	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	promedio
PTV	V95% (%)	99.51	99.08	94.75	99.5	99.57	98.73	98.9	98.58
	Dmax (cGy)	6318.6	6309.1	6484.7	6352.3	6326.8	6389.8	6415.4	6370.96
Recto	V40Gy (%)	17.59	11.97	39.86	39.48	17.71	13.12	14.79	22.07
	V60Gy (%)	1.75	1.51	0.54	1.83	0.5	1.5	2.25	1.41
	Dmed (cGy)	2868.5	1818.1	3725.6	3525.1	2162.4	1983.4	2692.3	2682.20
Vejiga	V40Gy (%)	15.88	4.85	13.49	13.83	12.27	8.42	7.57	10.90
	V60Gy (%)	2.08	1.29	1.02	2.67	3.07	2.3	1.05	1.93
	Dmed (cGy)	2133.7	616.5	1386.2	1710.1	1607.4	1469	1417.6	1477.21
Cabeza femoral derecha	Dmed (cGy)	1598.4	905.9	1289.4	1324.8	1451.4	1262.8	1182.7	1287.91
	Dmax (cGy)	3128.4	2166.5	4257.4	3460.2	2762.5	2869.2	2746.8	3055.86
Cabeza femoral izquierda	Dmed (cGy)	1021	1171.7	867.5	988.2	1262.7	1597.8	956.9	1123.69
	Dmax (cGy)	2561.4	3061.9	3320.7	2902	2812.6	3680.7	2661.3	3000.09
Tejido sano	V5Gy (%)	18.55	17.24	20.46	25.65	21.47	20.72	20.22	20.62
	V10Gy (%)	13.61	12.65	14.55	18.11	15.41	14.48	13.04	14.55
Unidades monitor (UM)		943.7	971.9	1069.6	881.4	1051.9	1058.2	1111.9	1012.66

Tabla 1: Parámetros analizados para VMAT con 6X

ROI	Parámetro	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	promedio
PTV	V95% (%)	99.29	98.59	98.14	99.37	99.22	97.81	98.28	98.67
	Dmax (cGy)	6257.3	6279.2	6555.1	6212.9	6240.8	6307	6379	6318.76
Recto	V40Gy (%)	18.05	12.04	43.16	40.16	17.71	13.32	14.64	22.73
	V60Gy (%)	1.24	0.88	0.4	2.59	0.33	1.12	1.82	1.20
	Dmed (cGy)	2868.1	1767.2	3835.4	3564.4	2142.4	1962.8	2725.3	2695.09
Vejiga	V40Gy (%)	15.76	4.83	14.71	13.88	12.96	9.03	7.63	11.26
	V60Gy (%)	1.6	0.69	0.3	2.42	3.09	1.97	1.03	1.59
	Dmed (cGy)	2068.7	586	1424.9	1707.8	1615.5	1537.5	1373.2	1473.37
Cabeza femoral derecha	Dmed (cGy)	1317.5	868.3	1361.3	1302.8	1195.7	1074.2	1000.8	1160.09
	Dmax (cGy)	2616.1	2105.2	3893.2	3596.3	2544.4	2681.5	2583.3	2860.00
Cabeza femoral izquierda	Dmed (cGy)	974.4	1128.3	991.8	879.3	1157.3	1158	1039.6	1046.96
	Dmax (cGy)	2479.7	2747.2	3335.9	2333.5	2559.1	2779.2	3122.6	2765.31
Tejido sano	V5Gy (%)	18.38	16.98	20.91	25.62	20.97	20.58	19.66	20.44
	V10Gy (%)	13.02	11.81	14.43	17.61	13.81	13.62	11.57	13.70
Unidades monitor (UM)		829.3	816.9	879.9	754.7	880.9	866.9	988.4	859.57

Tabla 2: Parámetros analizados para VMAT con 10X

ID: 01145
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

TRATAMIENTOS HIPOFRACCIONADOS DE PRÓSTATA CON ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA: ¿ES SUFICIENTE UN SOLO ARCO?

María Perucha Ortega[1] , Carlos Baeza Monedero[1] , Gema Muñiz Romero[1] , Javier Luis Simón[1]

1) Hospital Virgen del Rocío

Objetivo del trabajo: En los últimos se han publicado diversas investigaciones comparando dosimetrías de técnicas con uno o dos arcos. Sin embargo, ninguna de ellas reúne todas las características propias de nuestra instalación: mismo equipamiento y fraccionamiento a 3 Gy. Con este estudio se pretende determinar si en nuestra instalación los tratamientos de próstata pueden realizarse con un solo arco sin perder calidad clínica.

Material y método: Se escogieron 10 pacientes a los que se les realizó dos planes de tratamiento Rapidarc, uno con un arco y el otro con dos arcos, en el sistema de planificación Eclipse para un acelerador Varian DHX. La rotación del colimador elegida en todos los planes fue de 45º y su complementario en el caso de los planes con dos arcos. La dosis de prescripción se estableció en 60 Gy en 20 fracciones usando fotones de 6 MV; los planes se normalizaron de forma que V60Gy fuera 100% para el volumen blanco clínico (CTV). Se analizaron los Histogramas Dosis-volumen (HDV) para determinar si existían diferencias clínicas significativas entre los dos planes. Los criterios elegidos para valorar el volumen blanco de planificación (PTV) y el volumen blanco clínico fueron D99%, D1% y la desviación estándar de la dosis en el volumen. Los criterios elegidos para valorar el recto y la vejiga fueron D35% y dosis media en el volumen. Se analizaron las diferencias de unidades monitor (UM) y de tiempos de radiación y se compararon los valores de gamma 3%/3mm de las verificaciones realizadas con el sistema de dosimetría portal de Varian.

Resultados: En la figura 1 se muestra la comparación de los HDV promedio para los planes de un arco y de dos arcos y en la tabla 1 el valor máximo de la diferencia en dosis de los parámetros elegidos. El valor de D99% es en algunos casos mayor para los planes de un arco y en otros para los de dos arcos. En todos los casos, tanto para el PTV como para el CTV el valor de D1% es mayor para los planes de un arco. La desviación estándar de la dosis en los volúmenes PTV y CTV siempre es mayor para los planes de un arco. Se ha realizado el test W de Wilcoxon para muestras relacionadas (tabla1). El número de UM para los planes de dos arcos es en promedio un 6% mayor que el de los planes de un arco. El promedio de tiempos de radiación para los planes de dos arcos es de 2.48 min y para los planes de un arco de 1.44 min. Los valores de gamma 3%/3mm para los planes de un arco se encuentran en el rango 97.6%-99.9% y para los planes de dos arcos en el rango 97.2%-99.9%.

Conclusiones: La desviación estándar de las dosis en los volúmenes PTV y CTV es mayor para los planes de un arco debido fundamentalmente a un aumento de la dosis máxima en torno a un 2%. Este aumento de dosis máxima, que es estadísticamente significativo, es clínicamente aceptable ya que en las planificaciones de dos arcos el valor de D1% no supera el 105% de la dosis prescrita. Tanto para el recto como para la vejiga los valores de D35% y valores medios aumentan en los planes de un arco respecto a los de dos arcos, siendo la diferencia más acusada en el recto. La diferencia es estadísticamente significativa solo para la dosis media del recto, sin embargo, clínicamente las diferencias no son significativas. La verificación de los planes muestra valores similares de gamma 3%/3mm para los planes de un arco y de dos arcos. En los tratamientos hipofraccionados de próstata de nuestro centro sería suficiente con usar un solo arco ahorrándose en el tiempo de tratamiento algo más de un minuto por paciente y disminuyendo el número de UM en torno a un 6%.

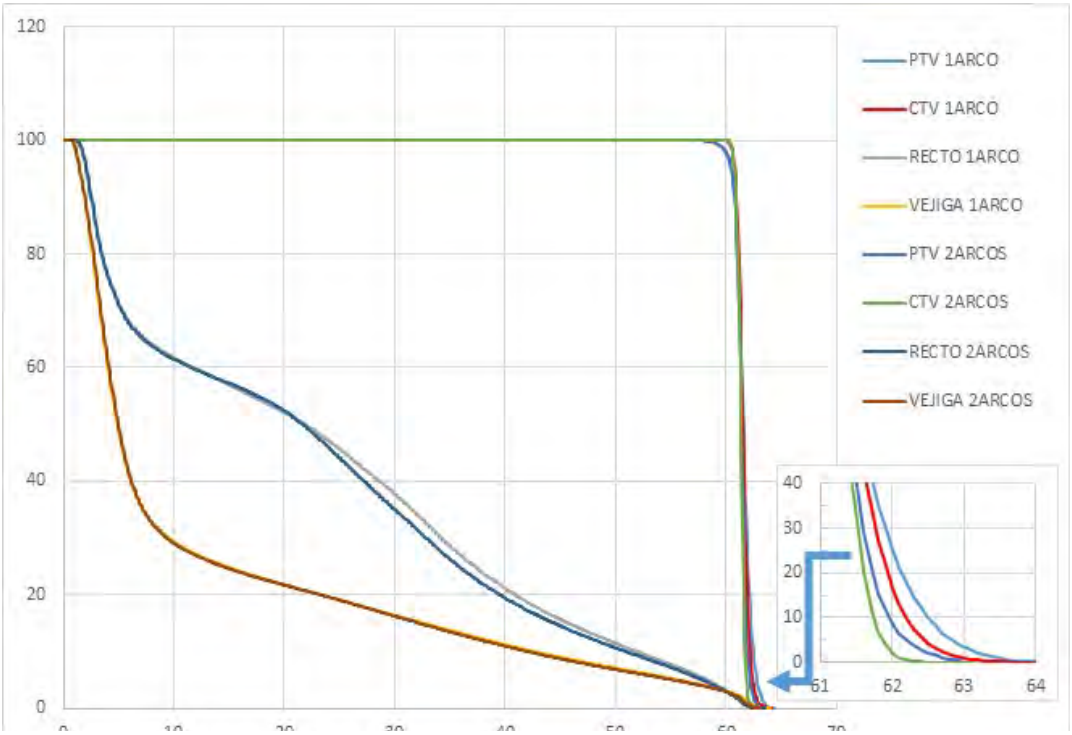


Tabla 1

	p	Valor máximo de la diferencia (Gy)
D99% PTV	0.207	0.7
D1% PTV	0.012*	1.3
STD PTV	0.012*	0.384
D99% CTV	0.551	0.5
D1% CTV	0.012*	1.2
STD CTV	0.012*	0.332
D35% Recto	0.062	3.5
D media Recto	0.017*	1.4
D35% Vejiga	0.581	1
D media Vejiga	0.426	0.4

ID: 01338
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Estudio comparativo de tratamientos de irradiación total de mama en posición decúbito prono y decúbito supino

Marcos Soto Búa[1] , Victoria Parra Osorio[1] , Inmaculada Díaz Martínez[1] , José Manuel Fandiño Lareo[1] , Carlos Fernández Fernández[1] , Carlos Gesto Lage[1] , Mirian González López[1] , Pilar Izquierdo Novo[1] , Carme Martínez Arribas[1] , José María Pía Castiñeiras[1] , Marisa Poncet Souto[1] , Mª Carmen Presedo Candal[1] , Cristina Silvarrey Redondo[1] , Carlos Losada Varela[1] , Alfonso Mariño Cotelo[1]

1) Fundación Centro Oncológico de Galicia (COG)

(1) **Objetivo**:

En los servicios de radioterapia los tratamientos de cáncer de mama son muy numerosos y suponen un número importante de sesiones de radioterapia. La cirugía conservadora y también la obesidad conllevan un aumento del volumen de tratamiento en las terapias que implican irradiación total de la mama. Garantizar en estos casos la cobertura del órgano completo implica aumentar la dosis en los órganos de riesgo, destacando visibles efectos agudos en piel. El posicionamiento en posición prono supone a priori la disminución de esta dosis, pues el volumen de tratamiento se aleja de los órganos de riesgo y además disminuye su espesor. En este trabajo se comparan las dosis en órganos de riesgo relevantes en tratamientos de cáncer de mama en posición prono y en posición supino.

(2) **Materiales/Métodos**:

Para el TC de planificación se realiza un escáner de 3 mm de separación entre cortes con un TC Toshiba Aquilion LB de apertura de 90 cm. Los pacientes se posicionan haciendo uso de inmovilizadores específicos que garantizan una adecuada inmovilización, confortabilidad y reproducibilidad del posicionamiento: el inmovilizador BreastSTEP para tratamientos de mama en posición decúbito supino, y el inmovilizador BIONIX para tratamientos de mama en posición decúbito prono, que dispone de una cuña para aumentar la separación de la mama contralateral. La planificación del tratamiento se hace con haces tangenciales de IMRT directa utilizando el planificador ECLIPSE versión 10. En el simulador Acuity de Varian Medical Systems se hacen las marcas definitivas en el isocentro y también en puntos del tórax desplazados de las zonas móviles. El tratamiento se realiza en un acelerador lineal DHX Silhouette de Varian Medical Systems con energías de fotones de 6 y 15 MV y electrones de 6, 9, 12, 15 y 18 MeV, dotado de dispositivos de imagen OBI y EPID, con los que se adquieren imágenes diarias para detectar y corregir errores de posicionamiento previamente a cada sesión de tratamiento.

(3) **Resultados**:

Se analizan los resultados obtenidos para las dosis en volumen blanco y órganos de riesgo con escáneres en posición decúbito prono y en posición decúbito supino. La dosis de prescripción es de 4005 cGy en 15 fracciones de 267 cGy o de 4806 en 18 fracciones de 267 cGy en el caso de sobreimpresión en el lecho quirúrgico. Para un recubrimiento del CTV de al menos el 98%, en supino se obtienen los siguientes parámetros de dosis media en órganos de riesgo:

- pulmón ipsilateral: V30 = 176 ± 49 cm^3
- ambos pulmones: V20 = 12,5 ± 3,5 %
- hígado: D_{med} = 254 cGy ± 39 cGy

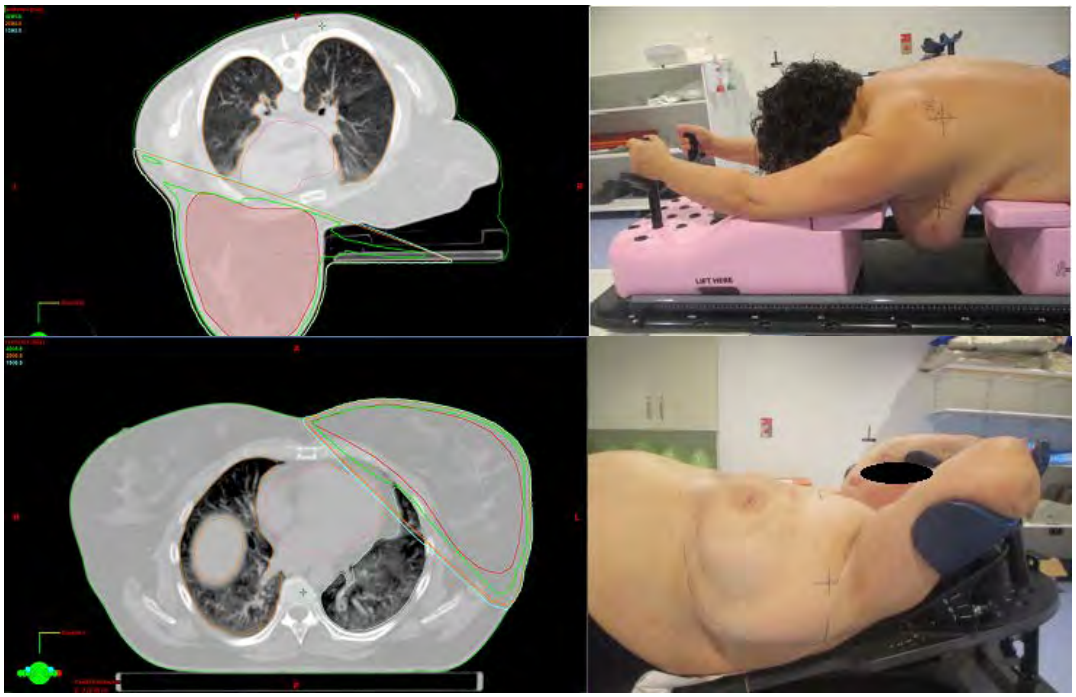
En prono:

- pulmón ipsilateral: V30 = 15,7 ± 5,7 cm^3
- ambos pulmones: V20 = 1,4 ± 0,4 %
- hígado: D_{med} = 136 cGy ± 30 cGy

Para el corazón no disponemos en este momento de suficiente estadística de casos de mama izquierda, aunque hemos observado una disminución del 80% en el V5 y del 70% en el V15. Los desplazamientos tras la corrección \"online\" con imágenes de kV y MV son menores a 5 mm.

(4) **Conclusiones**:

Los tratamientos en posición decúbito prono muestran una clara disminución de la dosis en los órganos de riesgo más relevantes en comparación con los tratamientos en posición decúbito supino. El inmovilizador BIONIX garantiza una aceptable confortabilidad de la paciente no siendo significativos los movimientos intrafracción. Las toxicidades agudas en piel también disminuyen en posición decúbito prono, observándose sólo un caso de toxicidades significativas en el que la mama llegaba a entrar en contacto con la mesa de tratamiento. La distribución de dosis en mama en decúbito prono es más homogénea que en decúbito supino. Tampoco hay aumento de la complejidad de la planificación incluso con tratamientos de mama y cadenas ganglionares.



ID: 01171
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Evaluación de las ventajas dosimétricas en pacientes de mama tratadas en inspiración mantenida (DIBH) en 3DCRT

Daniel Rodríguez Latorre[1] , Diego Crelgo Alonso[1] , José Manuel González Sancho[1] , Jesús Herrero Rojas[1] , Zahara Martín Rodríguez[1] , Pedro Sánchez Galiano[1] , Alfonso Villacé Gallego[1]

1) Unidad de Radiofísica, Hospital Universitario Central de Asturias

OBJETIVOS

Los tratamientos de radioterapia en mama tienen como principales órganos de riesgo el corazón, el pulmón ipsilateral y la mama contralateral. La técnica de inspiración mantenida (DIBH) tiene como objetivo alterar la geometría del tratamiento hacia una más favorable, de forma que el corazón y la mama contralateral se alejen del volumen a tratar y que el pulmón aumente de volumen.

En la puesta en marcha de esta técnica, además de la evaluación de los dispositivos, sistemas de imagen, y establecimiento de un control de calidad, es necesario evaluar las ventajas dosimétricas obtenidas. Esta información permite por un lado, una mejor selección de los pacientes que puedan beneficiarse de una técnica más compleja y que añade tiempo a los tratamientos, y tiempo previo al tratamiento (entrenamiento).

Nos permite también por otro lado, compararnos con los resultados obtenidos en otros centros.

MATERIAL Y MÉTODOS

Evaluamos un conjunto de 24 pacientes, a las cuales hacemos dos planes, un 3D en respiración libre (FB) y otro en inspiración mantenida (DIBH). En este conjunto hay 15 mamas izquierda, 8 derecha y 1 bilateral. 5 fueron tratados en un acelerador modelo Clinac Novalis Tx y 20 en un TrueBeam (Varian Medical Systems). La dosis de prescripción es de 50 Gy con campos tangenciales. Los pacientes con boost pueden recibir 16Gy (cirugía conservadora) o de 6Gy (cicatriz en mastectomía radical). En 6 de las pacientes el tratamiento incluye los ganglios supraclaviculares (uso de hemicampos).

RESULTADOS

La variación promedio de volumen pulmonar es de +54.8% (rango de +23.0% a 112.3%). La variación promedio del V20 en pulmón es de -2.2 puntos y del V30, de 2.0 puntos. La variación promedio de la dosis media en pulmón es de -10.7% (rango de -0.2% a -33.2%). En corazón, la variación promedio del V10 es de -3.8 puntos (rango de -1.1 a -10.4). En dosis absoluta la variación de dosis promedio en corazón es de 1.2Gy, es decir un 44%, resultado muy parecido a los citados en Smyth et al. (2015)

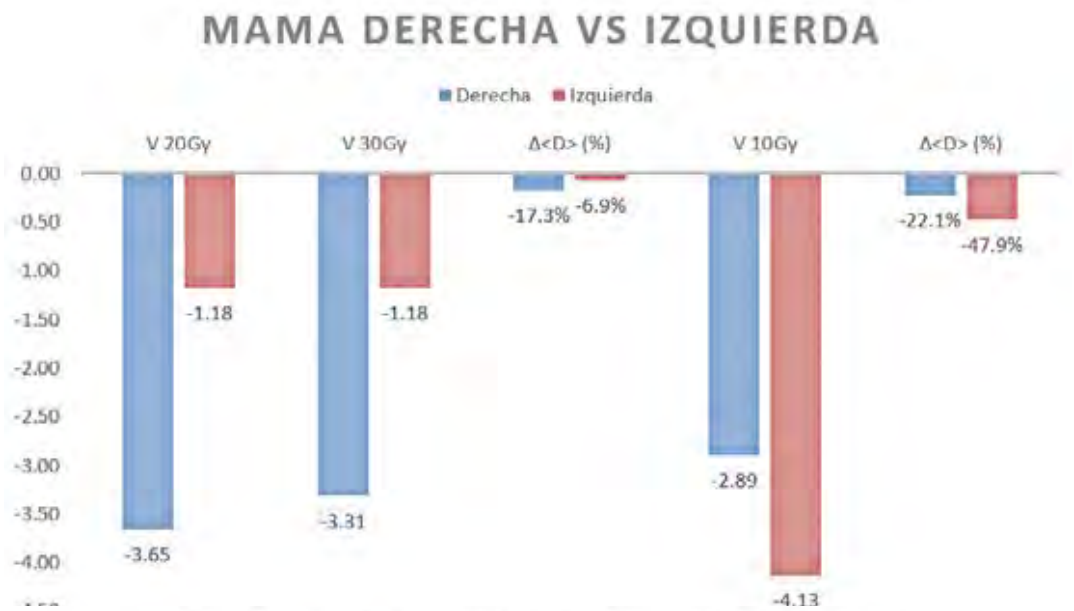
Si comparamos resultados teniendo en cuenta la lateralidad, en promedio las mamas izquierdas logran reducciones mayores en la dosis a corazón como es esperable (casi un 26% más de reducción en la dosis promedio), y eso es importante, teniendo en cuenta que la dosis promedio a corazón es de 3.7 Gy para mama izquierda, y en cambio no llega a 1 Gy en mama derecha. En cuanto a la dosis a pulmón, las mamas derecha se benefician de una mayor reducción sobre dosis promedio comparables (9.7Gy derecha frente a 8.7Gy izquierda).

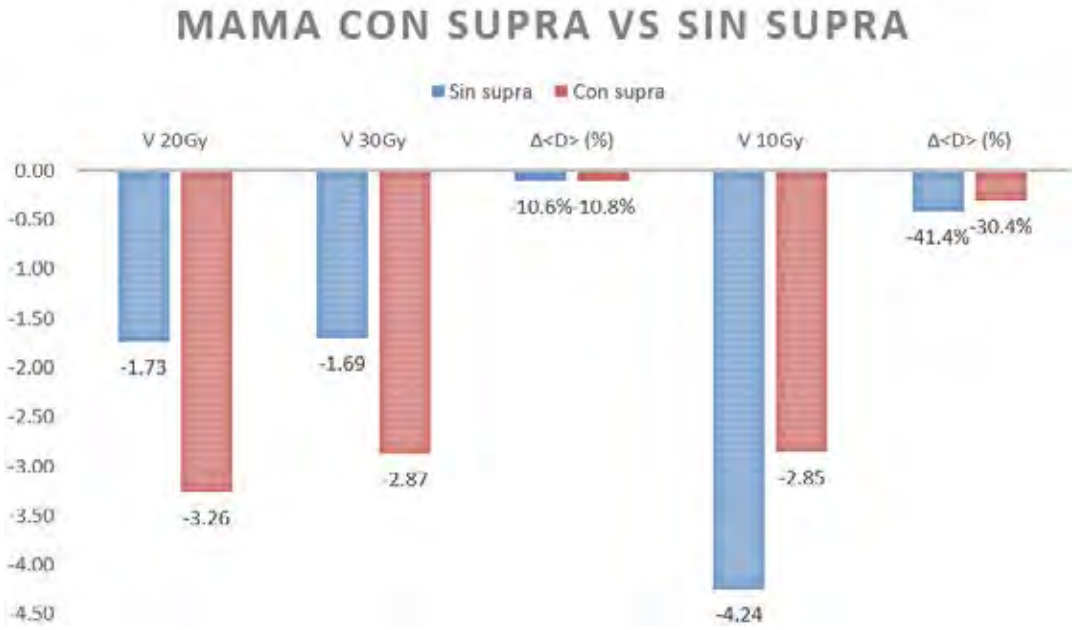
Si comparamos tratamientos que incluyan ganglios supraclaviculares con lo que no llevan, observamos que se consiguen mayores reducciones en el V20 y V30 y dosis promedio a pulmón en las mamas con supra, sobre dosis promedio superiores (13.4Gy frente a 7.8Gy). Sin embargo, las mamas sin supra logran mayores reducciones en

las dosis a corazón.

CONCLUSIÓN

Si bien la técnica de inspiración mantenida se usa normalmente para reducir las dosis a corazón en tratamientos de mama izquierda, no hay que descartar su uso en mama derecha para reducir dosis a pulmón, especialmente si incluyen la irradiación de ganglios supraclaviculares.





ID: 01150
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOCOLO DE TRATAMIENTO DE PROFILAXIS CRANEAL CON PRESERVACIÓN DEL HIPOCAMPO CON VMAT

Gerardo Sanchez Carmona[1] , Javier Luis SImon[1] , Carlos Baeza Monedero[1] , Jose Luis Lopez Guerra[2] , Gemma Muñiz Romero[1] , Silvia Rodríguez Ramos[1] , María Auxiliadora Carrasco Herrera[1] , María Perucha Ortega[1]

1) Servicio Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla. 2) Servicio Oncología Radioterápica. Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla.

1.- OBJETIVO.

Es bien conocido el uso de la irradiación craneal profiláctica para reducir la incidencia de metástasis cerebrales en el cáncer de pulmón de células pequeñas [1], existe una evidencia clínica significativa de la existencia de una correlación entre la dosis recibida por el hipocampo y la pérdida cognitiva de los pacientes, la llegada de las técnicas de modulación de la intensidad han permitido realizar esta profilaxis reduciendo la dosis en el hipocampo [2].

En este trabajo establecemos un procedimiento estándar mediante un tratamiento con arcos volumétricos modulados (VMAT) y verificamos la robustez de nuestro procedimiento estándar frente a las características de diferentes pacientes.

2.- Material y Métodos.

Se han realizado los diseños de los tratamientos para diez pacientes con el sistema de planificación Varian Eclipse v10, usando el optimizador PRO3 y el algoritmo de cálculo AAA, en un acelerador RapidArc DHX con un colimador multiláminas Millenium 120.

El tratamiento consiste en dos arcos completos con fotones de 6 MV, uno de 181º a 179º en sentido horario, con el colimador a 40º y otro de 179º a 181º en sentido antihorario con el colimador a 320º. Finalmente el tamaño de campo de las mandíbulas en la dirección X, es de 4 cm * 9.5 cm para la X1 y 5 cm * 8.5 cm la X2. La prescripción es de 25 Gy en diez sesiones de 2.5 Gy/dia.

Se delimitan los órganos de riesgo según contempla el protocolo del hospital, hipocampo, globos oculares, cristalinos, quiasma, nervio óptico, y tronco cerebral, además el prv hipocampo que es el hipocampo más un margen de 0.5 cm.

Se contornea igualmente el ptv holocráneo, y se crea también el ptv final como el ptv holocráneo menos el prv hipocampo.

Los objetivos dosimétricos son los siguientes, en el ptv final, D_{98} = 23.75 Gy óptimo, 20.75 Gy aceptable, D_2 = 28 Gy, en los órganos de riesgo, cristalinos < 5 Gy, hipocampo D_{min} ? 9 Gy , D_{max} ? 17 Gy, tronco cerebral < 40 Gy, quiasma < 37.5 Gy, nervio óptico < 37.5 Gy.

Las condiciones impuestas al optimizador se muestran en la siguiente tabla:

El cálculo se ha realizado con un tamaño de rejilla de 0.25 cm y con la corrección para heterogeneidades activada.

En todos los casos se ha realizado una segunda optimización basada en el cálculo real para mejorar la homogeneidad en el ptv y aumentar el peso de alguna condición en los órganos de riesgo si no se alcanzaba.

Todos los tratamientos se han verificado con el sistema Compass v4 (IBA dosimetry) cumpliendo los criterios de aceptación de nuestra unidad.

3.- Resultados.

El rango de volúmenes del hipocampo bilateral es (3 cm^3, 16.1 cm^3) con una media de 6.2 cm^3, y el del ptv final (1586 cm^3, 1863 cm^3) con una media de 1742 cm^3.

Se cumplen los objetivos de dosis máxima en quiasma, nervio óptico, tronco cerebral y cristalino en todos los casos.

En la siguiente figura se muestran los resultados dosimétricos obtenidos tanto para el volumen blanco como para el hipocampo bilateral.

Se observa que la dosis máxima en hipocampo se ha ajustado a 17 Gy para subir la dosis mínima en el ptv final lo máximo posible con nuestras condiciones iniciales.

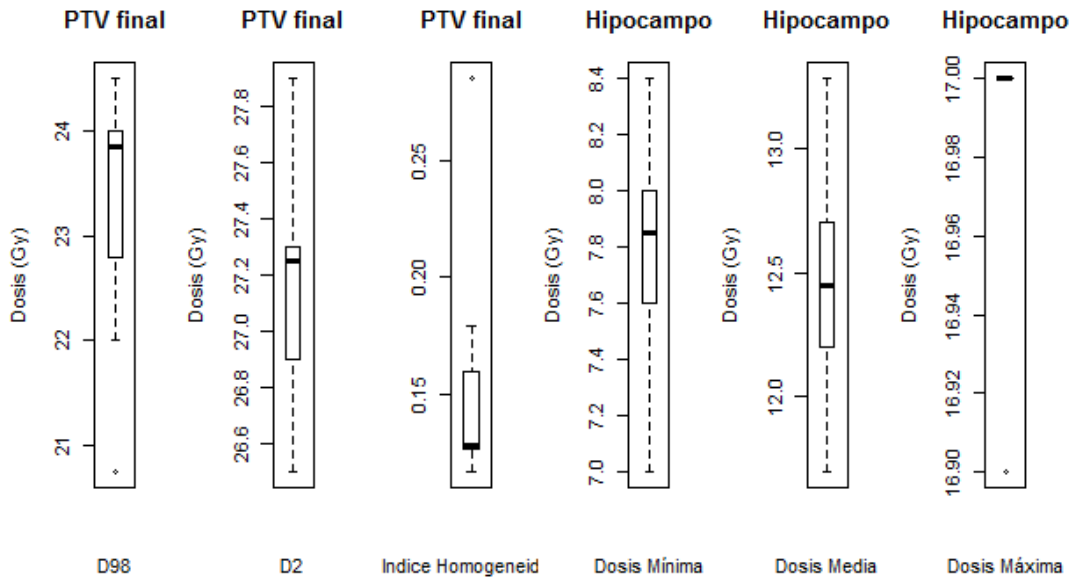
4.- Conclusión.

El protocolo se ha aplicado con éxito a todos los pacientes, cumpliendo en todos los casos los objetivos en los órganos de riesgo y en el ptv.

[1] Giordano et al. Potential toxicities of prophylactic cranial irradiation. Tranl Lung Cancer Res 2012;(4): 254-262

[2] Hofmaier et al. Hippocampal sparing radiotherapy for glioblastoma patients: planning study using VMAT. Radiation Oncology (2016) 11:118

Estructura	Volumen	Dosis	Prioridad
Cuerpo	0	< 29	150
Cristalino Dch	0	< 4	500
Cristalino Izq	0	< 4	500
Hipocampo	0	< 16.5	500
	20	< 10.5	100
	50	< 15	50
	75	< 12	500
	95	<8.5	500
	Dosis media	12.8	75
Globo ocular Dch	0	< 15	75
Globo ocular Izq	0	< 15	75
PTV def	0	< 28..2	300
	1	< 26.5	500
	65	> 25.2	200
	95	> 24.5	700
	98.3	> 24	700
Tejido Normal			150
	Distancia del borde del target	0.5 cm	
	Start Dose (%)	105	
	End dose (%)	60	
	Fall off	0.1	



ID: 01078
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Tratamiento craneoespinal mediante VMAT, estrategia de planificación y resultados en 20 pacientes

Françoise Lliso Valverde[1] , Vicente Carmona Meseguer[1] , José Gimeno Olmos[1] , Blanca Ibáñez Roselló[1] , Mar Adrià Mora[1] , Jorge Bonaque Alandi[1] , José Pérez-Calatayud[1]

1) Hospital Universitari i Politécnic La Fe

La irradiación del eje craneoespinal resulta una de las planificaciones de radioterapia más complejas, debido a la longitud y forma irregular del volumen de tratamiento (PTV) así como al gran número de órganos de riesgo (OAR) implicados, sobre todo cuando se trata de pacientes pediátricos irradiados con altas dosis.

Los objetivos de este trabajo han sido: describir nuestra estrategia de planificación para el tratamiento radioterápico del craneoespinal mediante VMAT y, presentar los resultados de los 20 primeros pacientes (adultos y niños) tratados con RapidArc®, comparándolos con los datos publicados.

Los pacientes se han tratado en decúbito supino en aceleradores Clinac iX (Millennium 120 MLC, equipados con OBI, de Varian) con RapidArc® (6 MV), siendo las dosis prescritas (D_{prescr}) 23.4, 30.6 y 36 Gy. Doce pacientes fueron niños (3-13 años, media: 7.2) y nueve adultos (23-71 años, media: 38.8), la longitud promedio del PTV fue 64.8 cm (47-82 cm).

La planificación se llevó a cabo con Eclipse® (V 13.0). Dependiendo de la longitud del PTV, se utilizaron 2 o 3 isocentros con una zona de solapamiento entre los arcos de aproximadamente 4 cm. Por sencillez y agilidad en la IGRT se eligieron todas las coordenadas iguales salvo la longitudinal. En el cráneo se utilizaron 2 arcos completos, uno de ellos abarcando el PTV craneal más la parte superior del PTV dorsal, y el otro destinado a mejorar la conformidad y liberar el sistema óptico, abarcando solo el PTV craneal. Para el PTV dorsal, se utilizó un arco completo para cada isocentro, en los casos de 36 Gy se añadió un arco parcial posterior al nivel de los pulmones. Los giros de colimador fueron ±5º salvo para el segundo arco craneal en el que se estableció un giro de 40º.

Los planes se optimizaron mediante Progressive Resolution Optimizer (PRO) y se calcularon con AAA siendo los objetivos principales de la planificación que $D_{mediana}$ en el PTV coincidiese con D_{prescr} , en tanto D95 fuese al menos 95% del PTV, y que se preservaran en la mayor medida posible los órganos de riesgo (OAR).

La secuencia del proceso de optimización es como se describe a continuación. Se definen todos los objetivos de la planificación en la primera fase de PRO. En primer lugar se asignan los pesos a los límites de dosis para el PTV, *tejido sano*, cristalinos y pulmones y una vez los valores de los HDV son próximos a los deseados se añaden secuencialmente los límites para el resto de los OAR que rodean al PTV dorsal; además para los pacientes pediátricos se exige que las vértebras reciban una dosis homogénea; finalmente se incluyen los límites para las dosis máximas de los OAR situados dentro del PTV cerebral para evitar \"puntos calientes\".

Se evaluaron varios índices y parámetros dosimétricos: para el PTV $D_{mediana}$, D_{1cc}, D2% y D98%; dosis media y máxima para los OAR; para los pulmones V5 y V20; los índices de conformidad ($CI=Vol_{95\%}/Vol_{PTV}$) y homogeneidad ($HI=D_{1cc}/D_{prescr}$); para el *tejido sano* la dosis media y V5.

Los valores medios para los índices de conformidad y homogeneidad han sido: CI, 1.02 (0.98-1.09) y HI, 1.08 (1.05-1.10), no observándose dependencia con D_{prescr}. En la tabla 1 se recogen los valores medios de algunos parámetros dosimétricos para todos los pacientes en función de la dosis prescrita. Las dosis medias para los OAR junto con los valores promedio de los resultados presentados por diferentes autores se muestran en la fig. 1 para D_{prescr}=23.4 Gy observándose una gran reducción para la mayoría de OAR. En el caso de 36 Gy nuestros resultados son mejores para los ojos y cristalinos, y similares o ligeramente peores en algún OAR. Esto último puede deberse al hecho de que la mayoría de nuestros casos de 36 Gy fueron niños, siendo estos los casos más complejos de optimizar.

Se ha establecido un proceso de planificación para la irradiación del eje craneoespinal, con una mejora notable en la homogeneidad y conformidad respecto a los datos publicados por diferentes autores.

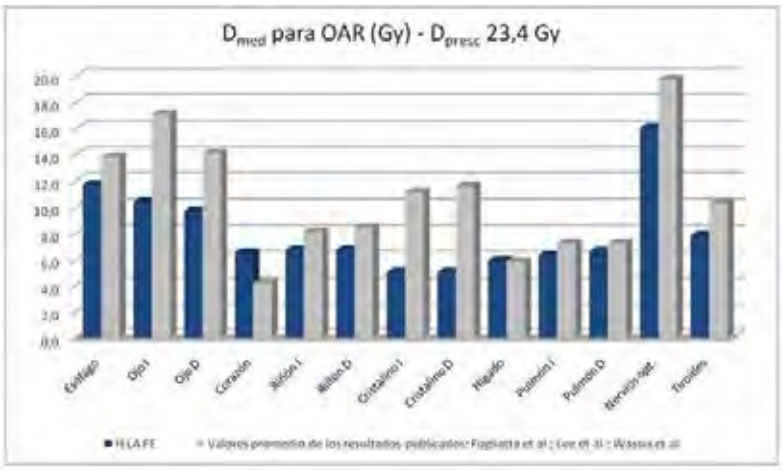


Fig. 1. Valores de D_{med} en los OAR comparados con el promedio de los resultados publicados por diferentes autores para D_{prescr} 23.4 Gy.

Tabla 1

	Pulmones		Tejido sano	
D_{prescr}	V20(%)	V5(%)	Dmed (Gy)	V5(%)
23.4 Gy	0.7	51.5	5.6	38
30.6 Gy	1.4	62.8	6.0	45
36 Gy	6.1	65.2	8.0	50

ID: 00855
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Radioterapia estereotáctica de metástasis abdominales:comparación de las técnicas IMRT y VMAT

Paula Monasor Denia[1] , Natalia Montenegro Iglesias[1] , María del Carmen Castellet García[1] , Virginia Morillo Macías[1] , Juan López Tarjuelo[1]

1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

1. Objetivo

Comparar dos técnicas de radioterapia externa, la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y la arco terapia volumétrica modulada (VMAT), para poder establecer las ventajas y desventajas de una frente a la otra en lo referido a las dosis absorbidas de los volúmenes de tratamiento (PTV) y de los órganos de riesgo (OAR), a la conformidad y la homogeneidad de tratamiento, a las unidades monitoras (MU) y al tiempo de irradiación.

La radioterapia estereotáctica corporal (SBRT) abdominal ha demostrado su eficacia en pacientes con tumores primarios hepáticos, pancreáticos y renales. Sin embargo, el uso de SBRT para metástasis en los ganglios linfáticos abdominales, aunque aparece con frecuencia en publicaciones de series mixtas, raramente ha sido publicado como tema específico. Por este motivo hemos fijado como objeto de estudio estos pacientes idóneos para SBRT. Además, los estudios encontrados han sido realizados con un planificador, una técnica de IMRT y para un acelerador distintos a los nuestros.

1. Materiales y métodos

Se han evaluado retrospectivamente diez pacientes que presentaban progresión ganglionar abdominal y para los que se decidió aplicar un tratamiento de SBRT.

Los planes han sido diseñados y optimizados para el acelerador *Elekta Synergy* para haces de fotones de 6 MV. Su tasa de dosis máxima es 475 MU/min. Este acelerador está equipado con un colimador multiláminas de 40 pares de láminas de 1 cm de espesor proyectado en el plano del isocentro que se mueven en el rango de velocidades de 0.5 a 2 cm/s.

Los planes se generaron con el sistema de planificación de tratamientos (TPS) *RayStation* 4.7, que cuenta con el módulo de planificación inversa requerido para IMRT y VMAT. El algoritmo usado por este TPS para calcular las dosis absorbidas es el *Colapse Cone Convolution*.

Además, se han diseñado dos tipos de planes de VMAT con arcos duales: la versión estándar y otra intentando descubrir el área del arco que contenía algún OAR limitante (arco dual corto).

Finalmente, para encontrar las diferencias significativas entre las tres técnicas estudiadas, se aplicó la prueba de *Kruskal-Wallis* a todos los parámetros recogidos (dosis mínimas, medias y máximas, homogeneidad y conformidad, MUs y tiempo de irradiación).

1. Resultados

Encontramos una diferencia significativa en el tiempo efectivo de tratamiento (tiempo de irradiación); se observa una clara reducción (p=0.000) para las técnicas de VMAT comparadas con las de IMRT (Figura 1). El tiempo efectivo normalizado a la dosis por fracción (s/cGy) es reducido desde 0.57 hasta 0.28.

Las MU recogidas presentan un valor similar para las técnicas de VMAT y de IMRT.

Además, hemos encontrado interesantes tendencias no significativas para algunos parámetros:

Para el PTV (Tabla 1) no se aprecia ninguna diferencia significativa entre las distintas técnicas para la cobertura, al conseguirse valores en torno al 99% en todas. En cuanto a dosis mínima y máxima vemos unos valores un poco más favorables para la IMRT que para ambas técnicas de VMAT. La homogeneidad de la dosis absorbida también mejora para las planificaciones de IMRT. En lo que respecta a la conformidad de los tratamientos las técnicas de IMRT son ligeramente desfavorables con respecto a las de VMAT.

Para los OAR (riñones, médula, hígado, duodeno, estómago,intestino y grandes vasos), la dosis máxima muestra una reducción usando las técnicas de VMAT. Para dosis medias, las técnicas de VMAT presentan unos valores mayores ó iguales en todos los órganos con respecto a las técnicas de IMRT.

4. **Conclusión**

Las técnicas de VMAT nos permiten una mayor rapidez de tratamiento, de crucial importancia para este tipo de pacientes y de gran beneficio para la organización. Además, la calidad del tratamiento es comparable a las técnicas de IMRT en cuanto a las dosis absorbidas por los PTV y por los OAR, apuntando incluso un mejor índice de conformación para las técnicas de VMAT. También se obtiene un número de MU similar para ambas técnicas.

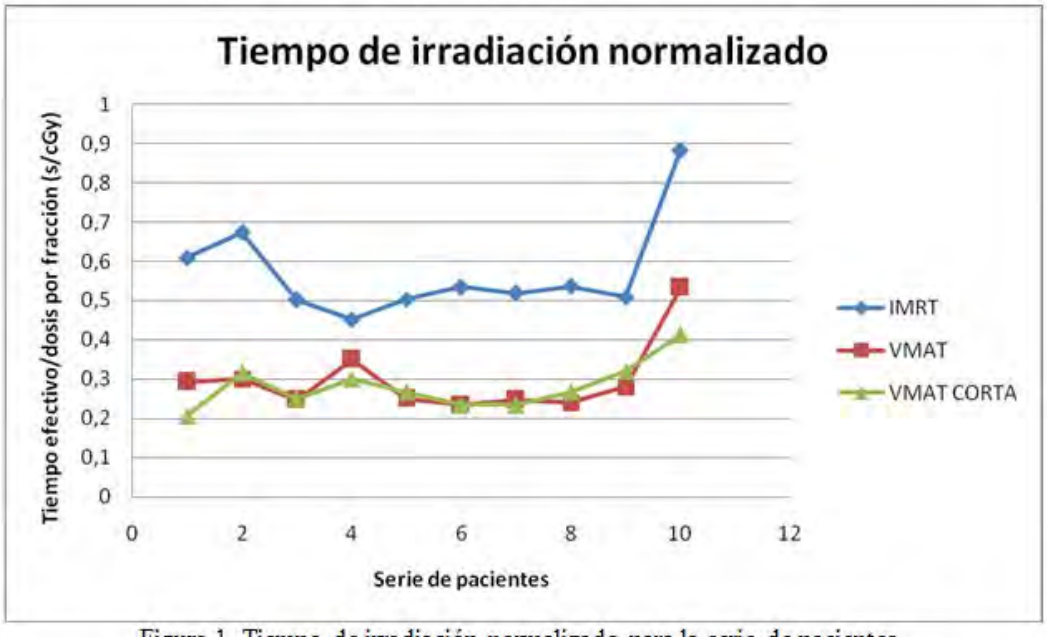


Tabla 1. Resumen del análisis dosimétrico del PTV. Los valores son presentados como medias de los diez pacientes con su desviación estándar. El valor p se refiere a la significación estadística de la prueba *Kruskal-Wallis*.

VARIABLES	IMRT	VMAT	VMAT CORTA	p
PTV				
Dosis máxima (Gy)	105.3±1.1	105.7±1.5	106.1±1.7	0.404
Índice de homogeneidad	4±3	6±5	5±3	0.289
Dosis mínima (Gy)	97 ±6	95±7	95 ±6	0.228
Cobertura ($V_{95\%}$)	99.3±1.4	98±3	98.8±1.8	0.366
Tejido sano				
Índice de conformidad	2.1±0.6	2.0±0.6	2.0±0.6	0.768

ID: 00867
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

MODELADO DE APLICADORES COMPLETOS EN EL SISTEMA DE PLANIFICACION SAGIPLAN UTILIZANDO FREECAD

Antonio Otal Palacín[1] , José Richart Sancho[1] , Silvia Rodríguez Villalba[1] , Manuel Santos Ortega[1] , Pablo Rodríguez Meijide[3] , Irina Fotina[3] , José Pérez Calatayud[2]

1) Hospital Clínica Benidorm 2) Hospital Universitari i Politècnic La Fe de Valencia 3) Exkert & Ziegler BEBIG GmbH

OBJETIVO: Los sistemas de planificación actuales (SP) incorporan librerías de aplicadores para facilitar su reconstrucción. Uno de los modernos planificadores en el mercado es SagiPlan® v2.0, de la compañía Eckert & Ziegler BEBIG (Berlín, Alemania). En este planificador, se crean conjuntos de aplicadores, llamados *Templates,* a partir de los elementos diversos de un aplicador, definidos en la librería (*Applicator list*). Estos *Templates* los define el propio usuario superponiendo los *Applicators* sobre la imagen adquirida (CT o RM) una vez realizada su reconstrucción (Figura 1). Por ejemplo, en el caso del aplicador Viena, el usuario incorporaría sus diferentes elementos rígidos (sonda y semi-anillos) a una reconstrucción en un paciente dado, pudiendo guardar la configuración final o *Template* para usos futuros. Al ser configurados de esa manera, se traslada a la geometría del *Template* la incertidumbre de la reconstrucción concreta en el sistema de imagen del usuario, con limitaciones inherentes como son espesor y separación de cortes.

El propósito de este trabajo es presentar un método sencillo y práctico para incorporar las geometrías completas de los aplicadores a partir de los datos constructivos del fabricante, evitando las limitaciones de reconstrucción por imagen y haciendo de la reconstrucción de los canales por donde circulará la fuente algo global, en contraposición al procedimiento actual, es decir, reconstruir de manera independiente catéter a catéter en cada plan específico.

MATERIALES / MÉTODOS: Se ha modelado el aplicador Viena de Eckert & Ziegler BEBIG (Berlín, Alemania) [Kirisits IJROBP 2006]. Consta de un anillo de 30 mm y cuatro sondas intrauterinas intercambiables. Tres de 5 mm de diámetro, de longitudes 20, 40 y 60 mm, además de otra más fina de 3.5 mm, de 60 mm de longitud. El SP utilizado, fue Sagiplan versión 2.0, Eckert & Ziegler BEBIG (Berlín, Alemania).

Para la obtención del modelo 3D del aplicador, hemos utilizado FreeCAD [www.freecad.org], un modelador paramétrico basado en *python* de código abierto, modificable y extensible. Se han posicionado todos los elementos en FreeCAD de acuerdo con los datos de construcción del aplicador (canales del anillo, sonda intra-uterina y agujas). El dato de cuánto penetra la aguja se conoce al medir lo que sobresale la misma desde la entrada del anillo del aplicador. A partir del modelo en FreeCAD, hemos creado un fichero **.cls*, archivo que guarda Sagiplan con información sobre los *Templates*. Ese archivo lo que registra, entre otros datos, son las relaciones entre los sistemas de referencia intrínsecos de cada *Applicator,* y el sistema de referencia de *Template* creado.

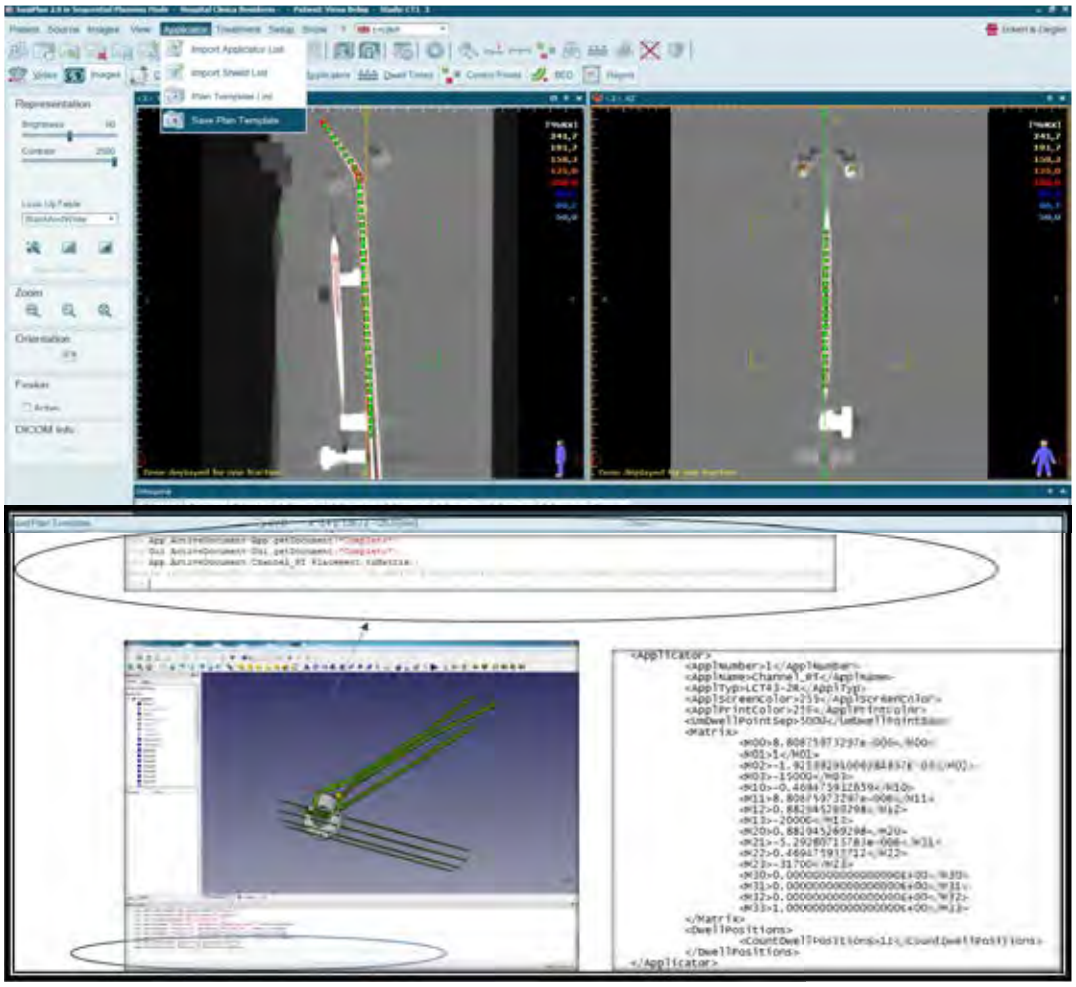
A través de FreeCAD podemos conocer las matrices afines (4x4) que determinan la posición de cada uno de los elementos respecto al origen que elegimos en el programa 3D, que es la información que se necesita para construir el fichero **.cls* (Figura 2).

RESULTADOS: Mediante el método desarrollado, el usuario del planificador puede disponer de los *Templates* ya listos para ser posicionados sobre el conjunto de imágenes del paciente (CT o RM) con la seguridad de que las posiciones relativas entre cada uno de sus elementos son las correctas. En el caso de las componentes intersticiales de los aplicadores, el modelo propuesto es implante-dependiente, al ser configurable el número de

agujas y la profundidad a la que se implantan.

Nuestro grupo está trabajando en un proyecto con BEBIG para la incorporación de sus aplicadores con el fin de que queden disponibles para los usuarios de Sagiplan.

CONCLUSION: La metodología empleada mejora significativamente la precisión en la construcción de los aplicadores en Sagiplan, quedando disponibles para la realización de su reconstrucción global en vez de a piezas con lo que la eficiencia e incertidumbre del procedimiento mejora notablemente.



ID: 00868
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

ACCESORIOS CREADOS CON IMPRESORA 3D EN LA RECONSTRUCCION DE APLICADORES EN RM EN BRAQUITERAPIA

Antonio Otal Palacín[1] , José Richart Sancho[1] , Silvia Rodríguez Villalba[1] , Manuel Santos Ortega[1] , Pablo Rodríguez Meijide[3] , Irina Fotina[3] , José Pérez Calatayud[2]

1) Hospital Clínica Benidorm 2) Hospital Universitari i Politècnic La Fe de Valencia 3) Eckert & Ziegler BEBIG GmbH

OBJETIVO: La ABS y GEC-ESTRO recomiendan resonancia magnética (RM) en modalidad T2 como técnica de adquisición idónea para la braquiterapia guiada por imagen en cánceres ginecológicos. Por otro lado, uno de los más importantes avances en los sistemas de planificación (SP), respecto a la reconstrucción de aplicadores, ha sido la aparición de librerías de aplicadores. Éstas permiten posicionar a partir de ciertos puntos conocidos y reconocibles en la imagen el aplicador completo, incrementando la precisión en la colocación del aplicador a la vez que ahorra tiempo en el proceso de identificación de la trayectoria de la fuente.

Esta modalidad de reconstrucción mediante librerías, aunque significa una importante mejora sobre la reconstrucción por canales aislados, todavía presenta en la práctica dificultades debido a lo difuminado de la señal en RM T2.

El objetivo de este trabajo ha sido el diseño de unas piezas complementarias con unas pequeñas bolas de vitamina A visibles en RM. Estas bolas, solidarias con el aplicador, permiten su completa reconstrucción.

MATERIALES / MÉTODOS: El aplicador utilizado en este trabajo es el aplicador Viena [Kirisits IJROBP 20016] (tándem uterino más anillo con componente intersticial) de Eckert&Ziegler BEBIG (Berlín, Alemania). El SP utilizado ha sido SagiPlan® versión 2.0, Eckert&Ziegler BEBIG (Berlín, Alemania).

Para la obtención del modelo 3D del aplicador y diseño se ha utilizado la aplicación FreeCAD [http://www.freecad.org], un modelador paramétrico basado en Python de código abierto. Con este software se ha diseñado tanto el aplicador como las piezas complementarias con las pequeñas bolas de vitamina A. Una vez listo el diseño, se ha exportado ese modelo a Sagiplan (Figura 1).

Para la fabricación de las piezas complementarias de acople se ha utilizado una impresora 3D modelo Prusa i3 Hephestos, (Bq, Madrid, España) con licencia Creative Commons.

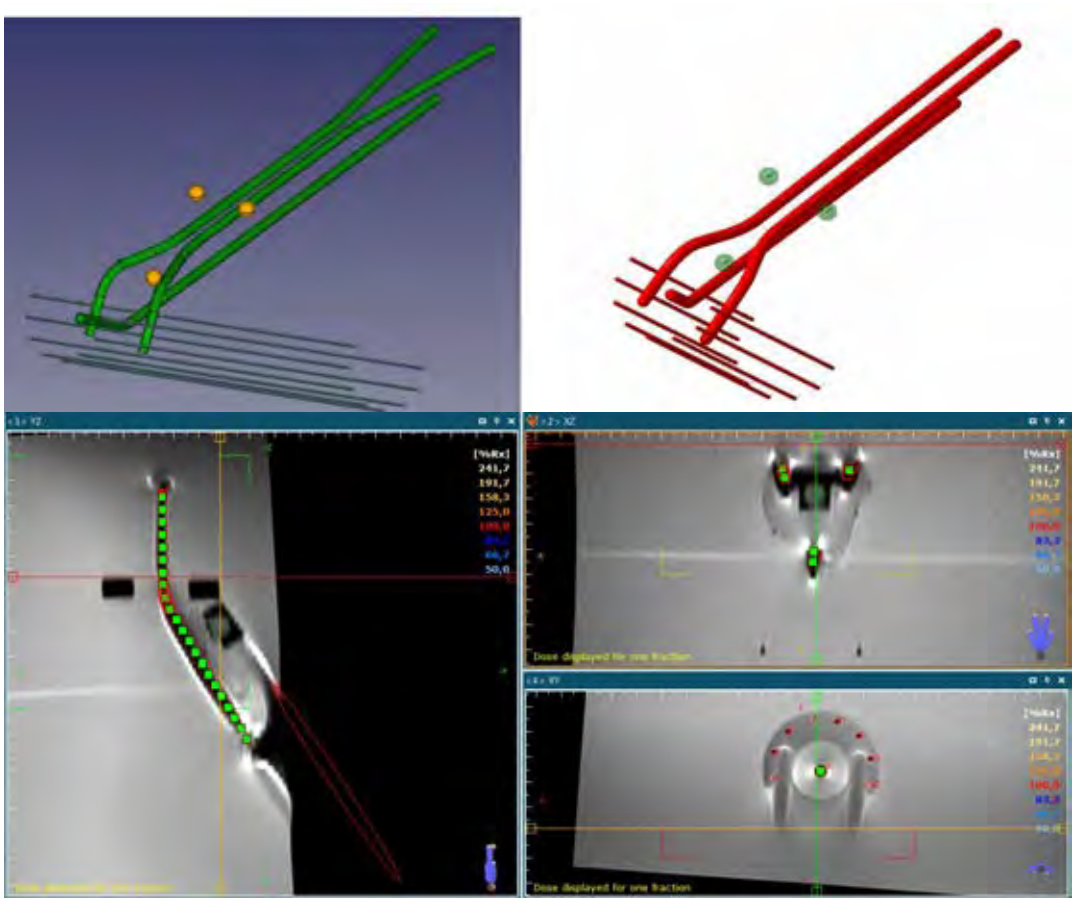
El método en el que se basa el modelo de reconstrucción propuesto en este trabajo consiste en la colocación de tres bolas de vitamina-A [Richart JCB 20015], visibles en MRI T2, en el seno de un material que proporcione el contraste necesario para que se vean dichas bolas. En nuestro caso, ese material es un polímero, poliácido láctico (PLA), con el que puede trabajar la impresora 3D utilizada. La posición de esas bolas con respecto al aplicador Viena es conocida con precisión ya que hemos diseñado los soportes para ellas de acuerdo al modelo 3D implementado en FreeCAD derivado de los esquemas técnicos de construcción del aplicador. Posteriormente se imprimen los soportes de las bolas con la impresora en PLA, colocando las bolas de vitamina en su interior.

RESULTADOS: Para validar la precisión de nuestro modelo, se ha realizado una adquisición de MRI en modalidad T2 del aplicador Viena con los accesorios montados en él, sumergido en una cuba de agua. Posteriormente, se cargaron las imágenes en SagiPlan® y se comprobó la viabilidad de la reconstrucción con la ayuda de los marcadores y del *template* de aplicadores basado en nuestro modelo 3D, cargado previamente en SagiPlan® (Figura 2).

El método es extensible a cualquier aplicador rígido y a otras modalidades de imagen (por ejemplo CT), mediante la elección adecuada de los marcadores. Además, y mediante el modelo preciso en 3D, sería posible en una segunda fase plantear métodos de auto-detección y auto-reconstrucción aprovechando la forma de los marcadores.

Cabe señalar que el acople de estas piezas sobre el aplicador es sencillo y rígido no alterando su integridad ni condiciones regulatorias-esterilidad.

CONCLUSION: Se han diseñado unos acoples o soportes para los marcadores en el caso del aplicador Viena que permiten su reconstrucción precisa, sencilla y rápida. Este método se puede generalizar a cualquier otro aplicador. Además, permite resolver el importante problema práctico de la no existencia de marcadores para la reconstrucción en RM T2.



ID: 00912
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

AUTOMATIZACIÓN DEL CALCULO EQD2 EN BRAQUITERAPIA GINECOLOGICA DE CERVIX

Vicente Carmona Meseguer[1] , Françoise Lliso Valverde[1] , José Gimeno Olmos[1] , Blanca Ibañez Roselló[1] , Antonio Otal Palacín[2] , José Richart Sancho[2] , José Pérez-Calatayud[1]

1) Hospital Universitario y Politécnico La Fe 2) Hospital Clínica Benidorm (HCB

PROPOSITO: La ABS y GEC-ESTRO recomiendan la evaluación dosimétrica de las planificaciones en braquiterapia de cérvix mediante el uso del modelo lineal cuadrático. Indican el uso de cocientes de alfa/beta 10 y 3 para los volúmenes de tratamiento (CTV) y órganos de riesgo (OAR) respectivamente. Los parámetros de los histogramas dosis volumen (HDV) más relevantes en la planificación son los D_{90} de los CTV y D_{2cc} de los OAR. Los valores se especifican en EQD2, es decir normalizados a 2 Gy por fracción.

El problema en la práctica es que este análisis biológico no está incluido en la optimización en los sistemas de planificación (SP) realizándose la misma utilizando dosis físicas en vez de equivalentes.

El propósito de este trabajo es presentar una hoja de cálculo integrada en el SP para la presentación automática de los parámetros HDV de interés en su equivalente EQD2.

MATERIAL Y METODOS: La hoja de cálculo desarrollada se basa en los parámetros HDV extraídos automáticamente del SP *Oncentra* (Oncentra Brachytherapy, versión 4.5.1, Elekta). Esto se realiza mediante una impresión en texto de estos parámetros (seleccionados previamente mediante una tabla de preferencias). La hoja Excel toma esos valores volcándolos sobre las casillas correspondientes y realizando el cálculo de EQD2.

La hoja integra la dosis recibida en radioterapia externa y la de las dos aplicaciones (con dos fracciones cada una) de braquiterapia realizada con el aplicador *Utrecht* (Elekta). En la misma se incluyen los parámetros que deciden la planificación así como los que es necesario informar según las recomendaciones de GEC-ESTRO.

En una primera versión se incluyeron los parámetros recomendados por EMBRACE I y recientemente se ha actualizado a EMBRACE II. Además se han incluido unos semáforos o colores de casilla según los valores se encuentren en sus rangos óptimos, permitidos o fuera de límite.

En la hoja se dispone de un factor global de normalización para adaptar lo más posible a los valores deseados.

RESULTADOS: Desde su desarrollo, esta hoja se ha aplicado a más de 200 casos (desde noviembre de 2011). Su limitación lógica es que solo permite una dinámica global y no relativa, ya que esto último implicaría a la optimización y no es posible en la actualidad hasta que los SP sean sensibles a esta necesidad.

En la Figura I se incluye un ejemplo de evaluación de un caso. En la actualidad los valores de rangos adoptados son los del EMBRACE II y los colores de las casillas se modifican en consecuencia (Tabla I).

CONCLUSIONES: Se ha desarrollado una hoja de cálculo integrada en el SP *Oncentra* que permite agilizar significativamente el cálculo de la dosis prescrita adecuada en EQD2 teniendo en cuenta las componentes de radioterapia externa y braquiterapia en los tratamientos de cérvix.

Cálculo de EQD_2 en braquiterapia ginecológica para HDR

Radiofísica - Radioterapia - Hospital La Fe

Identificación:
Paciente:
Historia RT:
Médico:

Externa	
Dosis / sesión:	2.00 Gy
Sesiones:	25
Subtotal =	50.00 Gy

Número de aplicaciones: 2

	HDR 1 Aplicación		HDR 2 Aplicación	
	Fracciones: 2	Factor Dosis: 100%	Fracciones: 2	Factor Dosis: 94%
	Cálculo	Tratamiento	Cálculo	Tratamiento
Dosis / fracción	7.000 Gy	7.000 Gy	7.000 Gy	6.545 Gy
Dosis total / aplicación		14.00 Gy		13.09 Gy
Ext + D. total acumulada	Ext + HDR 1 =	64.00 Gy	Ant + HDR 2 =	77.09 Gy

	eje -X	eje +X	eje -X	eje +X
Puntos A				
P rect-vag				
V_{ICRU}				
R_{ICRU}				

		Dosis / fracción Cálculo	Dosis / fracción Tratamiento	Dosis / fracción Cálculo	Dosis / fracción Tratamiento	Dosis / fracción Cálculo	EQD_2 Total	EMBRACE II Min	Obj	Max
α/β = 10										
	D_{100}	7.89 Gy	7.89 Gy	8.27 Gy	7.73 Gy		96.40 Gy			
GTV_B	D_{98}	8.51 Gy	8.51 Gy	8.80 Gy	8.23 Gy		101.20 Gy	> 90	> 95	
	D_{90}	9.24 Gy	9.24 Gy	9.54 Gy	8.92 Gy		107.70 Gy			
	D_{100}	6.36 Gy	6.36 Gy	6.38 Gy	5.96 Gy		83.20 Gy			
	D_{98}	6.94 Gy	6.94 Gy	7.23 Gy	6.76 Gy		88.50 Gy		> 75	
HR-CTV	D_{90}	7.75 Gy	7.75 Gy	8.08 Gy	7.55 Gy		95.00 Gy	> 85	> 90	< 95
	D_{50}	10.20 Gy	10.20 Gy	10.43 Gy	9.75 Gy		116.40 Gy			
	Volumen	13.04 cc		12.03 cc						
	D_{100}	3.63 Gy	3.63 Gy	3.26 Gy	3.04 Gy		64.90 Gy			
IR-CTV	D_{98}	4.45 Gy	4.45 Gy	3.95 Gy	3.69 Gy		69.20 Gy	> 60		
	D_{50}	5.52 Gy	5.52 Gy	4.83 Gy	4.52 Gy		75.20 Gy			
	D_{50}	8.69 Gy	8.69 Gy	8.36 Gy	7.81 Gy		100.20 Gy			
Punto A								> 65		
α/β = 3										
Vejiga	2 cm^3	4.45 Gy	4.45 Gy	5.16 Gy	4.82 Gy		78.30 Gy	< 80	< 90	
	1 cm^3	4.88 Gy	4.88 Gy	5.60 Gy	5.24 Gy		82.60 Gy			
	0.1 cm^3	5.86 Gy	5.86 Gy	6.46 Gy	6.04 Gy		92.60 Gy			
Recto	2 cm^3	1.39 Gy	1.39 Gy	1.76 Gy	1.64 Gy		55.50 Gy	< 65	< 75	
	1 cm^3	1.53 Gy	1.53 Gy	1.89 Gy	1.76 Gy		56.10 Gy			
	0.1 cm^3	1.86 Gy	1.86 Gy	2.17 Gy	2.03 Gy		57.70 Gy			
Sigmoide	2 cm^3	2.90 Gy	2.90 Gy	3.34 Gy	3.12 Gy		64.50 Gy	< 70	< 75	
	1 cm^3	3.30 Gy	3.30 Gy	3.75 Gy	3.50 Gy		67.40 Gy			
	0.1 cm^3	4.29 Gy	4.29 Gy	4.89 Gy	4.57 Gy		76.40 Gy			
Intestino	2 cm^3							< 70	< 75	
	1 cm^3									
	0.1 cm^3									
Punto recto-vaginal								< 65	< 75	
V_{ICRU}										
R_{ICRU}										

Target **EQD2 α/β 10**	**HR-CTV D90**	**HR-CTV D98**	**GTVB D98**	**IR-CTV D98**	**Punto A**
Objetivos plan	> 90 Gy < 95 Gy	> 75 Gy	> 95 Gy	> 60 Gy	> 65 Gy
Mínimos	> 85 Gy	-	> 90 Gy	-	-
OAR **EQD2 α/β 3**	**Vejiga D2cc**	**Recto D2cc**	**Punto recto vaginal**	**Sigmoide D2cc**	**Intestino D2cc**
Objetivos plan	< 80 Gy	< 65 Gy	< 65 Gy	< 70 Gy	< 70 Gy
Máximos	< 90 Gy	< 75 Gy	< 75 Gy	< 75 Gy	< 75 Gy

ID: 00917
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Irradiación craneoespinal con VMAT. Comparación dosimétrica respecto a la técnica 3DCRT

María Roch González[1] , Pablo Castro Tejero[1] , Gustavo Pozo Rodríguez[1] , Pablo Chamorro Serrano[1] , Leopoldo Pérez González[1]

1) Hospital Universitario de la Princesa

OBJETIVO

La irradiación craneoespinal es parte esencial en el tratamiento de pacientes diagnosticados de medulobastoma. Es un tratamiento técnicamente muy complejo por la longitud del volumen a irradiar, que comprende el cerebro y la médula espinal. Este tipo de tumores tienen una incidencia alta en pacientes pediátricos y jóvenes (> 80% de los casos se presenta antes de los 40 años de edad) con una alta supervivencia a 5 años (63-82% en adultos) [1]. Por tanto, es necesario poner especial cuidado en minimizar la irradiación de órganos de riesgo (OAR) y tejido sano para así minimizar una potencial toxicidad a corto y largo plazo.

La planificación de la irradiación craneoespinal se ha venido realizando con la técnica convencional conformada 3D (3DCRT) resultando tratamientos muy complejos que requieren un alto número de campos para conseguir una homogeneidad de la dosis aceptable. Así, para evitar las zonas de sobredosificación y subdosificación en las uniones de los campos, se crean dos o tres campos por isocentro con tamaños ligeramente diferentes generando una \"unión móvil\" que homogeniza la dosis en las zonas de solapamiento.

La técnica de modulación de intensidad en arco (Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT) imparte haces de radiación altamente conformados mediante la variación simultánea del ángulo de brazo, las posiciones del micro multiláminas (MLC) y la tasa de dosis [2]. Se presenta como una alternativa a la técnica 3DCRT y a la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) en multitud de localizaciones y, en particular, en la irradiación craneoespinal. En concreto, resolvería el problema de las uniones de campo al estar contenidas las zonas de solapamiento en el proceso de optimización del haz de radiación.

El objetivo del trabajo es realizar una comparación de la planificación con las técnicas 3DCRT y VMAT para una serie de pacientes analizando un conjunto de parámetros dosimétricos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan retrospectivamente cuatro pacientes tratados desde 2009 a 2014. Los tratamientos originales con la técnica 3DCRT se replanifican utilizando la técnica VMAT.

Se adquieren las imágenes TC de planificación con el paciente colocado en posición decúbito prono con los brazos extendidos a lo largo del cuerpo. Se coloca una máscara termoplástica Tipo-S para inmovilizar al paciente. Se realiza una adquisición de calota a mitad de fémur con espesor de corte de 5mm.

Se fusiona el TC de planificación con la RM de diagnóstico y se contornea el volumen objetivo clínico (CTV) incluyendo el cerebro y canal medular. El volumen objetivo de planificación (PTV) se obtiene aplicando un margen de 5mm al CTV. Se contornean como órganos de riesgo el tronco, quiasma, nervios ópticos, retinas, cristalinos, médula espinal, corazón, pulmones y riñones.

Los tratamientos se prescriben en todos los casos a una dosis de 36Gy en 20 sesiones de tratamiento, de forma que se debe irradiar con el 95% de la dosis prescrita el 100% del volumen de tratamiento. Para realizar la comparación entre las diferentes técnicas se normalizará para obtener la misma dosis media en cada paciente.

Las características de la muestra de pacientes, del PTV y parámetros de planificación con las técnicas 3DCRT y VMAT se muestran en la Tabla 1.

RESULTADOS

Los resultados dosimétricos relativos al PTV, grado de cobertura del PTV, Índice de conformación (IC), y a los OAR, incluyendo la dosis integral (I) impartida al tejido sano y a los OAR se muestran en la Tabla 2.

CONCLUSIONES

La utilización de la técnica VMAT para la irradiación craneoespinal asegura una mejor conformación al volumen objetivo respecto a la técnica 3DCRT y dosis a los órganos de riesgo inferiores o del mismo orden.

REFERENCIAS

1. Riffaud L, Saikali S (2009) Survival and pronostic factors in a series of adults with medulloblastomas. J. Neurosurg, 111(3), 478-87, 2009.
2. Bzdusek K (2009) Development and evaluation of and efficient approach to volumetric arc therapy planning. Med Phys, 36:2328-2339, 2009.

				3DCRT				VMAT			
ID	Edad	Long PTV (cm)	Vol PTV (cm^3)	No. Iso	Distancia entre ISO (cm)	Long Overlap (cm)	No. Campos	Nº Iso	Distancia entre ISO (cm)	Long Overlap (cm)	Nº Arcos (°)
1	47	83	4170	3	33, 27	2,0	17	3	27	4,0	3 (880)
2	19	79	2777	4	16, 21, 22	1,5	29	3	26	4,0	3 (940)
3	20	75	3095	3	20, 25	1,5	16	3	25	4,0	3 (1080)
4	29	68	2538	3	29, 24	1,0	10	3	22	4,0	3 (960)

Resultados dosimétricos PTV							
	IC	D_{media} (Gy)	D_{max} (Gy)	V95 (%)	V100 (%)	V107 (%)	V110 (%)
VMAT	1,1	37,2	40,4	98,9	89,6	5,8	0,1
3DCRT	1,7	37,2	44,5	97,8	77,1	14,9	6,7
p-value	5*E-4	0,91	0,05	0,4	0,2	0,2	0,2

Resultados dosimétricos OAR					
D_{max} (Gy)	Cristalinos	Retinas	Nervios Ópticos	Quiasma	Médula
VMAT	9,1	23,9	33,9	37,2	39,3
3DCRT	4,7	25,2	35,1	36,3	41,8
p-value	0,007	0,83	0,31	0,18	0,14

Pulmones									
	V1 (%)	V2 (%)	V5 (%)	V10 (%)	V15 (%)	V20 (%)	D_{max} (Gy)	D_{media} (Gy)	$D_{integral}$ (Gy)
VMAT	100,0	98,0	65,5	22,6	8,9	3,3	32,0	7,7	26,3
3DCRT	83,6	58,2	41,3	21,9	13,7	11,3	39,8	7,1	24,2
p-value	0,14	0,045	0,19	0,92	0,21	0,03	0,005	0,73	0,76

Corazón									
	V1 (%)	V2 (%)	V5 (%)	V10 (%)	V15 (%)	V20 (%)	D_{max} (Gy)	D_{media} (Gy)	$D_{integral}$ (Gy)
VMAT	100,0	99,9	96,7	50,0	4,9	0,6	19,8	10,1	5,7
3DCRT	95,8	85,2	73,2	49,2	91,1	36,6	31,3	13,5	7,5
p-value	0,26	0,19	0,11	0,95	0,067	0,068	0,004	0,24	0,22

Riñones									
	V1 (%)	V2 (%)	V5 (%)	V10 (%)	V15 (%)	V20 (%)	D_{max} (Gy)	D_{media} (Gy)	$D_{integral}$ (Gy)
VMAT	100,0	100,0	52,9	6,5	0,7	0,0	23,9	5,8	2,2
3DCRT	80,9	47,8	23,0	16,7	6,8	4,0	34,4	4,7	1,4
p-value	0,07	0,06	0,17	0,51	0,28	0,2	0,02	0,65	0,35

ID: 00925
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

TECNICA PRE-PLAN CON EL APLICADOR GINECOLOGICO BENIDORM

Antonio Otal Palacín[1] , José Richart Sancho[1] , Silvia Rodríguez Villalba[1] , Manuel Santos Ortega[1] , José Pérez Calatayud[2]

1) Hospital Clínica Benidorm 2) Hospital Universitari i Politècnic La Fe de Valencia

PROPOSITO: La ABS y GEC-ESTRO recomiendan La Resonancia Magnética (RM) en su modalidad T2 como la imagen preferida en braquiterapia de cérvix. En el caso de carcinomas de cérvix avanzados con una extensión hacia el parametrio, los aplicadores combinados con componentes endocavitarias e intersticiales son los apropiados, como es el caso del Aplicador Benidorm (AB) completamente compatible con MRI.

Las técnicas de pre-planificación son habituales en radioterapia externa pero no en braquiterapia. Posibles razones, además de la ausencia de herramientas en el sistema de planificación (SP), son las asociadas a la gran variabilidad anatómica motivada por la inserción de los aplicadores. Sin embargo hay escenarios clínicos en los que esta variación en compatible con la pre-planificación y las ventajas de ésta son evidentes con un beneficio importante en la práctica clínica.

El propósito de este trabajo es presentar una técnica de pre-planificación en implantes ginecológicos con el aplicador Benidorm.

MATERIAL Y METODOS: El AB (Lorca Marin, Murcia, España) combina las ventajas técnicas del aplicador MUPIT añadiendo la componente endocavitaria uterina y siendo completamente compatible con RM. Permite el uso de vectores de Titanio en disposición recta y divergente permitiendo un adecuado cubrimiento de lesiones extensas (Rodriguez JCB 2015). En otro proyecto también presentado en este Congreso, se ha desarrollado una librería para este aplicador en el SP *Oncentra Brachytherapy* (Elekta, Estocolmo, Suecia) (Otal 2017).

A continuación, se describe el proceso implementado:

1) Unos 3-5 días antes del implante, se realiza una RM en su modalidad T2 con el AB colocado solo en su componente de plantilla y cilindro vaginal, lógicamente sin la sonda uterina ni los vectores. La longitud del cilindro vaginal se adapta al caso específico y la vejiga se llena con 50 cc de suero fisiológico.

2) Sobre este conjunto de imágenes se contornea el CTV siguiendo las recomendaciones GEC-ESTRO. A continuación, se seleccionan el número adecuado de vectores en el plan y su profundidad. Para facilitar esta tarea, se ha desarrollado una aplicación Java adaptada al SP. Una vez realizada esta pre-planificación, quedan determinados los vectores y su profundidad.

3) Con esta información, el Oncólogo Radioterápico procede con el implante tras el que se realiza una nueva RM sobre la que se establece la planificación definitiva.

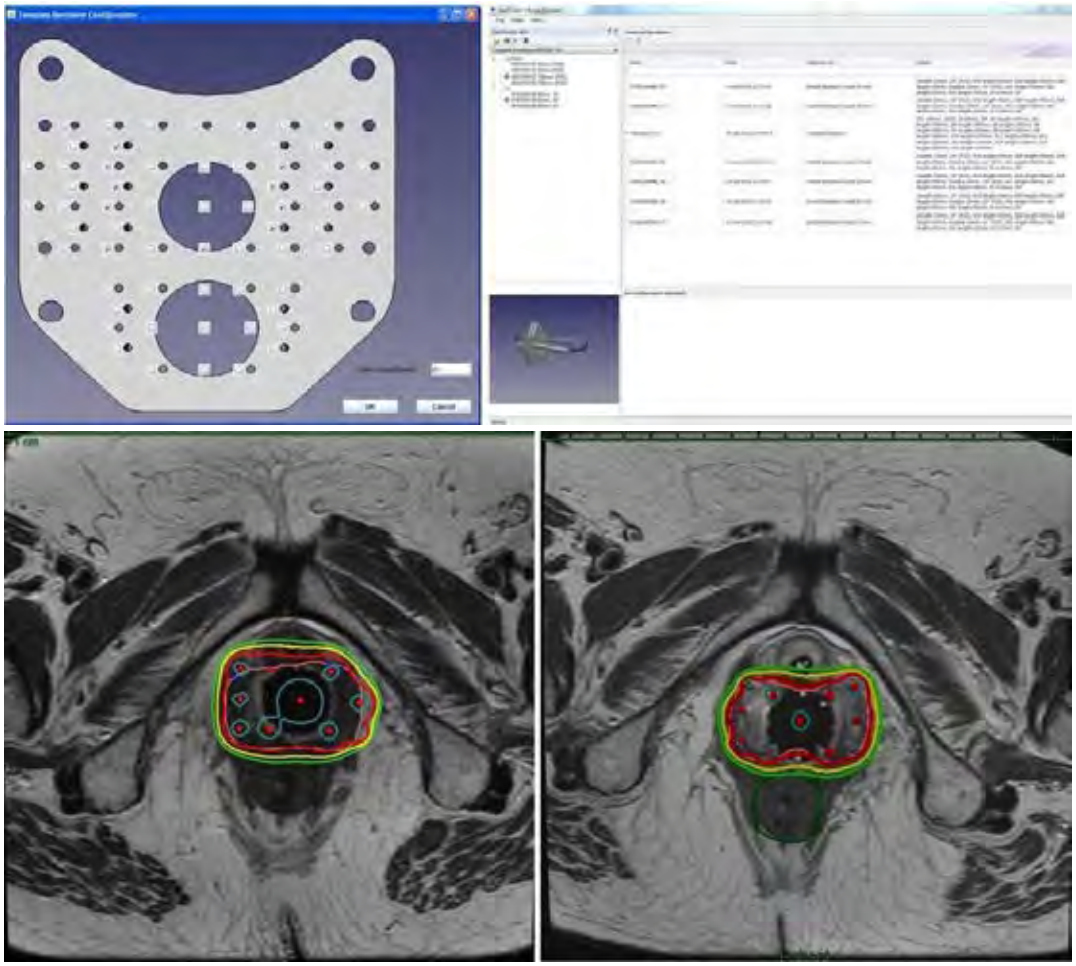
RESULTADOS: La aplicación Java desarrollada presenta un *interface* sencillo como se muestra en la Figura 1, donde el usuario puede seleccionar de forma eficiente los vectores a incluir así como su profundidad. Toda esta información se traslada a la librería del AB en el SP.

En la Figura 2 se muestra un plano transversal del pre-plan (izda) y post-plan (dcha). Este procedimiento de pre-plan presenta ventajas significativas como son la determinación previa al implante de los vectores requeridos y su profundidad, a la vez que el ahorro importante de tiempo.

El pre-plan tiene el error inherente de los cambios anatómicos que ocurren en el implante. En nuestra institución, este procedimiento se ha aplicado con éxito en 10 pacientes. En los casos de pacientes histerectomizadas, el cambio de pre- a post-plan es mínimo debido a que no se rectifica el útero al introducir su sonda. En los pacientes

no operados, nuestra experiencia muestra que los cambios en la componente intersticial del implante, que no en la uterina, son menores, del orden de 5 mm en la punta de los vectores para una profundidad típica de 160 mm

CONCLUSIONES: Se ha confeccionado una técnica de pre-plan para el AB en el SP *Oncentra* para su uso en braquiterapia ginecológica. Se basa exclusivamente en RM T2 mostrando una gran eficiencia en la práctica clínica.



ID: 00926
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

DESARROLLO DE UNA APLICACIÓN PARA LA DETERMINACIÓN DE PUNTOS DISTALES EN BRAQUITERAPIA DE PIEL

Antonio Otal Palacín[1] , José Richart Sancho[1] , Silvia Rodríguez Villalba[1] , Manuel Santos Ortega[1] , José Pérez Calatayud[2]

1) Hospital Clínica Benidorm 2) Hospital Universitari i Politècnic La Fe de Valencia

PROPOSITO: La Braquiterapia de piel ha experimentado un desarrollo muy importante en sus diversas modalidades. Para lesiones no pequeñas, lo habitual es el uso de moldes individualizados o aplicadores específicos como son los *Flaps* o *HAM*. Las recomendaciones recientes de la ABS (*Ouhib Brachytherapy* 2015) incluyen la indicación de que los catéteres estén al menos a 5 mm de la piel así como que la prescripción debe realizarse como máximo a 5 mm de profundidad. Para profundidades mayores recomienda el uso de implantes intersticiales.

En el caso de moldes y flaps, la planificación se realiza mediante TAC en el que se coloca un fino alambre para señalizar el área del PTV, éste suele confeccionarse dibujando con una perla de diámetro 5 mm desde la superficie del paciente en. Sobre ese PTV suelen establecerse un conjunto de puntos en su periferia con los que se realiza la prescripción-optimización. El problema que se presenta es la necesidad de la tediosa operación de borrar todos los puntos que no corresponden al límite distal o más profundo del PTV, problema que hace que en la práctica se acudan a otros métodos menos directos y completos.

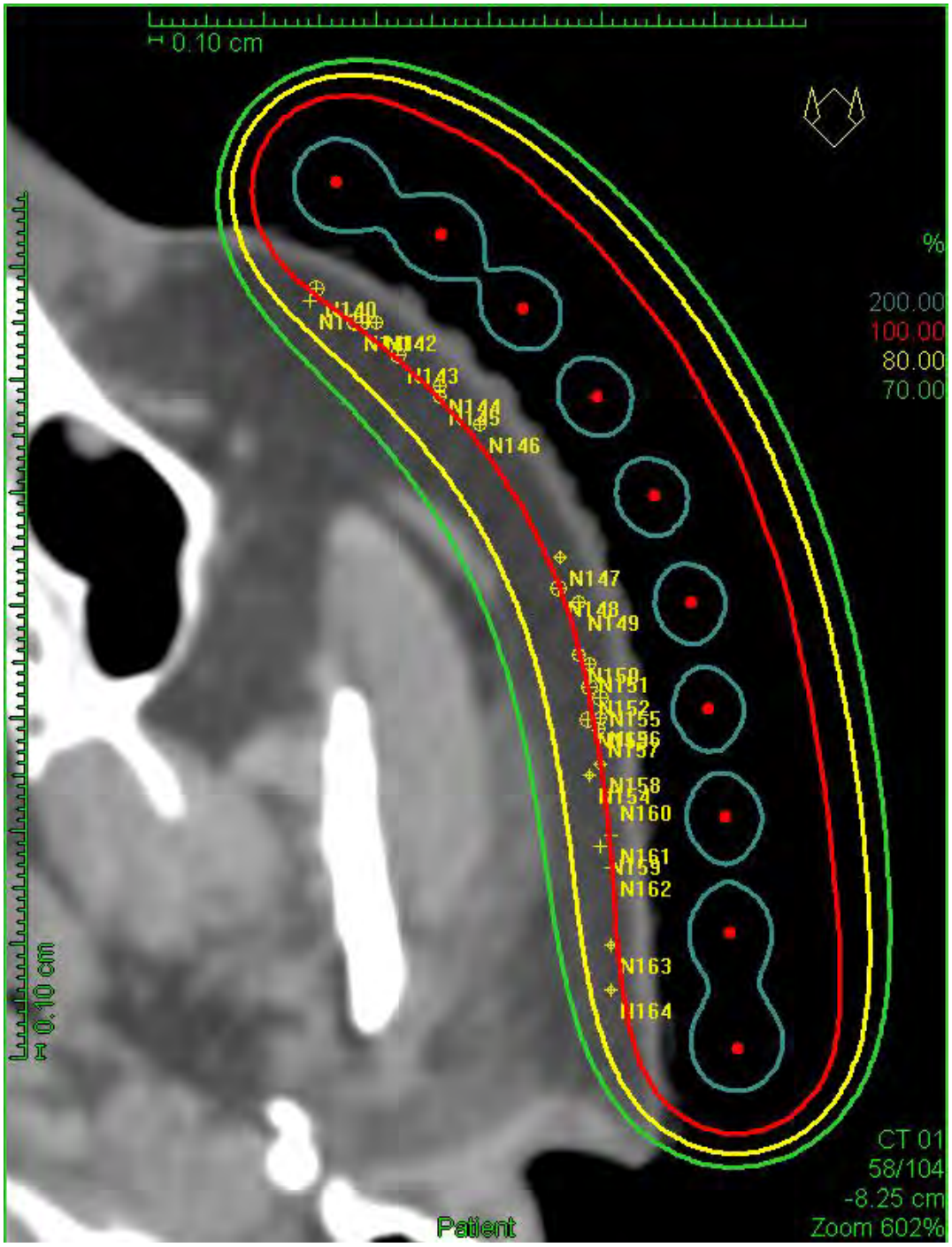
El propósito de este trabajo es la presentación de una solución para el establecimiento directo del conjunto de puntos distales sin necesidad de dibujar ni siquiera el PTV.

MATERIAL Y METODOS: El sistema de planificación utilizado ha sido Oncentra (Oncentra Brachytherapy, versión 4.3.0, Elekta), siendo fácilmente extensible a otros planificadores. Para los cálculos se ha utilizado el lenguaje de programación Python (Python Software Foundation. Python Language Reference, versión 3.5. Disponible en http://www.python.org). También hemos utilizado MeshLab (MeshLab, Visual Computing Lab-ISTI-CNR. Disponible en http:// meshlab.sourceforge.net). A partir del contorno externo del paciente, que obtenemos de los ficheros Dicom de estructuras y de los puntos que define un hilo alrededor de la lesión, extraídos a su vez del fichero Dicom-RT, definimos una nube de puntos localizada en la superficie del paciente. Con la ayuda de MeshLab, calculamos las normales a la superficie y posteriormente a través de las normales, desplazamos los puntos la distancia correspondiente a la profundidad de prescripción. Estos son introducidos en Oncentra a través de un proceso de “corta-pega” con la ayuda de una hoja de cálculo.

RESULTADOS: En la figura podemos observar que se consigue la curvatura adecuada a la piel de la isodosis del 100% con solo normalizar a los puntos y, en todo caso, hacer una optimización geométrica. Como proyecto futuro, queremos prescindir del paso intermedio en MeshLab, incorporando a nuestra rutina en Python el cálculo de las normales para conseguir una solución integrada al problema.

CONCLUSIONES:

Mediante el método propuesto, conseguimos tener un conjunto de puntos de prescripción adaptados a la curvatura del paciente y circunscritos a la lesión.


0.10 cm
%
200.00
100.00
80.00
70.00
N140
N142
N143
N144
N146
N147
N148
N149
N151
N152
N155
N157
N158
N160
N161
N162
N163
N164
0.10 cm
CT 01
58/104
-8.25 cm
Zoom 602%
Patient

ID: 00939
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Evaluación de casos clínicos mediante el algoritmo Oncentra Brachy Advanced Collapsed Cone Engine

Camilo J. Sanz Freire[1] , Susana Pérez Echagüen[2] , Gustavo A. Ossola Lentati[2]

1) Servicio de Radiofísica y PR. Centro de Investigación Biomédica de La Rioja (CIBIR) 2) Servicio de Oncología Radioterápica. Centro de Investigación Biomédica de La Rioja (CIBIR)

Objetivo. Los sistemas de cálculo de dosis de braquiterapia con fuentes de alta tasa de dosis (BT HDR) incorporan cada vez más frecuentemente algoritmos basados en modelos (MBDCA), destinados a asegurar un cálculo de dosis más exacto en medios heterogéneos que sistemas basados en formalismo TG-43. El objetivo del presente trabajo es evaluar con un MBDCA comercial una amplia variedad de escenarios clínicos reales, la comparación con el resultado mediante formalismo TG-43 y la discusión de las implicaciones de los resultados en la prescripción, evaluación y reporte de dosis

Material y métodos. Se dispone de un TPS ONCENTRA BRACHY 4.5.1 (ELEKTA) con licencia de cálculo con un MBDCA de C/S de cono colapsado ADVANCED COLLAPSED CONE ENGINE (ACE) (ELEKTA). Incluye el modelo de fuente Flexisource 192-Ir c en el equipo FLEXITRON HDR (ELEKTA). Esta configuración permite el cálculo mediante TG-43, mediante MBDCA ACE (para propósito de evaluación), bien considerando las UH de la imagen, bien con estructuras de composición uniforme predefinida, y ello con 2 niveles de resolución (estándar y alta). Los casos clínicos evaluados y la anatomía particular con presencia de heterogeneidades presente, que sugiere una más exacta evaluación con MBDCA, son:

-Tratamiento desobstructivo en esófago cervical-medio. PTL en contacto con interfase traqueoesofágica, proximidad de esternón, vertebras

-Tratamiento de borde quirúrgico positivo infiltrante en bronquio principal con implante endoluminal de dos catéteres. CTV en pulmón y proximidad de cuerpo vertebral

-Tratamiento de cáncer de piel no melanoma (NMSC) en ala nasal con plesioterapia de moldes de silicona de alta viscosidad (?=1.6g/cc) de 3mm de espesor

-Retratamiento de carcinoma escamoso cutáneo CyC en mejilla e infiltración en encía con implante intersticial biplanar. CTV muy superficial, rodeando mandíbula

-Irradiación parcial acelerada de la mama (APBI) en dos cuadrantes superiores de mama derecha con implante intersticial de catéteres flexibles. CTV delimitado por piel y pared costal

Todos los casos clínicos corresponden a tratamientos realizados en nuestro centro. La evaluación con ACE es retrospectiva en todos los casos excepto en APBI. Se realiza simulación y cálculo 3D sobre imagen TAC excepto con el molde (CBCT). Este caso de NMSC se evalúa también alejando virtualmente los catéteres 5mm en el molde, creando un espesor virtual de 8mm

Resultados. Los resultados en términos de diferencia relativa de dosis entre TG-43 y ACE se muestran en la figura 1 (cobertura, dosis mínimas CTV y/o volumen de sobredosificación). La tabla 2 resume los resultados en OARs (valores clínicamente significativos y/o dosis más elevada a volumen representativo). Se pueden destacar las siguientes diferencias:

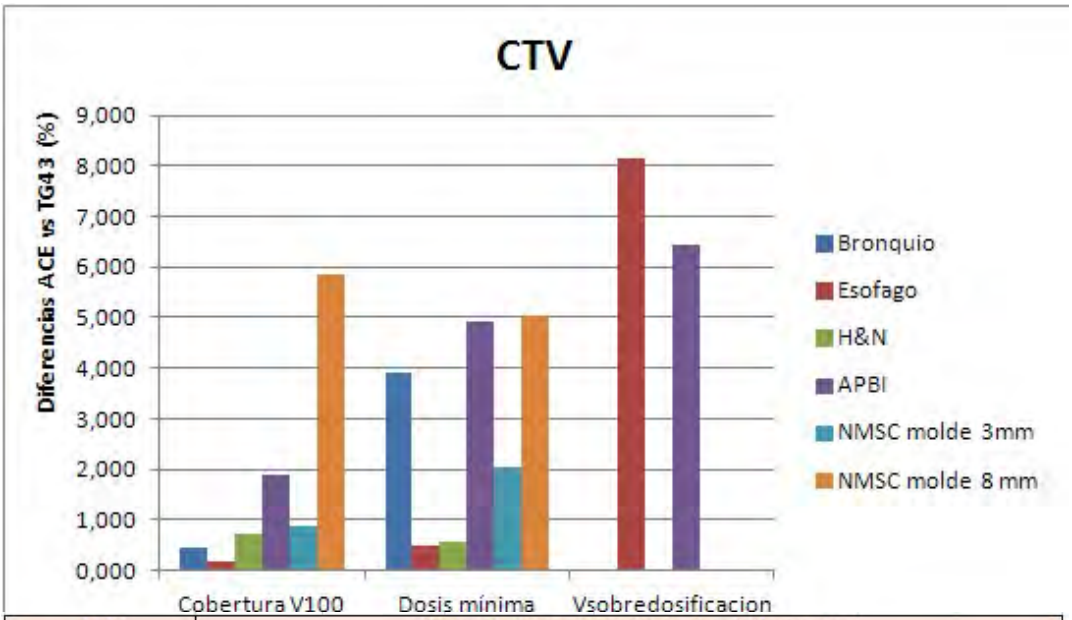
-Esófago: Volumen de sobredosificación V200 difiere hasta un 8%. En la unión traqueoesofágica las diferencias llegan al 12-14%. Acuerdo en valores de cobertura

-CyC: Razonable acuerdo excepto en dosis a piel, con diferencias significativas entre el 10-50%

-APBI: Volumen del implante V150 y V200 difieren hasta un 6%. Diferencias en piel y su estructura vascular hasta 4.5%, pero buen acuerdo en valores de dosis limitantes

-NMSC: Atenuación del molde entorno a 2.5% con 3mm de espesor pero hasta 6% con 8mm. Dosis a cristalino y ojo muestra reducciones del 8-12%, de forma consistente con el mayor espesor de molde en esa dirección

Conclusión. La evaluación de situaciones clínicas mediante un MBDCA como ACE permite en general una comprensión más realista de las limitaciones de las técnicas en cada localización. Las implicaciones clínicas de nuestros resultados son seguramente limitadas (buen acuerdo en parámetros de cobertura y calidad del implante, dosis a OAR siempre menores con MBDCA). Sin embargo, en muchas situaciones las diferencias son grandes (>5%), y su implicación en la prescripción, evaluación y reporte de dosis ante una generalización de este tipo de algoritmos debe ser considerada con precaución



CASO	Diferencia ACE vs TG43 D 0.1cc/1cc (%) en OARs						
Bronquio	*Esofago*	*Pulmón*	*Grandes Vasos*	*Vertebra*			
	0,96/1,65	0,52/3,09	0,52/1,10	2,92/2,00			
Esofago	*Esofago*	*Pulmón*	*Grandes Vasos*	*Vertebra*	*Tráquea*	*Esternón*	*Médula*
	7,55/4,52	2,12/1,42	5,11/4,46	0,10/0,27	**3,49/12,40**	1,38/1,15	1,80/2,59
H&N	*Mandíbula*	*Piel*	*Labio*	*Lengua*			
	3,78/3,40	**49,48/28,49**	0,77/1,08	0,62/0,87			
APBI	*Pared costal*	*Pulmón*	*Piel*	*Vasos piel*			
	3,72/3,94	4,25/5,15	**4,58 (V3Gy 0/0)**	**4,3 (V3.5Gy 0/0)**			
NMSC molde 3mm	*Cristalino*	*Ojo*	*Piel*	*Vasos Piel*			
	11,01 (D50)	**7,42/8,64**	3,82/3,63	1,05/2,18			

ID: 00955
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

INFLUENCIA DEL MÉTODO DE REGISTRO DE IMAGEN EN RT ADAPTATIVA EN UN CASO SELECCIONADO DE PRÓSTATA

Roberto Berenguer Serrano[1] , Victoria de la Vara Olivas[1] , Verónica López Honrubia[1] , Miguel Rivera Jiménez[1] , Ana Teresa Núñez Quintanilla[1] , Maria Victoria Villas Sánchez[1] , Sebastià Sabater Martí[1]

1) Servicio de Radioterapia - Hospital General de Albacete

Introducción: El objetivo del trabajo fue analizar la influencia del registro de imagen en el flujo de trabajo de radioterapia adaptativa (ART) para un tratamiento seleccionado de IMRT de próstata y comparar la dosis acumulada de acuerdo a 3 métodos diferentes de registro de imagen con la dosis planificada.

Material y métodos: Se realizaron 3 estudios CT del paciente de IMRT de próstata seleccionado a lo largo de su tratamiento espaciados temporalmente de manera que representasen un tercio del tratamiento cada uno de ellos aproximadamente. Estos CTs fueron empleados para realizar el correspondiente registro de imagen y la acumulación de dosis. La próstata, PTV, recto y vejiga fueron segmentados en cada CT de manera que la calidad del registro de imagen pudo ser evaluada. Se realizaron tres tipos de registro de imagen: rígido, deformable (DIR) mediante B-spline y deformable mediante landmarks. Todos los registros utilizaron el CT de simulación como referencia y los subsiguientes CTs (CT2 y CT3) como los volúmenes móviles. El procedimiento de registro consistió en: tras realizar un registro rígido empleando “mutual information” como función de coste, a continuación se realizó el correspondiente registro deformable que fue o bien realizado con un algoritmo paramétrico B-spline con la función de coste del error cuadrático medio o utilizando el algoritmo paramétrico deformable basado en landmarks (LANDWARP) el cual emplea la función gaussiana como Función de Base Radial (RBF). Todos estos algoritmos se utilizaron bajo el módulo Slicer-RT del programa 3Dslicer. Las dosis de cada plan fueron deformadas aplicando el correspondiente campo de deformación obtenido de cada registro de imagen.

La diferencia entre la dosis acumulada y la dosis planificada fue evaluada mediante el índice gamma. El coeficiente Dice y la distancia Hausdorff fue utilizada para evaluar el solapamiento entre volúmenes para cuantificar la calidad del registro de imagen.

Resultado: El objetivo principal del trabajo fue observar hasta qué punto podrían llegar a ser las diferencias dosimétricas entre la dosis acumulada y la dosis original planificada para un caso particular de IMRT de próstata con el fin de conocer la magnitud de los errores que se podrían llegar a cometer. El cálculo del índice gamma entre estos 2 cálculos dosimétricos mostró diferencias en función del método de registro de imagen empleado que llegó a ser de hasta un 87.6% en el caso de DIR con B-spline. Sin embargo, el modo óptimo para evaluar la calidad del registro fue mediante el empleo del coeficiente Dice el cual mostró que el mejor método de registro en nuestro caso fue DIR mediante landmarks ya que este coeficiente siempre fue superior 0.77, valor umbral que se considera como aceptable para validar un registro de imagen según un estudio mulicéntrico en el que además se tuvo en cuenta que se debe incluir la incertidumbre en la segmentación de los órganos en el área prostática.

Conclusión: Además de mostrar la importancia de la aplicación de un protocolo de ART para un tratamiento en particular, este trabajo muestra que la elección del método de registro es decisivo en el resultado final de la radioterapia adaptativa y en el cálculo de la dosis acumulada.

ID: 00970
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Comparación dosimétrica en planificación de mama izquierda en inspiración moderada con ABC VS inspiración libre

LEYRE ALONSO IRACHETA[1] , JUAN MARÍA PÉREZ MORENO[1] , PAZ GARCÍA DE ACILU[1] , PEDRO FERNÁNDEZ LETÓN[1] , ROSA ALONSO GUTIÉRREZ[1] , OVIDIO HERNANDO REQUEJO[1]

1) HOSPITAL UNIVERSITARIO HM PUERTA DEL SUR. HM HOSPITALES

1. Objetivo del trabajo y aportación original

La dosimetría clínica de mama se realiza clásicamente con dos tangenciales. Actualmente se pueden aplicar técnicas como la radioterapia volumétrica (VMAT),sin embargo recientes estudios han demostrado cierta inhomogeneidad en la distribución de la dosis debido al movimiento intrafracción.

La principal causa de esta infradosificación se asocia al movimiento respiratorio de la mama durante el tratamiento. Para evitarlo se pueden aplicar técnicas de inspiración contenida como el Active Breathing Coordinator (ABC de Elekta®)que permite reducir los efectos de movimiento así como la dosis en órganos de riesgo sin perder cobertura del PTV

En este trabajo comparamos las dosimetrías clínicas con VMAT de ocho pacientes con cáncer de mama izquierda para determinar si el tratamiento con ABC supone una ventaja significativa frente a la dosimetría clínica realizada en respiración libre.

2. Material y Métodos

El ABC es una técnica de gating basada en inspiración mantenida durante intervalos de tiempo que controla el paciente, la magnitud referenciada es el volumen de aire inhalado y está formado por un espirómetro, una boquilla y un pulsador. El ABC está conectado al acelerador VERSA HD (Elekta®) mediante el dispositivo Response. Los tratamientos se realizan siempre con imagen guiada de kV-CBCT (XVI) sincronizada con el ciclo respiratorio del paciente.

Para comenzar con el objetivo del trabajo, se realiza un tac de simulación en el equipo Toshiba Aquilion LB con 120kVp, rango de mA: 30-150mA, 0.8s de rotación, cortes cada 3mm. El primer tac se adquiere mientras la paciente respira libremente y el segundo mientras está en inspiración contenida con el dispositivo ABC.

Todas las pacientes reciben por parte de enfermería un entrenamiento antes de realizar el tac. Se explica el funcionamiento del dispositivo ABC y se pide a la paciente que aguante la respiración en un nivel cómodo para ella (70-80% de volumen pulmonar) ya que tendrá que reproducir esta inspiración varias veces durante el tratamiento. El tiempo de inspiración está alrededor de los 11s de media. Se monitoriza esta inspiración y se almacena mediante el software del dispositivo ABC para que esté disponible durante las sesiones de tratamiento.

El oncólogo radioterápico contornea los órganos de riesgo y el PTV en los dos tacs y prescribe 40.5 Gy en 15 fracciones a mama izquierda, axila y supra y 48 Gy al boost en tratamiento integrado.

Se realiza la dosimetría clínica sobre el ct en inspiración con ABC mediante técnica de VMAT con 6MV y dos semiarcos que equivalen al recorrido del tangencial interno al externo con planificador Raystation® 5.0.Guardamos esta dosimetría clínica como plantilla para volcarlo sobre el tac en respiración libre y calcular el nuevo plan para compararlos.

3. Resultados

Se comparan los resultados dosimétricos en el pulmón ipsilateral, obteniendo unas diferencias en el V16 de hasta un 15%, un 7% en dosis media y un aumento de volumen pulmonar de un 40% de media a favor del ABC. Valoramos también la dosis en corazón donde se calcula una disminución de dosis media de un 40% y un 27% en el V16 a favor del gating.

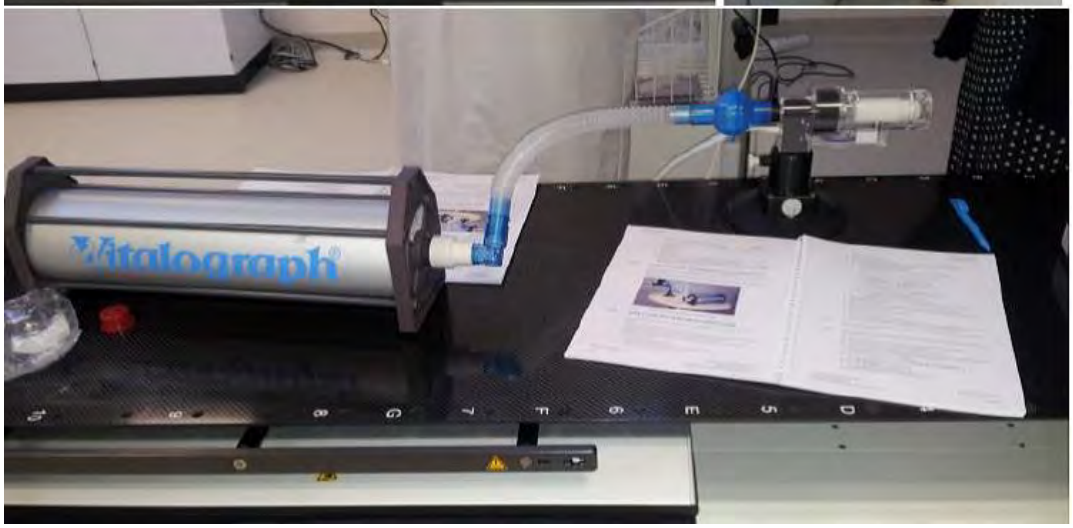
Se compara también la dosis que recibe la arteria descendente anterior izquierda (LAD) porque cuanto menor sea la dosis recibida, menos probabilidad tiene la paciente de sufrir una enfermedad isquémica cardiaca. La dosis máxima en LAD disminuye un 4% con ABC y la dosis media cerca de un 40%.

4. Conclusión

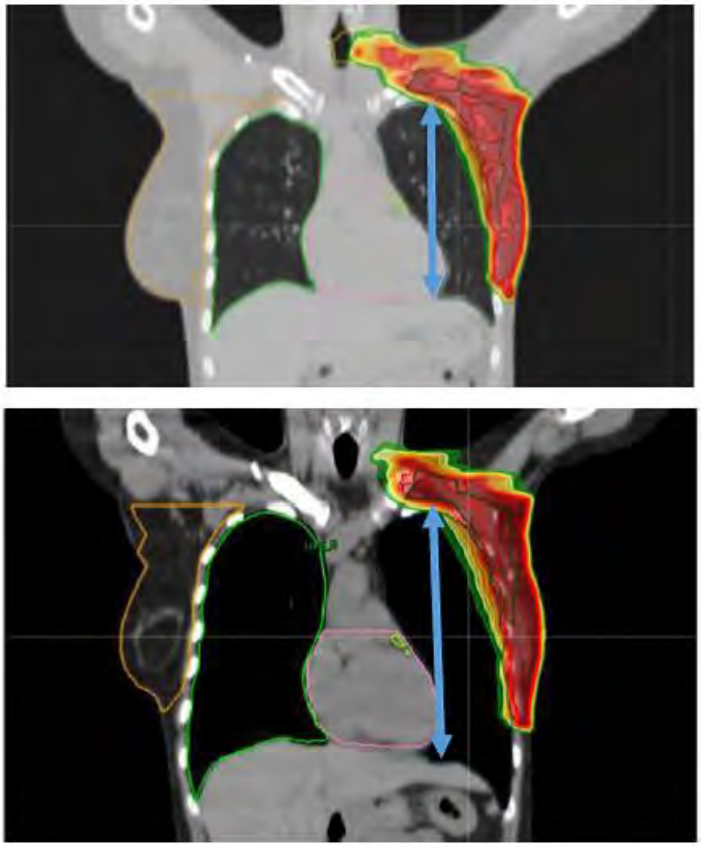
La ventaja principal de utilizar ABC está en los parámetros dosimétricos analizados de pulmón ipsilateral, corazón y LAD. Con el uso del ABC,además, eliminamos la incertidumbre debida a la respiración por lo que la deposición de dosis en cada segmento es más precisa.El tiempo de irradiación aumenta en unos 4 minutos respecto al tratamiento en respiración libre. Por lo tanto, los tratamientos de mama izquierda con VMAT y ABC son un tándem perfecto en cuanto a seguridad, precisión y exactitud en Radioterapia.



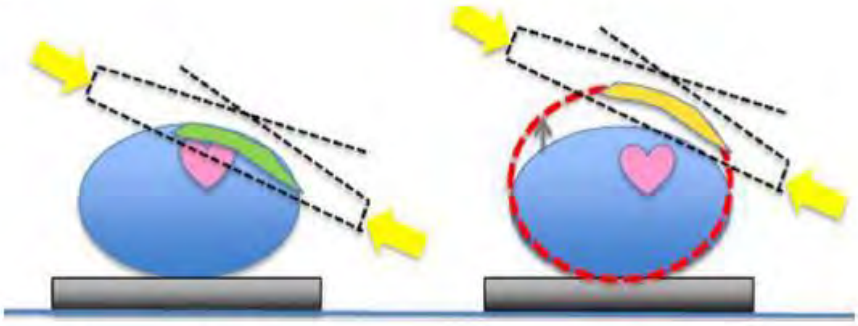




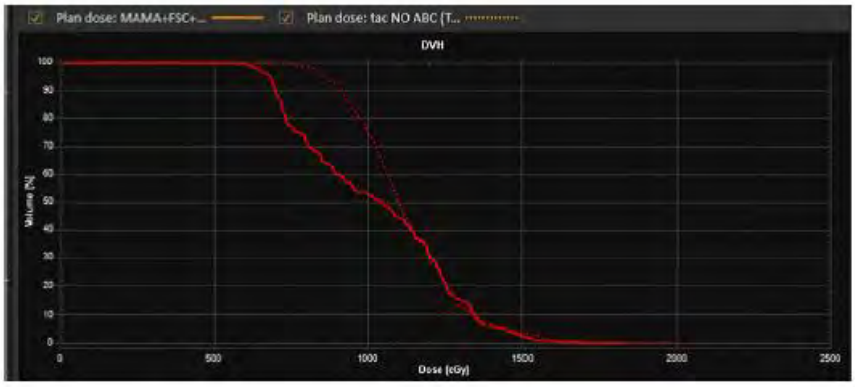
PULMÓN IPSILATERAL



CORAZÓN



LAD



ID: 01115
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

EFECTOS DOSIMÉTRICOS PRODUCIDOS POR LA MESA DE TRATAMIENTO EN SBRT PULMONARES USANDO LA TÉCNICA VMAT

JOSE MARIA PENEDO COBOS[1] , MARIA ANGELES GARCIA CASTEJON[1] , MAGNOLIA RINCON PEREZ[1] , SYLVIA GOMEZ TEJEDOR ALONSO[1] , RUBEN GONZALEZ ABAD[1] , ANGEL SANCHEZ BALLESTEROS JIMENEZ[1]

1) SERVICIO DE ONCOLOGIA RADIOTERAPICA. FUNDACION JIMENEZ DIAZ. QUIRONSALUD. MADRID

OBJETIVO

El impacto dosimétrico producido por la mesa de tratamiento es una compleja combinación de varios factores, como un aumento de la dosis en piel debido al efecto bolus, una reducción de la dosis en el tumor y una alteración de la distribución de dosis. Estos efectos son ignorados frecuentemente, por lo que el objeto de este estudio fue evaluar dichos efectos dosimétricos producidos por la mesa de tratamiento, en el caso concreto de SBRT pulmonares usando la técnica VMAT.

MATERIAL Y METODO

Se incluyeron en este estudio 10 pacientes con un único tumor periférico de pulmón. A cada paciente se le realizó un escáner 4D con respiración libre, en un TC helicoidal Brilliance Big Bore de Philips Medical Systems. A partir de este estudio, se dibujó el ITV (Internal target volume), teniendo en cuenta las diferentes fases del ciclo respiratorio. Finalmente el PTV se obtuvo añadiendo un margen de 5mm al ITV.

El tablero de la mesa de tratamiento (iBEAM Evo, Elekta) posee un núcleo de espuma plástica embebido entre planchas de fibra de carbono. La atenuación de la mesa fue modelada usando una densidad de 0.55 g/cm^3 para la fibra de carbono y de 0.03 g/cm^3 para la espuma. Los pacientes se inmovilizaron de tal manera que la piel se encontraba en contacto directo con la mesa de tratamiento. Ver Figura I.

Para cada paciente se crearon dos planes de tratamiento: 1. Un plan sin tener en cuenta la mesa de tratamiento y 2. Un plan teniendo en cuenta la mesa de tratamiento, usando la misma configuración de campos que en el caso 1.

Ambos planes fueron calculados sobre el estudio 4D-UnttagCT (conjunto de imágenes obtenidas por el CT sin ningún tipo de modificación), en el sistema de planificación Mónaco (versión 5.10.02), usando fotones de 6 MV generados en un acelerador lineal Elekta Synergy Beam Modulator. La técnica empleada fue VMAT con un semiarco doble de 180º en el lado ipsilateral del pulmón afecto. Los planes se realizaron de tal manera que se cumplieran las recomendaciones dosimétricas establecidas en el ensayo multicéntrico ROSEL y en el protocolo RTOG 0618. Todos los planes fueron normalizados para que el 100% de la dosis prescrita cubriera el 98% del PTV.

La comparación dosimétrica se hizo en términos del porcentaje de pulmón sano que recibe una dosis superior a 20 Gy (V_{20}), de la dosis absorbida por el 95% del volumen del PTV (D95%), del índice de conformidad de Paddick (PCI), del índice de homogeneidad definido por la RTOG (HI), y de las dosis absorbidas por el 2% de la médula, esófago, corazón y piel (D2%). La piel fue contorneada como una capa de 3mm de espesor a partir del contorno del paciente en la zona de contacto de éste con la mesa de tratamiento. Se analizaron las diferencias porcentuales entre la dosis absorbida con mesa y la dosis absorbida sin mesa para cada variable.

RESULTADOS

El resultado más destacable fue un aumento de la dosis en piel, al tener en cuenta la mesa, de un 12.1 ± 4.6 % ($p< 0.05$) con respecto al plan realizado sin tenerla en cuenta. Se observó también una pérdida de conformidad, al

tener en cuenta la mesa, de un 4.4 ± 6.5 % ($p< 0.05$) con respecto al plan realizado sin tenerla en cuenta. Por último se observó, al tener en cuenta la mesa, una ligera reducción de la dosis en PTV y órganos de riesgo, con respecto al plan realizado sin tenerla en cuenta. Ver Tabla I.

CONCLUSIONES

El resultado de este estudio, que compara planes con y sin mesa de tratamiento, en SBRT pulmonares usando la técnica VMAT, afirma la necesidad de incluir la mesa de tratamiento para tener en cuenta los efectos dosimétricos producidos por ésta.

Si se ignora la mesa de tratamiento, se produce una subestimación de la dosis en piel, que puede producir efectos secundarios indeseados en el paciente. Se recomienda además incluir la piel como órgano de riesgo.

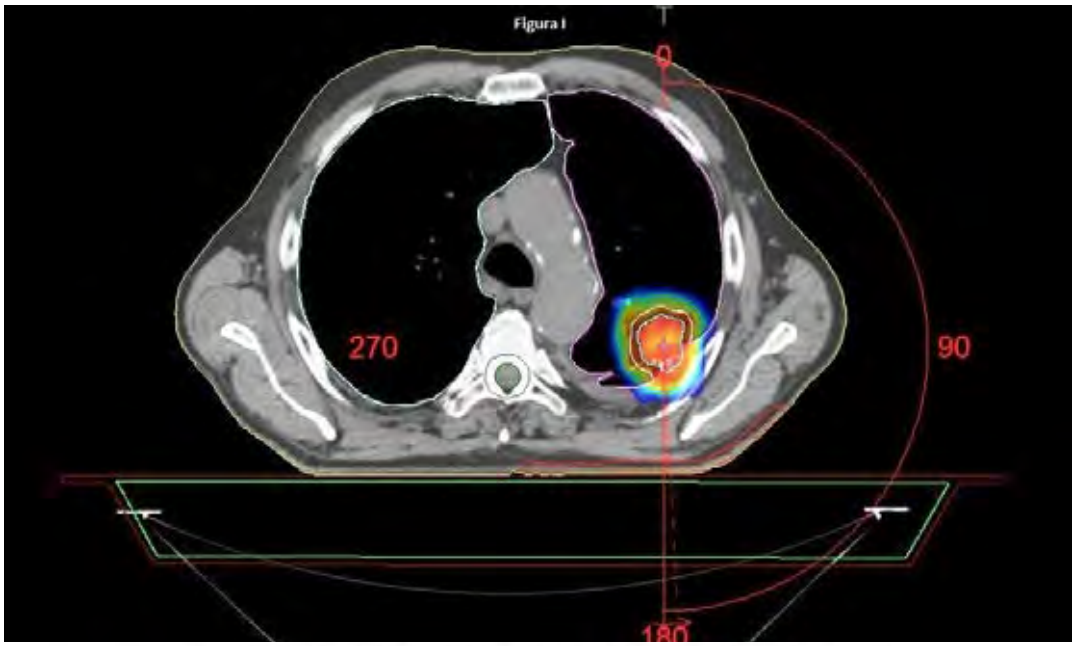


TABLA I. SUMARIO DE LOS PARÁMETROS ESTUDIADOS (VALOR MEDIO ± DESVIACIÓN ESTÁNDAR)

ÓRGANO	*PARÁMETRO*	*DIFERENCIA (%)*
Pulmón sano	V_{20Gy}	-1.4 ± 1.1
Piel	$D_{2\%}$	**12.1 ± 4.6**
Médula	$D_{2\%}$	-0.6 ± 0.4
Esófago	$D_{2\%}$	-1.3 ± 1.2
Corazón	$D_{2\%}$	-1.1 ± 0.7
PTV	$D_{95\%}$	-1.2 ± 0.3
PTV	PCI	**-4.4 ± 6.5**
PTV	HI (RTOG)	-0.6 ± 0.7

ID: 01132
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

RapidArc y Exact Couch: ¿barras dentro o barras fuera?

Néstor Cons Pérez[1] , Manuel Ángel García Pazos[1] , Ana María Rodríguez Fernández[1] , Luis Ángel López Losada[1]

1) Complexo Hospitalario Universitario de Ourense

OBJETIVO

La mesa de tratamiento Exact Couch incorpora dos raíles móviles de fibra de carbono que permiten, en la mayor parte de las situaciones, ser retirados del haz directo y de este modo irradiar campos posteriores con una atenuación mínima (reduciendo así la incertidumbre en el cálculo de la dosis debida al modelado de las estructuras de soporte o el error cometido al no incorporarlas al cálculo). Naturalmente, la idea de retirar las barras del haz no es aplicable en tratamientos de VMAT, por lo que se hace imperativa la incorporación de las mismas en el cálculo y su correcto modelado.

Adicionalmente, el posicionamiento de estas estructuras no está supervisado por lo que es previsible que se produzcan discrepancias importantes entre la posición planificada y la de tratamiento de las mismas.

Nos proponemos evaluar bajo qué condiciones de planificación (barras dentro o barras fuera) el impacto del posicionamiento diario del paciente es menor. Se considerarán las pequeñas discrepancias en la posición lateral del paciente respecto de la mesa (situación que se espera ocurra a diario) así como el caso de error total en la posición de las barras (situación que se espera ocurra ocasionalmente).

MATERIAL Y MÉTODOS

La planificación se realiza con Eclipse 13.6, algoritmo de optimización PO, algoritmo de cálculo de fotones AAA y tamaño de vóxel de 2,5mm. Todos los planes son de 6MV en un acelerador Clinac DHX con MLC Millenium de 120 láminas.

Se ha seleccionado un grupo de 10 pacientes de próstata con uno y tres PTVs. Para cada uno se realizan 3 planes de tratamiento de RapidArc con unos criterios similares en la optimización. Los tres planes consisten en: la no inclusión de ninguna estructura de soporte (SM), planificación con barras dentro (BD) y planificación con barras fuera (BF). Las barras tienen el valor CT asignado por defecto del planificador (200 HU)

Cada uno de estos planes se recalcula sobre un conjunto de estructuras donde la posición de la mesa difiere del original (tabla 1). El plan SM sólo se recalcula para BD y BF para evaluar en cada caso el error que se comete si no se detecta que la planificación no incorpora la mesa. Los planes con mesa (BD y BF) se recalculan para: la posición opuesta de las barras y para la misma posición de las barras con un desplazamiento lateral del paciente respecto de la mesa de 1 y 2 cm.

Se evaluará la variación de la dosis media (Dm) en OAR así como la variación de cobertura en PTV mediante los parámetros Dm, D98 y D95.

RESULTADOS

En el análisis de las discrepancias bajo un desplazamiento lateral no se observa diferencia alguna en Dm, D98 ni D95 (< 0,1%) ni en OAR ni PTV.

Con los datos presentados en la tabla 2, se espera que en las situaciones donde se planifique con barras dentro y el tratamiento se realice con barras fuera (BD>BF), se produzca una leve sobredosificación de los PTV de pelvis y vesículas así como del recto y vejiga, ocurriendo lo contrario en la situación BF>BD. En cualquier caso, la

magnitud del error cometido es pequeña (siempre inferior al 1%).

La pérdida de cobertura resultante de no incluir la mesa de tratamiento en la planificación es mayor en el caso de que el tratamiento se realice con barras dentro, donde se observa un descenso en Dm, D95 y D98 del -1% frente al -0,7% en el caso de tratar con las barras fuera (en promedio para los tres PTV). En el caso de un único PTV, esta discrepancia es del -0,7% e independiente de que el tratamiento se realice con BD o BF. En todos estos casos, Dm en OAR desciende en un factor similar.

CONCLUSIONES

Concluimos que las variaciones dosimétricas en caso de tratar con las barras en posición incorrecta no son importantes para planes de arcoterapia modulada, desde luego esta es una preocupación menor frente al caso de 3DCRT o IMRT. Los efectos de las pequeñas variaciones laterales del paciente respecto de la mesa son despreciables. Cabe mencionar que este trabajo no incluye ninguna verificación metrológica de estos resultados.

	Condiciones de planificación		
Conjunto de estructuras empleado en el cálculo	**Sin mesa (SM)**	**Barras dentro (BD)**	**Barras Fuera (BF)**
Sin mesa (SM)	SM_original	--	--
Barras dentro (BD)	SM_bd	BD_original	BF_bd
BD Desplazamiento de 1cm	--	BD_d1	--
BD Desplazamiento de 2cm	--	BD_d2	--
Barras Fuera (BF)	SM_bf	BD_bf	BF_original
BF Desplazamiento de 1cm	--	--	BF_d1
BF Desplazamiento de 2cm	--	--	BF_d2

Tabla 1. Planes que se emplean en el estudio por cada paciente. Los desplazamientos re corresponden con desplazamientos del paciente respecto de la mesa manteniento el isocentro

Situación planificación	**Tipo tratamiento**	**VOI**	**Variación del indicador**			
			Dm (Gy)	**Dm (%)**	**D98 (%)**	**D95 (%)**
BARRAS DENTRO	**1PTV**	PTV próstata	-0.10	-0.1	-0.1	-0.1
		RECTO	0.05	0.2	--	--
		VEJIGA	0.01	0.1	--	--
	3PTV	PTV pelvis	0.22	0.5	0.5	0.5
		PTV vesículas	0.33	0.5	0.5	0.5
		PTV próstata	0.02	0.0	0.0	0.1
		RECTO	0.12	0.4	--	--
		VEJIGA	0.05	0.2	--	--
BARRAS FUERA	**1PTV**	PTV próstata	0.00	0.0	-0.1	-0.1
		RECTO	-0.09	-0.4	--	--
		VEJIGA	-0.04	-0.2	--	--
	3PTV	PTV pelvis	-0.20	-0.4	-0.6	-0.6
		PTV vesículas	-0.15	-0.2	-0.3	-0.3
		PTV próstata	0.04	0.1	0.0	0.0
		RECTO	-0.08	-0.2	--	--
		VEJIGA	-0.03	-0.1	--	--

Tabla 2.Variación de los indicadores estudiados ante un error total de la posición de las barras (tratado en posición opuesta a la planificada). Las mayores desviaciones se producen para el PTV de pelvis y el de vesículas.

ID: 01136
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Tratamiento de tumores de cabeza y cuello: IMRT versus Helical Tomotherapy

María Esperanza Pérez Álvarez[1] , Elena Arregui López[1] , Jacinto Arjona Gutierrez[1] , Juan Carlos Zapata Jiménez[1] , Carmen Belén Carrascosa Fernández[1] , Antonio Gil Agudo[1]

1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

Objetivo

Se estudian los tratamientos recibidos por los pacientes de nuestro centro para las patologías de ORL. Se va a estudiar qué ventajas obtienen los pacientes tratados con Tomoterapia, frente los pacientes tratados con IMRT. Para ello se van a estudiar los máximos de dosis que se producen, el índice de conformidad, índice de cobertura y el índice de homogeneidad en los PTV. Además se analizan las dosis que reciben las parótidas y la médula.

Esta comparación es realmente interesante en momentos de alta ocupación en el equipo de Tomoterapia, cuando se debe evaluar si es más beneficioso para el paciente que se retrase el inicio de su tratamiento debido a la lista de espera o si se puede utilizar el equipo Varian que está disponible en nuestro hospital y tiene una menor ocupación.

Método

Se comparan los tratamientos realizados con IMRT utilizando el equipo Varian 2100 con el planificador Eclipse y los tratamientos realizados con el equipo de Tomoterapia y planificador Volo.

Se han escogido 44 pacientes tratados con IMRT y 39 pacientes tratados con Tomoterapia. Para el estudio se han seleccionado las patologías de laringe, orofaringe, cavidad oral y cavum.

Las prescripciones al PTV en los tratamientos recopilados son de 66Gy, 60Gy y 54Gy (dosis a enfermedad macroscópica, microscópica y profiláctica).

Parámetros de estudio:

IC o índice de conformación: Volumen tratado con dosis del 95% de la prescripción entre el volumen de PTV tratado al 95% de la prescripción.

IH o índice de homogeneidad: Diferencia de la dosis máxima d2% menos la dosis D98%, entre la dosis media prescrita D50%.

D98% y D%95 o índice de cobertura: Dosis que recibe el volumen del 98% y del 95%.

D%2 o dosis máxima: Dosis máxima que recibe el paciente.

Dosis máxima D1% recibida por el CRV (margen de 3mm respecto de la médula) y las dosis medias recibidas por las parótidas homolateral y contralateral.

Resultados

En las tabla 1 se comparan los parámetros de estudio para los distintos PTVs.

Se van a considerar que existen diferencias significativas en los distintos valores estudiados cuando el p obtenido sea menor a 0,01.

El índice de conformación es más próximo a uno de una forma significativa en los casos de IMRT para los PTV de 66Gy y 60Gy y no existen diferencias significativas para el PTV de 54Gy.

El índice de homogeneidad es más próximo a cero en los casos de Tomoterapia de forma significativa en los casos de los PTV de 66Gy y 60Gy y no existen diferencias significativas en el caso de 54Gy.

En el índice de cobertura al 98% y 95% para los PTVs estudiados, sí existen diferencias significativas para los pacientes tratados con Tomoterapia e IMRT, observando que el índice de cobertura se aproxima más a la dosis prescrita en los casos de Tomoterapia.

La dosis máxima es mayor en los casos de IMRT pero no con una diferencia significativa.

Las parótidas homolaterales reciben mayor dosis con IMRT sin una diferencia significativa y las contralaterales también reciben mayor dosis con IMRT pero con una diferencia significativa.

Las mayores diferencias se encuentran en las dosis recibidas por el CRV obteniendo una diferencia de dosis de casi 10Gy entre IMRT y Tomoterapia.

Conclusiones

Dado que las dosis profilácticas no tienen diferencias dosimétricas en las dos técnicas estudiadas, los pacientes que reciben tratamietnos adyuvantes a la cirugía sin enfermedad ganglionar ni factores de mal pronóstico, podrían tratarse en un ALE con IMRT.

En tumores localmente avanzados o muy voluminosos, el tratamietno de elección es la Tomoterapia, ya que las dosis administradas son más elevadas (60 y 66Gy). Además, cuando hay que tratar las cadenas ganglionares bilateralmente, conseguimos una menor toxicidad derivada de la dosis administrada a la parótida contralateral y al tener peor pronóstico y más opciones de recaída local, es preferible realizar tratamietnos preservadores del CRV, de manera que podamos en un futuro hacer una reirradiación.

	TÉCNICA	Media	Diferencia significativa
PTV 54-D2%	3D IMRT	66,62	no
	TOMO	66,07	
PTV 54-D95%	3D IMRT	52,62	sí
	TOMO	53,88	
PTV 54-D98%	3D IMRT	51,75	sí
	TOMO	53,71	
PTV 54-IH	3D IMRT	0,25	no
	TOMO	0,21	
PTV 54-IC	3D IMRT	1,10	sí
	TOMO	1,97	
PTV 60-D2%	3D IMRT	66,58	no
	TOMO	66,34	
PTV 60-D95%	3D IMRT	58,42	sí
	TOMO	60,24	
PTV 60-D98%	3D IMRT	57,37	sí
	TOMO	59,62	
PTV 60-IH	3D IMRT	0,15	sí
	TOMO	0,09	
PTV 60-IC	3D IMRT	1,34	no
	TOMO	2,79	
PTV 66-D2%	3D IMRT	68,54	sí
	TOMO	67,41	
PTV 66-D95%	3D IMRT	63,47	sí
	TOMO	65,85	
PTV 66-D98%	3D IMRT	62,33	sí
	TOMO	65,32	
PTV 66-IH	3D IMRT	0,09	sí
	TOMO	0,05	
PTV 66-IC	3D IMRT	1,44	no
	TOMO	1,71	
PARÓTIDA HL Dmed	3D IMRT	28,69	no
	TOMO	26,91	
PARÓTIDA CL Dmed	3D IMRT	24,55	sí
	TOMO	22,29	
CRV Dmax	3D IMRT	43,62	sí
	TOMO	33,63	
CRV D1cc	3D IMRT	40,70	sí
	TOMO	29,44	

ID: 01138
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Comparación dosimétrica entre radioterapia conformada 3D y VMAT en la irradiación ganglionar total

Carlos Ferrer Gracia[1] , Concepción Huertas Martínez[1] , Ana Escribano Uzcudun[2] , Rodrigo Plaza Nuñez[1] , Zulima Aza Villarrubia[1] , Antonio Serrada Hierro[1]

1) Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz 2) Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario La Paz

Objetivo

La irradiación ganglionar total (TLI) es un tratamiento utilizado en el trasplante de trasplante de células madre alogénicas hematopoyéticas (HSCT). Este estudio compara el tratamiento clásico realizado para la TLI empleando la técnica de radioterapia conformada 3D (3DCRT) mediante dos campos, uno anteroposterior (AP) y otro posteroanterior (PA), con la técnica de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT).

Material/Métodos

El tratamiento convencional con 3DCRT se planificó con el sistema de planificación de tratamientos XiO (CMS, v. 5.00.01), mientras que el tratamiento con VMAT se planificó con el sistema de planificación de tratamientos Elekta Monaco (v. 5.00.00), optimizado utilizando funciones de coste físicas y biológicas, para un acelerador Elekta Synergy equipado con el cabezal multiláminas Agility de 160 láminas.

La dosis de prescripción fue de 8 Gy a 2Gy por sesión. El paciente se colocó en posición decúbito supino sobre un colchón de vacío, junto con una máscara termoplástica para la reproducibilidad de la posición. Los brazos del paciente se colocaron extendidos lateralmente. El tratamiento con VMAT se planificó con dos isocentros, cada uno con dos arcos parciales (290° - 70° y 135 - 210°) y un solapamiento longitudinal de 4 cm. La mesa del acelerador se incluyó en el cálculo.

Para ambas técnicas de han evaluado y comparado el cubrimiento de dosis del volumen de prescripción (PTV), el índice de conformidad (CI), el número de conformación (CN) y el índice de heterogeneidad (HI), así como las dosis a órganos de riesgo (OAR) y la dosis integral.

Resultados

En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos para el PTV y los OAR. El cubrimiento de dosis al PTV con ambas técnicas resultó ser aceptable ($V_{95\%}$ = 91.5% y 95.3% para 3DCRT y VMAT respectivamente). Los valores de HI fueron similares pero la conformación resultó ser muy superior con VMAT. Con VMAT también se moraron los valores de dosis a los pulmones, el corazón y la médula espinal. El volumen de corazón que recibe 5 Gy o más (V_{5Gy}) y el que recibe 8 Gy o más (V_{8Gy}) fue considerablemente menor con VMAT. La dosis integral, calculada mediante el producto de la dosis media al volumen del paciente sin el PTV y el volumen irradiado, fue un 11% menor en el tratamiento planificado con VMAT, y la dosis media en piel un 33% menor.

Conclusión

Aunque ambas técnicas consiguen un cubrimiento de dosis al PTV similar, el plan con VMAT muestra un nivel de conformación muy superior, con unos valores de dosis en piel y dosis integral menores, a pesar de la propagación de dosis bajas que ocurre con VMAT, ya que en este caso, con la técnica 3DCRT, al ser el volumen irradiado muy grande casi todo el volumen del paciente recibe la dosis prescrita. Las dosis a OAR también son menores con VMAT, especialmente las recibidas al corazón. La técnica VMAT puede ser muy beneficiosa para pacientes pediátricos a los que se vaya a realizar un tratamiento de TLI, consiguiendo mayor conformación y una toxicidad a OAR menor.

VOLUMEN	PARÁMETRO	3D-CRT	VMAT
PTV	Media (cGy)	785,4	801,9
	$V_{95\%}$ (%)	91,5	95,3
	$V_{90\%}$ (%)	95,4	98,1
	CI	3,4	0,8
	CN	0,0	0,6
	HI	1,2	1,1
Pulmones	Media (cGy)	450,0	388,3
	V_{5Gy} (%)	44,9	33,7
	V_{8Gy} (%)	19,7	0,7
Pulmón dcho.	Media (cGy)	388,8	349,1
	V_{5Gy} (%)	37,1	28,6
	V_{8Gy} (%)	15,0	0,4
Pulmón izdo.	Media (cGy)	522,7	438,1
	V_{5Gy} (%)	53,8	40,1
	V_{8Gy} (%)	24,7	1,0
Heart	Media (cGy)	723,7	402,9
	V_{5Gy} (%)	73,7	29,1
	V_{8Gy} (%)	83,5	2,1
Médula espinal	Media (cGy)	690,7	496,3
Dosis en piel	Media (cGy)	586	193

ID: 01192
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

COMPARACIÓN ENTRE VMAT Y DYNAMIC CONFORMAL ARC PARA SBRT DE PULMÓN EN INSPIRACIÓN FORZADA

Abel Niebla Piñero[1] , Jose Ángel Merino Gestoso[1] , Breixo Carmelo Portas Ferradás[1] , Paula Rosa Menéndez[1] , Manuel Rodríguez Pazos[1] , Breogán Sobral Aspérez[1] , Daniel Pardo Calvo[1] , María Fustes Sanjuan[2]

1) Servicio de Radiofísica Hospitalaria, Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria 2) Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

Introducción.

El propósito del estudio ha sido comparar las posibles diferencias dosismétricas entre VMAT y Dynamic Conformal Arc (DCA) para planes de SBRT de pulmón, simulados en condiciones de Breath Hold. Para ello, se han comparado los valores de dosis obtenidos en el planificador CMS Monaco con la medida con cámara de ionización.

Material y Métodos.

Se ha escaneado el maniquí QUASAR™ Respiratory Motion con un espesor de corte de 2 mm que ha sido utilizado como CT de planificación. Para la dosimetría se ha elegido dos técnicas: VMAT y DCA, ambas calculadas en el sistema de planificación CMS Monaco. Se han generado varios PTV de tamaños entre los 1,9 cm^3 y los 15,2 cm^3, generando para cada uno un plan de VMAT y DCA con las mismos constraints aplicados. La medida de verificación se ha realizado tanto en las mismas condiciones de simulación (maniquí estático en una sola posición) como en condiciones clínicas, asumiendo que durante cada ventana de tratamiento del Breath Hold hay pequeñas variaciones respecto a la posición de simulación. La medida en condiciones clínicas se ha realizado tanto en un punto central del PTV (punto A) como en un punto superior a 5 mm del isocentro (puntoB). Para determinar las variaciones en la posición del PTV de forma cuantitativa, se han comparado las variaciones entre los Cone Beams pre y post tratamiento en dos planes de SBRT realizados con Breath Hold, comparando los desplazamientos longitudinales con la diferencia en el volumen de aire medido por el sistema ELEKTA Active Breath Coordinator (ABC), entre Cone Beam y CT de simulación.
Los planes calculados en Monaco, han sido medidos en un acelerador ELEKTA Versa HD con una cámara de ionización PTW de 0,125 cm^3.

Resultados

Como se puede observar en la tabla 1 para todos los planes en condiciones estáticas se han obtenido muy buenos resultados con una media en la variación de un 0,12 ± 0,65 %. Para la medida en condiciones clínicas en el punto A no se ha apreciado diferencias significativas entre los dos modelos de planificación, salvo para el volumen de 5 cm^3, donde sí se observa una mejoría en el uso de DCA respecto a la VMAT. Aunque se podría esperar el mismo comportamiento para el PTV de 1,9 cm^3 existen diferencias en la segmentación de los dos planes. Para el PTV de 1,9 cm^3 al ser el volumen tan pequeño no hay prácticamente modulación de la dosis dentro del PTV, esto está provocado por el ancho mínimo de segmento elegido para la optimización, donde hemos optado por 1 cm para todos los planes. Para el de 5 cm^3 la modulación de la dosis dentro del PTV es porcentualmente mayor respecto a los de 9,9 y 15,2 cm^3, con lo cual ese efecto es mayor respecto al resto de PTV.

Para el punto a 5 mm del isocentro se han observado diferencias significativas entre DCA y VMAT para los volúmenes de 5 y 9,9 cm^3, encontrando mejores resultados para DCA en ambos casos. Este resultado podría esperarse debido a la mayor modulación de la VMAT en los bordes del PTV, siendo máximo el grado de modulación en estos dos planes. Para el volumen de 1,9 cm^3 el punto B se encuentra en una zona de alto

gradiente, por este motivo la diferencia de dosis es mayor en ambas técnicas. Por el contrario, para el de 15,2 cm^3 al estar el punto de medida mucho más centrado dentro del PTV además de ser un plan con una modulación menor, los resultados son satisfactorios en ambos casos.

Conclusiones

Se ha comprobado la viabilidad de las técnicas VMAT y Dynamic Conformal Arc para planes de SBRT de pulmón. Aunque ambos sistemas obtienen buenos resultados, se ha comprobado que, en función del volumen del PTV existen variaciones significativas entre ambas. Para volúmenes pequeños no se ha observado ninguna diferencia significativa entre VMAT y DCA debido al ancho mínimo de segmento en VMAT. Para volúmenes intermedios se ha comprobado la mayor reproducibilidad de DCA respecto a VMAT. Por último para volúmenes mayores no hay una diferencia significativa entre ambas técnicas.

Tabla1

Diferencia Dosis Calculada-Medida (%)							
	VMAT				Dynamic Conformal Arc		
Volumen PTV (cm^3)	Grado de modulación	Estático	Clínico		Estático	Clínico	
			Punto A	Punto B		Punto A	Punto B
1,9	1,05	-0,20	0,70	-27,30	-0,27	-0,97	-27,94
5,0	1,80	1,30	-4,58	-37,07	-0,09	0,79	-12,79
9,9	1,80	-0,36	0,38	-11,24	0,71	1,60	-3,95
15,2	1,40	0,51	1,53	-5,73	-0,61	0,51	-4,31

ID: 01236
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

TECNICA DE BRAQUITERAPIA SUPERFICIAL DE AMPLIA ZONA DE CALOTA

Vicente Puchades Puchades[1] , Alfredo Serna Berná[1] , Pedro Pablo Escolar Pérez[2] , Juan Salinas Ramos[2] , Fernando Mata Colodro[1] , David Ramos Amores[1] , Vicente García Martínez[2] , Amparo Esteban García[2] , Ester Jiménez Jiménez[2] , Noelia Martínez Cozar[1] , Alejandro Jiménez Martínez[1]

1) Hospital General Universitario Santa Lucia. Servicio de Radiofisica y protección Radiológica. Cartagena. Murcia
2) Hospital General Universitario Santa Lucia. Servicio de Oncología Radioterápica. Cartagena. Murcia

OBJETIVO:

Presentamos la solución que en nuestro centro hemos implementado para la irradiación de lesiones extensas situadas en calota.

MATERIAL Y METDOS:

La irradiación superficial de la calota presenta dificultades intrínsecas debido a que es una zona con importantes irregularidades superficiales que provoca zonas sobretratadas y zonas infradosificadas cuando se usan electrones para proceder a su irradiación, teniendo a veces que recurrir a varios campos para poder cubrir toda la extensión de la lesión, complicando la técnica, existiendo la posibilidad de sobreponer campos con importantes sobredosificaciones o dejar gaps sin tratar correctamente.

Se presentó el caso de un paciente de avanzada edad con una lesión extensa y superficial en la zona de calota. El paciente no soportaba bien el decúbito supino prolongado y tenía una movilidad reducida.

Una forma alternativa es la irradiación de la calota mediante braquiterapia superficial de contacto de alta tasa.

En nuestro centro disponemos de un equipo Varisource iX para la realización de tratamiento de braquiterapia de alta tasa.

La técnica se desarrolla de la siguiente forma:

ü Se realiza realizarle un molde de escayola del cráneo marcando con alambres la zona a tratar.

ü Este molde en negativo se rellena con yeso, obteniendo de nuevo el contorno del cráneo del paciente.

ü Se construye el implante superficial con catéteres de braquiterapia sobre el molde de escayola, los cuales se fijan mediante mascaras termoplásticas.(Ver Figura 1)

ü Se usa un bolus de 0,5cm para dar separación a los catéteres de la piel.

ü Se adquiere un Tac del molde con el implante puesto. Marcadores radiopacos fueron usados para poder reproducir las trayectorias de los catéteres. El molde se posición en la mesa del Tac. en la posición más adecuada para adquirir las imágenes de forma que fuera más fácil reproducir correctamente los catéteres

ü Se fusionan las imágenes del molde de yeso con un TAC previo del paciente para una mejor valoración dosimétrica y optimizar al PTV delimitado por el médico en las imágenes del Tac del paciente. (Ver Figura 2)

ü Un total de 12 fracciones de 400cGy fueron planificadas.

RESULTADOS:

El paciente tuvo muy buena respuesta en el tumor aunque presento complicaciones grado II.

La técnica presenta aspectos a favor y en contra.

A favor:

ü Podemos “diseñar” la disposición de los catéteres off-line, es decir, sin estar el paciente, disponiendo de todo el tiempo que necesitemos.

ü Presenta un coste bajo.

ü El TAC del molde con los catéteres podemos hacerlo en la posición que más nos interese para la mejor reconstrucción de las trayectorias de los catéteres.

En contra:

ü Es laborioso.

ü Lo realiza el médico y también lo coloca diariamente el médico, lo cual consume un importante tiempo al facultativo responsable.

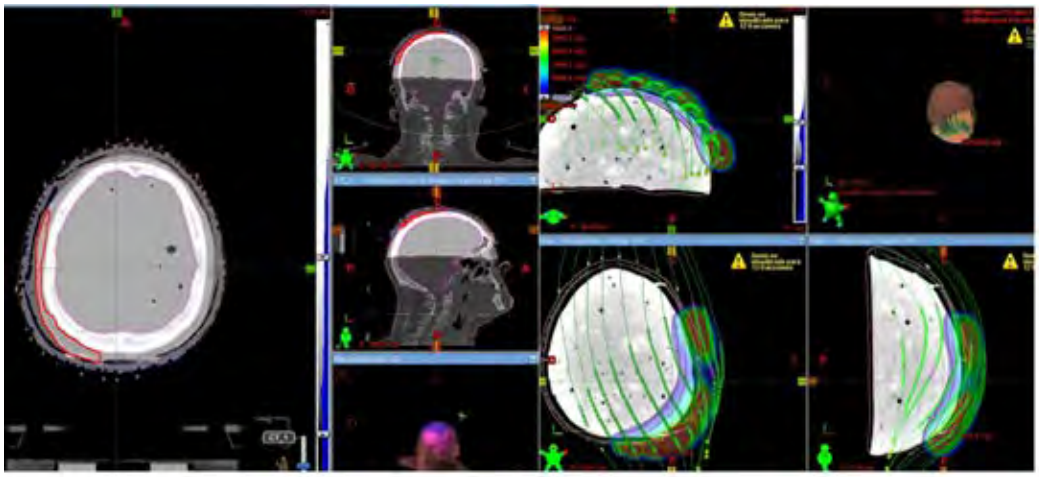
ü La reproducibilidad día a día es visual y “subjetiva”.

ü Es ligeramente deformable

CONCLUSIONES:

Se ha presentado una solución alternativa para el tratamiento de lesiones amplias en una zona tan compleja como la calota.





ID: 01238
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Dosimetría y medidas de protección radiológica en pacientes tratados con I-131 sometidos a diálisis

Julio Luis Martínez Valdivia[1] , Daniel Morera Cano[1] , Francesc Sansaloni Florit[1] , Magdalena Oporto Brieva[1] , Nuria Orta Tomas[1] , María Dolores García Carmona[1] , María Francisca Hidalgo Rodríguez[1] , Francisco Cepa Camon[1] , Joan Cristofol Font Gelabert[1]

1) Hospital Universitario Son Espases (Palma de Mallorca)

I. INTRODUCCIÓN

Para tratar el cáncer diferenciado de tiroides se administran dosis de I-131 en pastillas, que oscilan entre 100 y 180 mCi. Una vez administrada la dosis, los pacientes ingresan tres días en una habitación acondicionada hasta que la tasa de exposición decaiga lo suficiente.

El yodo es parcialmente atrapado y organificado en el tejido tiroideo funcional, eliminándose el resto fundamentalmente por la orina.

Cuando el paciente sufre una pérdida de la función renal normalmente se usa la diálisis como terapia renal sustitutiva.

El estudio se centrará en la dosimetría del radiofármaco y los medios de protección radiológica, a tener en cuenta, cuando se trata con pacientes de terapia metabólica sometidos a diálisis.

II. MATERIAL Y MÉTODO

A. Material

Para realizar las medidas de tasa externa se utiliza un detector de radiación ambiental Victoreen modelo 451P calibrado el 6 de Junio de 2013 con un 3,6% de incertidumbre.

Pantalla de plomo de 3.5 cm de espesor.

B. Método

Se analiza un paciente tratado a finales de Agosto de 2016 y principios de Septiembre de 2016, el cual es un varón de 72 kg y una estatura de 1.68 metros.

La actividad de I-131 administrada era de 100 mCi.

Los dos primeros días después de la inyección de la dosis, se realiza una medida de tasa externa a un metro H^{1metro} del paciente a la altura del cuello. El segundo día unas horas después de la medida se realiza una primera diálisis de cuatro horas, tomándose una nueva medida, el tercer día se vuelve a realizar diálisis de cuatro horas y el último día se realizó una de tan sólo tres horas.

Todo el proceso se realizó con medidas de protección hacia el personal de enfermería que estaba practicando la diálisis, se colocó una barrera de protección entre el paciente y el personal y se tomaron medidas de la tasa de dosis que llegaba tras la barrera.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la tabla 1 se muestra los datos recogidos durante los cuatro días que estuvo el paciente.

En la gráfica 1 vemos que tras la primera diálisis, realiza una bajada muy brusca en la tasa, tras la segunda diálisis la caída no es tan brusca pero aun significativa y finalmente en la última, de tan sólo tres horas, obtuvimos un porcentaje de eliminación total del radiofármaco del 92.6 % con lo cual se le dio el alta al paciente.

Respecto a las medidas de protección radiológicas tomadas con el personal de enfermería fue la colocación de una pantalla plomada, tras la que pasaban una media aproximada de 2-3 minutos. Posteriormente se sentaban a una distancia de unos 3-4 metros de la pantalla para supervisar todo el proceso, esto lo hacían en turnos de 2 horas de tal manera que uno conectaba la diálisis y otro la desconectaba, en total participaron 6 enfermeros.

La tasa de dosis registrada el primer día antes de la diálisis en contacto con el paciente fue 1100 µSv/h, con el detector detrás de la pantalla 13.4 µSv/h, en el puesto de vigilancia al paciente se leyó 0.5 µSv/h. En resumen, en el peor de los casos la dosis acumulada por enfermero y día es de 1.85 µSv, por lo tanto, podemos afirmar que estarán dentro de los límites de seguridad.

IV. CONCLUSIONES

Durante los 4 días que estuvo ingresado el paciente se logró una eliminación del 92.6% de la dosis inicial, por lo tanto, podemos concluir que el enfoque multidisciplinar para aplicar modificaciones en la habitación de terapia metabólica, con el equipo portátil de tratamiento de aguas, permite un manejo terapéutico seguro y efectivo de los pacientes, así como la dosis recibida por los enfermeros no superaron los límites de seguridad.

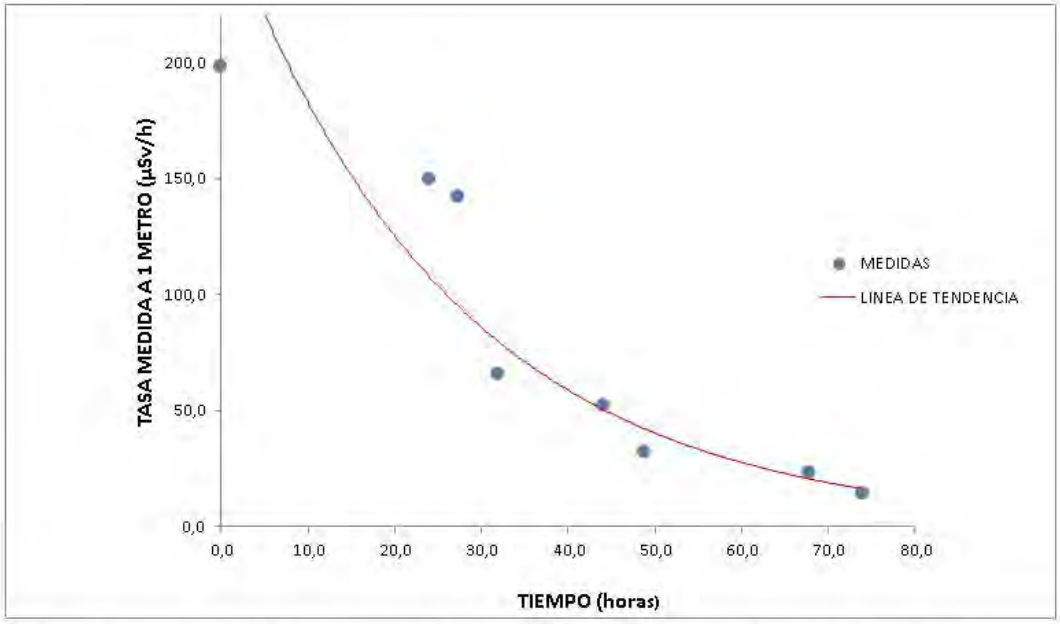
REFERENCIAS

[1] SEFM. Dosimetría de pacientes en tratamientos con I-131 de cancer diferenciado de tiroides (CDT)

[2] SEFM. Criterios de altas de pacientes y medidas para la protección radiológica del público después de tratamientos metabólicos con I-131.

[3] A. Gallegos Villalobos. Uso de yodo radiactivo I-131 y monitorización de radiactividad en pacientes

	Hora	Tasa medida a 1 m (µSv/h)	Tasa esperada (corregida por decaimiento)	Porcentaje de eliminación desde la última medida	Observaciones
Dia 0	12:30	198			
Dia 1	12:30	150	181,6	17,4%	Eliminación natural
Dia 1	15:50	142	148,2	4,2%	Eliminación natural
Dia 1	20:20	66	139,7	52,8%	Diálisis
Dia 2	08:30	52	63,2	17,7%	Eliminación natural
Dia 2	13:20	32	51,1	37,4%	Diálisis
Dia 3	08:15	23	29,9	23,1%	Eliminación natural
Dia 3	14:30	14,6	22,5	35,1%	Diálisis
Total				92,6%	Eliminación natural + Diálisis



Gráfica 1. Representación de la tasa de dosis a 1 metros del paciente vs horas tras la toma de la pastilla

ID: 01239
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Planificación 4D para la entrega de dosis sincronizada mediante VMAT

Sergio Blanco Trejo[1] , Elisa Jiménez Ortega[2] , Ana Ureba[3] , José Antonio Baeza[4] , Ana Rita Barbeiro[1] , Antonio Leal[2]

1) Dpto. Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla, Sevilla 2) Dpto. Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla, Sevilla / Instituto de Biomedicina de Sevilla, IBIS, Sevilla 3) Medical Radiations Physics, Stockholm University, Karolinska Institutet, Estocolmo, Suecia / Instituto de Biomedicina de Sevilla, IBIS, Sevilla 4) Dept. Radiation Oncology, Maastricht University Medical Center, Maastricht, Países Bajos / Dpto. Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla, Sevilla

Objetivos

El movimiento interno de los órganos durante el transcurso de las sesiones radioterápicas afecta a la dosis entregada. El desarrollo tecnológico en las últimas décadas ha permitido tratamientos más ambiciosos, tanto en el cálculo de la dosis como en la entrega de la misma, hasta situaciones donde se habla de ablación (SABR, *Stereotactic Ablative Radiotherapy*). Una solución habitual para resolver el problema de lesiones en movimiento es la aplicación de una TC (Tomografía Computerizada) lenta y una TC rápida. Con la TC lenta es posible obtener información acerca de las posiciones probables que puede llegar a ocupar el tumor, mientras que la TC rápida ofrece información sobre el tamaño específico de la lesión. Sin embargo, esto implica una impartición de la dosis mayor a la deseada en los tejidos sanos debido a la incertidumbre en la localización de la lesión a lo largo del tiempo. La tecnología de imagen 4D, ofrece información relativa a la variable tiempo que puede implementarse en el proceso de planificación. En este trabajo, presentamos un modelo de planificación que considera la localización de la lesión a lo largo de la sesión radioterápica, basándose en un algoritmo de optimización de abertura directa basado exclusivamente en la imagen.

Material/Métodos

El *software* CARMEN, desarrollado por el grupo de Física Médica de la Universidad de Sevilla sobre plataforma Matlab, permite llevar a cabo una planificación directa del tratamiento a partir de la información contenida en la imagen TC. A dicha plataforma le ha sido incorporado un módulo de procesamiento de imagen 4D. El modelo consta de una técnica de segmentación de imagen semiautomática basada en *region growing*. Una semilla inicial es definida por el especialista para una fase respiratoria cualquiera sobre un corte de la lesión, mientras que el resto de volúmenes son generados de forma automática. Una serie de parámetros permiten al usuario alcanzar diferentes aproximaciones ajustadas a su contexto. El *tracking* de la lesión a lo largo del tiempo es establecido mediante un algoritmo de correlación de imágenes. Los volúmenes de la lesión generados para cada fase son incorporados a la planificación para sincronizar las aberturas. La señal contenida en el formato DICOM fue interpretada y posteriormente interpolada mediante la utilización de un polinomio de Fourier, con el fin de obtener una respiración teórica.
El algoritmo de optimización BIOMAP3D implementado en CARMEN, permite segmentar las aberturas del MLC a partir de los mapas generados con las proyecciones de las estructuras asociadas a cada fase.

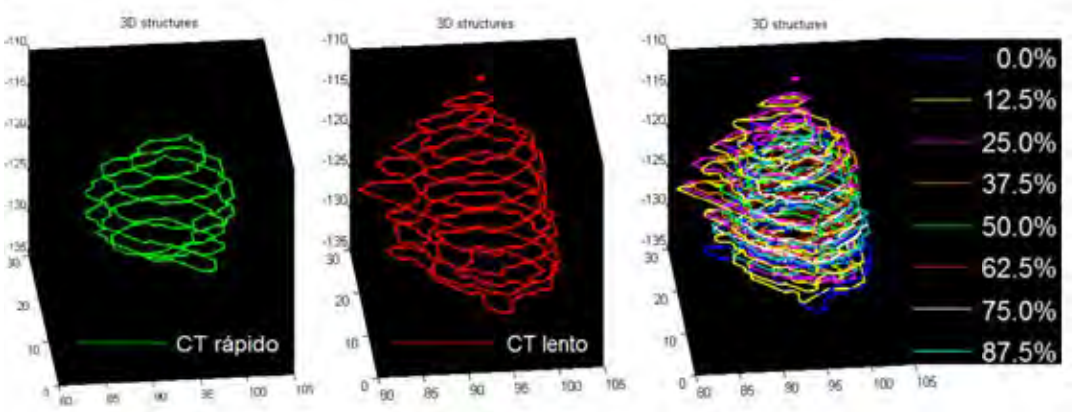
Resultados

En la figura pueden apreciarse las estructuras que fueron obtenidas mediante el uso de una TC rápida (izquierda), una TC lenta (centro), y nuestro módulo de procesamiento 4D (derecha) en sus respectivas coordenadas espaciales para un caso de cáncer de pulmón no microcítico. Cada ciclo respiratorio fue dividido en tantos intervalos de tiempo como fracciones del mismo. Obtenida la caracterización de la respiración del paciente, fijando

una velocidad de *gantry* de 0.083 rad/s, fue posible llevar a cabo un reparto de la dosis en un tiempo de 74 segundos y obtener un conjunto de aberturas sincronizadas del MLC. En la tabla adjunta pueden apreciarse 36 de las aberturas generadas.

Conclusión

A la vista de los resultados obtenidos, resulta posible llevar a cabo una planificación directa mediante el empleo de tecnología de imagen 4D. Estamos trabajando en la adaptación 4D sincronizada con el maniquí QuAArC, desarrollado por el grupo de Física Médica y el cual permite medir con alta precisión la dosis relativa y absoluta calculada, de manera que posibilite la verificación de tratamientos de lesiones en movimiento. El módulo desarrollado será parte de un protocolo de control de calidad para tratamientos de SBRT que incluirán un sistema online para realizar la impartición en fase con el movimiento respiratorio.



Fase respiratoria	Aberturas del MLC	Incidencias (°)
0.0 %		185; 265; 345 ;65 ;145
12.5 %		235; 315; 35; 115
25.0 %		205; 285; 5; 85; 165
37.5 %		255; 335; 55; 135
50.0 %		225; 305; 25; 105
62.5 %		195; 275; 355; 75; 155
75.0 %		245; 325; 45; 125
87.5 %		215; 295; 15; 95; 175

ID: 01310
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Comparativa de distribuciones dosimétricas de SBRT vertebral obtenidas para Novalis y Tomoterapia

Miguel Castanedo Álvarez[1] , Nuria Gómez González[1] , Ruth Rodríguez Romero[1] , María Pinto Monedero[1] , Mónica Hernández Hernández[1] , Alfredo Montes Uruén[1] , Patricia Sánchez Rubio[1]

1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Comparativa de distribuciones dosimétricas de SBRT vertebral obtenidas para Novalis y Tomoterapia.

Castanedo Álvarez M, Gómez González N, Rodríguez Romero R, Pinto Monedero M, Hernández Hernández M, Montes Uruén A, Sánchez Rubio P

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda (Madrid)

Objetivo

El tratamiento de metástasis óseas en vértebras con Radioterapia Estereotáxica Extra-craneal (*Stereotactic Body Radiotherapy*, *SBRT*) es habitual en pacientes con tumores resistentes al fraccionamiento de dosis convencional con irradiaciones previas. Se trata de una técnica compleja debido a la proximidad de la médula espinal siendo necesario para su protección pronunciados gradientes de dosis y gran precisión en la localización.

El objetivo de este trabajo es comparar las distribuciones de dosis de *SBRT* vertebrales de sesión única obtenidas para una unidad de *Tomoterapia* (*Accuray*) y un acelerador lineal *Novalis* (*BrainLab*).

Material y métodos

Se han analizado 7 casos de SBRT vertebral tratados (4 en *Novalis* y 3 en *Tomoterapia*), realizando, a posteriori, su correspondiente planificación dosimétrica alternativa. Las distribuciones dosimétricas de *Novalis* fueron diseñadas mediante el sistema de planificación *iPlan* (*BrainLab*) empleando nueve haces equiespaciados con técnica de Radioterapia de Intensidad Modulada (*IMRT*) dinámica y algoritmo de cálculo *Pencil Beam*; mientras que las correspondientes de *Tomoterapia* fueron calculadas utilizando el algoritmo de convolución/superposición de su sistema de planificación propio para la técnica de *IMRT* helicoidal con valores de apertura de mordaza, paso de hélice y factor de modulación de 2.5 cm, 0.108, e inferior a 2.0, respectivamente. La dosis prescrita de los casos analizados fue de 10 a 18 Gy en una sola fracción.

Para la comparativa, se ha analizado la dosis que recibe el 2% del volumen de la médula ($D_{2\%}$) y el volumen de médula que recibe 10 Gy ($V_{10\ Gy}$), así como los índices de conformidad y homogeneidad del volumen de tratamiento de planificación (*PTV*) definidos como:

- Índice de conformidad del *PTV* (*CN*, *Conformity Number*):

$$CN = V^2_{PTV,presc}/V_{PTV}*V_{presc}$$

donde $V_{PTV,presc}$ es el volumen del *PTV* cubierto por la dosis de prescripción, V_{PTV} es el volumen del *PTV* y V_{presc} es el volumen total de la isodosis de prescripción.

- Índice de homogeneidad del *PTV* (*HI*, *Homogeneity Index*):

$HI = (D_{2\%} - D_{98\%})/D_{media}$

Resultados

La siguiente tabla muestra los parámetros dosimétricos obtenidos para cada distribución dosimétrica planificada.

Tabla I. Parámetros dosimétricos analizados para las distribuciones dosimétricas de *SBRT* vertebral planificadas para *Novalis* y *Tomoterapia*.

Se observa una mejor conformación y homogeneidad en las distribuciones obtenidas para *Tomoterapia*, si bien los parámetros dosimétricos evaluados en médula son inferiores en las distribuciones de *Novalis*.

La siguiente figura muestra un ejemplo de la distribución

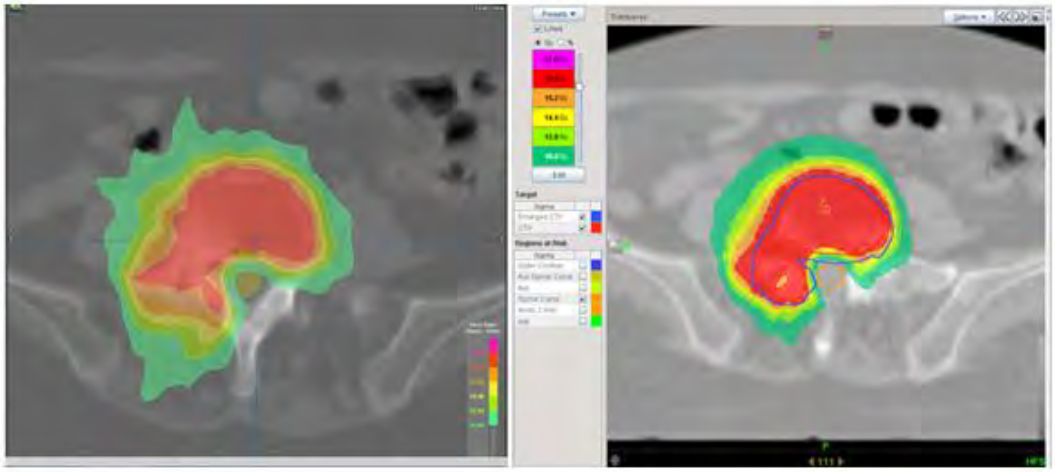
Figura 1. Vista axial de la distribución dosimétrica obtenida para el caso 5 con *iPlan/Novalis* (imagen de la izquierda) y *Tomoterapia* (imagen de la derecha).

Conclusiones

Las distribuciones de dosis de *SBRT* vertebral obtenidas para ambas unidades de tratamiento presentan una conformación y homogeneidad aceptable en la zona de tratamiento, cumpliendo las restricciones de dosis en médula. Las pequeñas diferencias observadas sugieren una mejor conformación y homogeneidad en *Tomoterapia*, frente a una mayor protección medular en *Novalis*.

Dado el pequeño tamaño de la muestra, además de la variabilidad de la distribución planificada (sujeto dependiente), deberá tenerse en cuenta para la elección de la máquina de tratamiento criterios tales como exactitud del algoritmo de cálculo, tiempo de planificación y tratamiento, ocupación de los equipos, sistema de imagen asociado, o experiencia previa.

	HI PTV		CN PTV		$D_{2\%}$ médula		V_{10Gy} médula	
Caso	Novalis	Tomo	Novalis	Tomo	Novalis	Tomo	Novalis	Tomo
1	0,205	0,247	0,496	0,384	9,28	15,30	0,40	1,41
2	0,101	0,084	0,406	0,422	2,58	3,01	-	-
3	0,169	0,157	0,798	0,749	11,84	12,36	3,93	6,65
4	0,130	0,070	0,417	0,460	5,82	6,40	-	-
5	0,204	0,258	0,730	0,783	10,44	11,43	3,80	6,64
6	0,213	0,121	0,713	0,777	10,42	8,84	6,15	0,09
7	0,126	0,130	0,310	0,707	0,25	0,46	-	-
Promedio	0,164	0,153	0,553	0,612	7,23	8,26	2,04	2,11
Desv. Est.	0,045	0,074	0,191	0,181	4,44	5,30	2,54	3,14



ID: 01313
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Evaluación de la tecnología TomoEDGE en tratamientos de próstata

Javier Sánchez Ruipérez[1] , Javier García Ledesma[1] , Sofía García Repiso[1] , Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Álvaro Fernández Lara[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Noelia Súarez Álvarez[1] , Carlos Martín Rincón[1]

1) Hospital Universitario de Salamanca

Objetivos del Trabajo

TomoEDGE Dynamic Jaws es una tecnología de la unidad de Tomoterapia consistente en un sistema de mordazas dinámicas que modifican su apertura al comienzo y al final de la irradiación en la dirección cráneo-caudal, reduciendo así la dosis absorbida en esa misma dirección en las regiones adyacentes al PTV y disminuyendo los tiempos de tratamiento. Nuestro centro ha sido el primero en España en implementar esta tecnología. Este trabajo pretende valorar las dosimetrías clínicas de 10 planificaciones de próstata con un único PTV, para planes realizados con tamaños de campo de 5cm y 2.5cm, con y sin TomoEDGE.

Materiales y Métodos

Para evaluar cómo afecta en los tratamientos de próstata la nueva actualización TomoEDGE, se eligen 10 tratamientos con un único PTV y sin irradiación de los ganglios linfáticos anejos. La prescripción médica es de 20 fracciones a 3.17 Gy/fx (63.4 Gy) en el PTV.

Se realizan 50 planificaciones, 5 por paciente, con tamaños de mordaza de 2.5x40cm y 5x40cm, y cada uno de ellos con mordaza fija y dinámica, con factor de modulación de 2.0 y pitch 0.287. Además se incluye un plan por paciente con pitch 0.213 para el modo dinámico con tamaño de campo 5x40cm.

Se utilizan las mismas importancias y penalties en el planificador y el mismo número de iteraciones en todos los planes de tratamiento. Por último se utilizan volúmenes auxiliares de control en la dirección cráneo-caudal del PTV en los planes con modo fijo de mordaza tal y como se hacía antes de la actualización a TomoEDGE.

Para poder comparar de una forma cuantitativa los planes de tratamiento se utilizan los siguientes parámetros:

- Índices de Uniformidad y de Homogeneidad
- Nº de conformación de la isodosis del 95% y del 80% de la prescripción
- Dosis Integral del volumen no objetivo del tratamiento

Se ha diseñado un script grafico elaborado en el entorno de programación MATLAB R2016a, que extrae, a partir de la matriz de dosis, los vóxeles que se encuentran dentro de cada estructura, gracias a la utilización de los puntos de control de cada estructura obtenidos de la cabecera DICOM y generando una máscara a partir de ellos. Con estos datos se puede obtener tanto los parámetros anteriores como los diferentes histogramas dosis-volumen (HDV) y los valores puntuales de los mismos.

Resultados

En la tabla 1 se muestra la variación porcentual media de los diferentes índices de calidad y puntos del HDV de los pacientes analizados. En la gráfica 2 se muestran los diferentes HDV de diferentes estructuras de un paciente

analizado.

Podemos afirmar que:

- Un tamaño de campo de 5x40cm disminuye el tiempo de irradiación al menos un 30% con respecto a los planes con tamaño de campo 2.5x40cm. Esto supone reducir la irradiación más de 90 segundos por paciente
- La dosis integral se ve reducida con el modo dinámico a igual tamaño de campo y es inferior para el tamaño de campo de 2,5cm frente a 5cm independientemente de las mordazas
- El nº de conformación es claramente menor en los planes de tratamiento con menor tamaño de campo y se ve ligeramente reducido con el modo dinámico a igual tamaño de campo
- Los índices de homogeneidad y uniformidad en el PTV son mejores para mordazas dinámicas a igual tamaño de campo, y mejores con tamaño de campo 2,5cm respecto a 5cm independientemente de las mordazas
- La dosis media en los OAR es menor para los planes dinámicos e inferior para el campo de 2,5cm
- Las dosis altas en los OAR son mayores para campos de 5cm independientemente de la mordaza, y a igual tamaño de campo mejora levemente con mordaza dinámica
- Las bajas dosis en OAR se ven reducidas considerablemente con la utilización del modo dinámico de mordaza
- Las diferencias entre los planes dinámicos con diferente pitch no son concluyentes

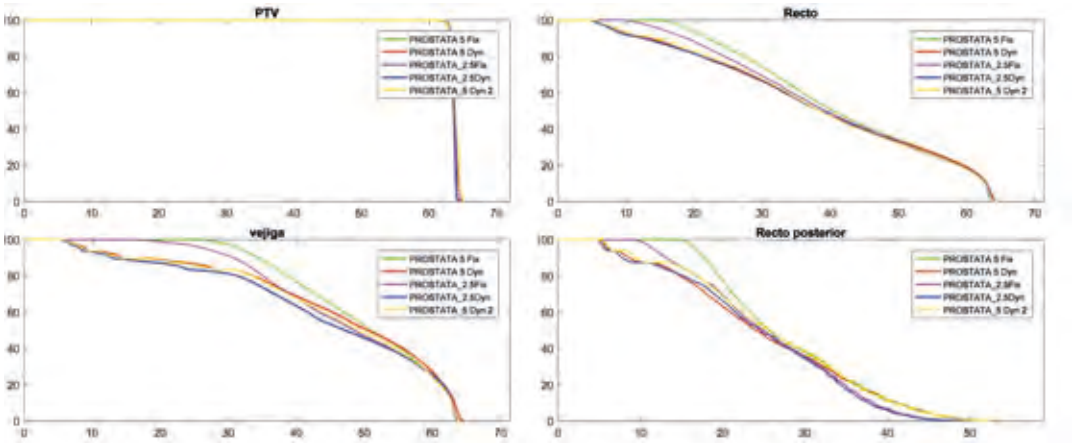
Conclusiones

La tecnología TomoEDGE presenta ventajas respecto a las mordazas estáticas en las planificaciones de próstata. Un tamaño de campo menor proporciona mejores resultados dosimétricos a costa de un aumento en el tiempo de tratamiento.

Tabla 1. Diferencia porcentual promedio frente al plan F2.5

		PTV								RECTO				
Modo	Tiempo	DI	HI	UI	$D_{2\%}$	$D_{98\%}$	$D_{50\%}$	CN95	CN80	D_{med}	V60	V56	V52	V48	V40
F2.5															
F5	-36.9	35.9	37.9	38.8	0.9	0.1	0.4	-12.0	-19.6	7.0	9.0	11.4	12.3	13.2	12.7
E2.5	5.8	-11.6	-14.3	-10.7	-0.3	0.1	0.2	1.7	3.8	-0.7	1.2	1.0	1.7	-2.4	-4.0
E5	-30.1	-4.2	21.4	33.5	0.8	0.3	0.3	-8.4	-8.7	-3.5	6.0	6.8	5.5	3.8	0.2
E5p	-30.5	-8.4	16.9	27.1	0.6	0.3	0.2	-7.3	-6.6	-2.2	2.6	5.2	5.4	5.1	2.8

	VEJIGA			RECTO POSTERIOR		
Modo	D_{med}	V60	V56	V52	D_{med}	V40	V28
F2.5							
F5	30.1	22.8	28.8	33.6	9.3	55.4	9.0
E2.5	-14.9	-4.5	-6.6	-7.5	-6.5	-5.3	-6.0
E5	-9.4	10.4	10.7	6.5	-3.3	39.9	-3.7
E5p	-10.2	10.5	8.1	5.6	0.0	51.3	3.0


PTV
Recto
vejiga
Recto posterior
PROSTATA 5 Fix
PROSTATA 5 Dyn
PROSTATA_2.5Fix
PROSTATA_2.5Dyn
PROSTATA_5 Dyn 2

ID: 01317
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Evaluación de la tecnología TomoEdge en tratamientos de cabeza y cuello

Javier Sánchez Ruipérez[1] , Javier García Ledesma[1] , Sofía García Repiso[1] , Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Álvaro Fernández Lara[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Noelia Suárez Álvarez[1] , Carlos Martín Rincón[1]

1) Hospital Universitario de Salamanca

Objetivos del Trabajo

TomoEDGE Dynamic Jaws es una tecnología de la unidad de Tomoterapia consistente en un sistema de mordazas dinámicas que modifican su apertura tanto al comienzo como al final de la irradiación en la dirección cráneo-caudal, reduciendo así la dosis absorbida en esa misma dirección en las regiones adyacentes al PTV y disminuyendo los tiempos de tratamiento. Nuestro centro ha sido el primero en España en implementar esta tecnología. Este trabajo pretende valorar las dosimetrías clínicas de 6 planificaciones de cabeza y cuello (CyC) con 3 PTV, para planes realizados con tamaños de campo de 5 cm y 2.5 cm, con y sin TomoEdge.

Materiales y Métodos

Para evaluar cómo afecta en los tratamientos de CyC la nueva actualización de Tomoterapia, se eligen 6 tratamientos de CyC con 3 PTV. La prescripción médica ha sido en todos de 35 fracciones a 2 Gy por fracción (70 Gy) en el PTV que contiene el lecho tumoral, prescribiéndose los otros 2 a 63 Gy y a 56 Gy las cadenas ganglionares.

Se realizan 24 planificaciones, 4 por paciente, con tamaños de mordaza de 2.5x40cm y 5x40cm, y cada uno de ellos con mordaza fija y dinámica, con factor de modulación de 2.0 y pitch 0.287.

Se utilizan las mismas importancias y penalties en el planificador, con el mismo número de iteraciones en todos los planes de tratamiento. Por último se utilizan volúmenes auxiliares de control en la dirección cráneo-caudal del PTV en los planes con modo fijo de mordaza tal y como se hacía antes de la actualización a TomoEDGE.

Para poder comparar de una forma cuantitativa los planes de tratamiento se utilizan los siguientes parámetros:

- Índices de Uniformidad y de Homogeneidad
- Nº de conformación de la isodosis del 95% y del 85% de la prescripción
- Dosis Integral del volumen no objetivo del tratamiento

La evaluación de estos parámetros dosimétricos se realiza mediante un script grafico elaborado en el entorno de programación MATLAB R2016a que nos permite extraer de la matriz de dosis los vóxeles que se encuentran dentro de cada estructura, gracias a la utilización de los puntos de control de cada estructura obtenidos de la cabecera DICOM y generando una máscara a partir de ellos. Con esta información podemos obtener tanto los índices definidos anteriormente como los diferentes histogramas dosis-volumen (HDV) y los valores puntuales de los mismos.

Resultados

En la tabla 1 se muestra la variación porcentual media de los diferentes índices de calidad y puntos del HDV de los pacientes analizados. En la gráfica 2 se muestran los diferentes HDV de diferentes estructuras de un paciente

analizado.

Tras la evaluación de los resultados se tiene que:

- Un tamaño de campo de 5x40cm disminuye el tiempo de irradiación al menos un 40% con respecto a los planes con tamaño de campo 2.5x40cm
- La dosis integral se ve reducida con el modo dinámico de mordaza a igual tamaño de campo y es inferior para el tamaño de campo de 2,5cm
- El número de conformación es claramente menor en los planes de tratamiento con menor tamaño de campo y se ve ligeramente reducido con el modo dinámico de mordaza a igual tamaño de campo
- Los índices de homogeneidad y uniformidad en el PTV son levemente mejores para mordazas dinámicas a igual tamaño de campo, y mejores con tamaño de campo 2,5cm respecto a 5cm independientemente de las mordazas
- La dosis media en los órganos de riesgo es menor para los planes dinámicos e inferior para el campo de 2,5cm
- Las dosis altas en los órganos de riesgo son mayores para campos de 5cm independientemente de la mordaza, y a igual tamaño de campo mejora levemente con mordaza dinámica
- Las bajas dosis en órganos de riesgo se ven reducidas considerablemente con la utilización del modo dinámico de mordaza

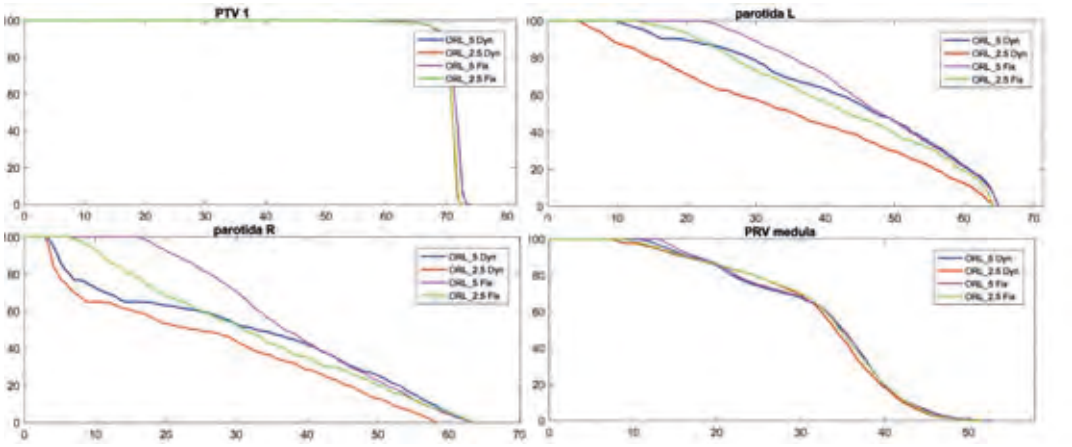
Conclusiones

La tecnología TomoEDGE presenta ventajas respecto a las mordazas estáticas en las planificaciones de CyC. Un tamaño de campo menor proporciona mejores resultados dosimétricos a costa de un aumento en el tiempo de tratamiento.

Tabla 1. Diferencia porcentual promedio frente al plan F2.5

		PTV70							PTV63	PTV56	
Modo	**Tiempo**	**DI**	**HI**	**UI**	**$D_{2\%}$**	**$D_{98\%}$**	**$D_{50\%}$**	**CN95**	**CN95**	**CN95**	**CN80**
F2.5											
F5	-44.2	22.7	29.9	44.3	1.3	0.0	1.0	-10.7	-9.8	-10.4	-12.4
E2.5	1.9	-5.0	-0.1	0.3	-0.1	0.0	-0.1	0.3	0.9	1.3	0.8
E5	-40.3	-1.0	24.9	36.7	1.0	-0.2	0.7	-8.4	-8.2	-8.2	-7.0

	PAROT HOMOL			PAROT CONTRAL			PRV MED
Modo	**D_{med}**	**V45**	**V30**	**D_{med}**	**V45**	**V30**	**D_{max}**
F2.5							
F5	10.2	10.9	14.1	11.4	9.1	14.9	4.2
E2.5	-2.9	-1.1	-3.5	-3.1	1.5	-2.9	-0.1
E5	6.7	7.6	4.6	0.1	10.3	3.5	3.4



ID: 01391
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

VMAT versus 3DRT en el tratamiento del cáncer de mama con cadenas ganglionares

Paz García-Acilu Laá[1] , Pedro Fernández Letón[1] , Juan Manuel Pérez Moreno[1] , Leyre Alonso Iracheta[2] , Miguel Ángel de la Casa de Julián[2] , Juan García Ruiz-Zorrilla[2] , Daniel Zucca Aparicio[2] , Jaime Martí Asenjo[2]

1) HM Puerta del Sur 2) HM Sanchinarro

OBJETIVO

La utilización de técnicas de intensidad modulada, bien sea IMRT o VMAT, para el tratamiento de cáncer de mama ha sido objeto de controversia desde los inicios. De la literatura podemos concluir que la única indicación en la que existe consenso sobre los beneficios de la irradiación con VMAT es aquella que implica irradiación de ganglios incluyendo la mamaria interna. En el resto de casos hay que sopesar la anatomía del paciente, dificultad de irradiación de los volúmenes, edad, quimioterapia…para decidir que técnica es más adecuada.

En este trabajo queremos cuantificar, en los tratamientos de mama con cadenas ganglionares supraclaviculares y axilares, las ventajas e inconvenientes de VMAT frente a 3DRT de las pacientes tratadas en nuestro hospital.

MÉTODO

En primer lugar hemos estudiado 5 pacientes, planificadas y tratadas con 3DRT y que hemos replanificado con VMAT. A las pacientes les fue irradiada la mama izquierda, con cadenas ganglionares (sin mamaria interna) y con boost. La dosis prescrita es de 40.50 Gy a Mama, Axila y Fosa supraclavicular ($PTV_{40.50}$), con boost concomitante a 48 Gy, impartida en 15 fracciones.

En esta comparación evaluamos la cobertura alcanzada, dosis que reciben los órganos de riesgo, conformación de dosis en torno al PTV y exceso de riesgo de desarrollar tumores secundarios sólidos (EAR). El EAR estima los casos de tumor radioinducido por 100000 pacientes por año para mujeres de 70 años expuestas al tratamiento a los 30 años, y se calcula basándose en la dosis equivalente en órganos (OED) siguiendo el método descrito en [1]. La OED se calculó con un modelo de respuesta linear-exponencial y con un modelo de respuesta Plateau, ya que a dosis superiores a 2Gy deja de ser válido el modelo linear.

También hemos calculado el EAR en los 5 tratamientos más recientes de VMAT que incluyen cadenas ganglionares pero no mamaria interna, 2 de mama izquierda y 3 de mama derecha.

RESULTADOS

En el primero de los estudios encontramos que la cobertura de PTV40.50 y PTV48 es similar para ambos métodos. Las dosis en órganos riesgo y conformación de dosis altas y medias se recoge en la Tabla 1. Cabe destacar la importante disminución de dosis altas al corazón y la conformación de dosis altas que proporciona la VMAT, con el consabido aumento de dosis bajas en mama y pulmón derechos, no siendo así en pulmón izquierdo.

Respecto al exceso de riesgo de desarrollar tumores secundarios, para los cinco pacientes replanificados tenemos que la VMAT proporciona un EAR^{Plat}= 66.35 por 100000 pacientes por año, un valor 51.4% mayor que el obtenido con 3DRT. Un resultado parecido se encuentra en las 5 pacientes tratadas con VMAT, siendo ligeramente superior para mama izquierda EAR^{Plat}= 67.89 que para mama derecha EAR^{Plat}=64.85. En todo caso, el EAR se mantiene en límites más que aceptables, ya que este aumento del 51.4% respecto a la 3DRT supone tan solo un 0.25% en el riesgo total. Los valores de EAR estimados con el modelo linear-exponencial son algo superiores, pero la proporción VMAT/3DRT se mantiene constante.

CONCLUSIONES

Los tratamientos con VMAT permiten alcanzar una mayor conformación de dosis altas al PTV, disminuyendo así las dosis altas a corazón, siendo la $D_{2\%}$ un 50% inferior. Esto es una ventaja importante de cara a disminuir riesgo de complicaciones cardiovasculares, sobre todo en pacientes mayores o con quimioterapia asociada en su tratamiento. Sin embargo someten al resto del cuerpo a un baño de dosis bajas cuyo efecto hemos estimado con el EAR, encontrando que, aunque el riesgo es superior que con 3D, sigue siendo extremadamente pequeño. Podemos concluir que, a la hora de seleccionar la técnica de irradiación, cada paciente debe ser valorado individualmente, teniendo especial consideración con la irradiación contralateral en pacientes jóvenes y con las dosis altas a corazón en edades más avanzadas

[1]Abo-Madyan Y.et al.Second cancer risk after 3D-CRT, IMRT and VMAT for breast cancer. *Radiot. Oncol.*2014

	Pulmón Izquierdo				Corazón				Mama Derecha	Pulmón Derecho		CI_{altas}	CI_{medias}	EAR (L-E)	EAR (Plateau)
	V16	V8	V4	D_{media}	V16	V8	$D_{2\%}$	D_{media}	V4	V4	D_{media}				
3DRT	21.40	32.30	49.58	1019	5.36	9.16	3287	439	0.36	0.09	81	0.72	0.41	47.38	43.81
VMAT	12.79	25.22	43.50	728	1.83	7.90	1532	479	12.63	7.88	234	0.94	0.42	72.94	66.35

Tabla 1. Todos los volúmenes están expresados en % y las dosis en cGy. El índice de conformación CI = PTV_d/V_d siendo d la dosis de prescripción, 4050 cGy, para dosis altas y d=2025 cGy para dosis medias

	Pulmón Izquierdo				Corazón				Mama Derecha	Pulmón Derecho		CI_{altas}	CI_{medias}	EAR (L-E)	EAR (Plateau)
	V16	V8	V4	D_{media}	V16	V8	$D_{2\%}$	D_{media}	V4	V4	D_{media}				
3DRT	21.40	32.30	49.58	1019	5.36	9.16	3287	439	0.36	0.09	81	0.72	0.41	47.38	43.81
VMAT	12.79	25.22	43.50	728	1.83	7.90	1532	479	12.63	7.88	234	0.94	0.42	72.94	66.35

Tabla 1. Todos los volúmenes están expresados en % y las dosis en cGy. El índice de conformación CI = PTV_d/V_d siendo d la dosis de prescripción, 4050 cGy, para dosis altas y d=2025 cGy para dosis medias

ID: 01407
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Utilización del registro deformable de imágenes en la reirradiación del cáncer de cabeza y cuello

N. Montenegro-Iglesias[1] , P. Monasor-Denia[1] , M.C. Castellet-García[1] , M. Rodríguez-Cordón[2] , R. García-Mollá[1]

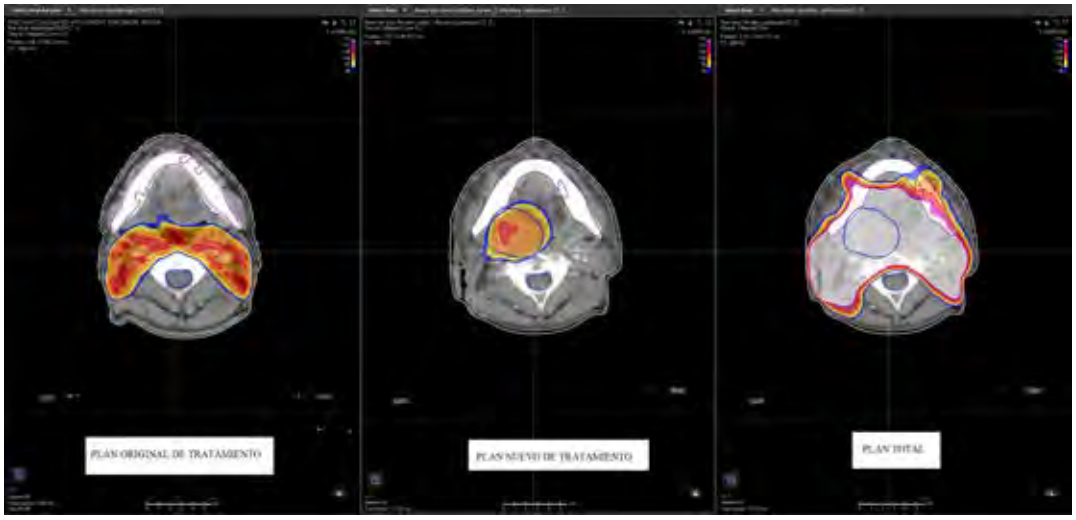
1) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón. Castellón de la Plana 2) Servicio de Oncología Radioterápica. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón. Castellón de la Plana

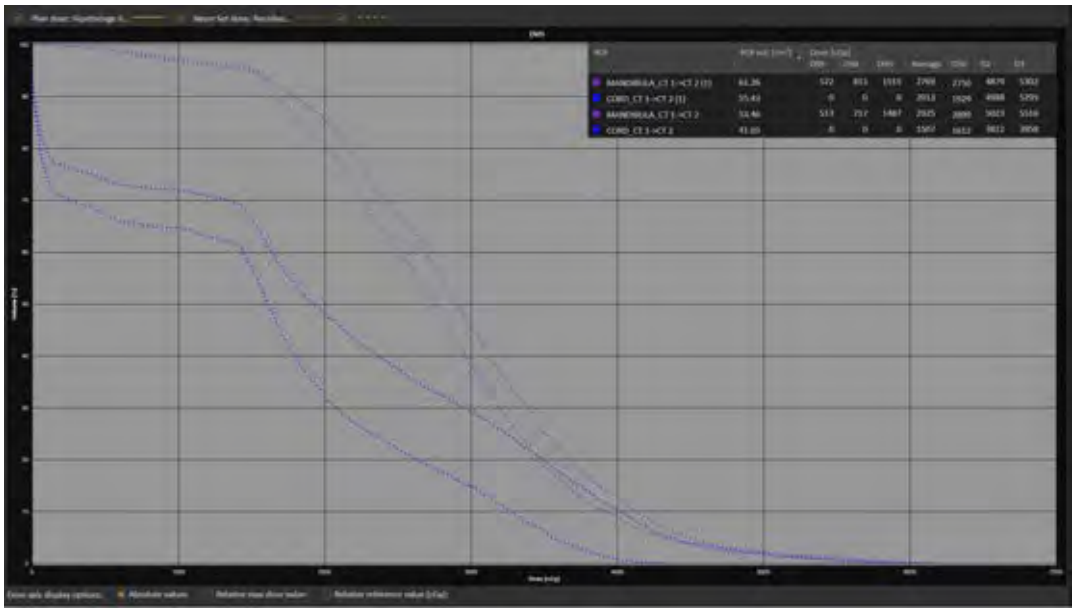
Objetivo: Se presenta un paciente de 67 años, que tras un año de la realización de un tratamiento de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) por una neoplasia de hipofaringe, desarrolló una recidiva en la misma zona donde estaba localizado el tumor primario. Se pretende realizar la reirradiación del tumor en función de la dosis anterior administrada mediante la utilización del registro deformable de imágenes (RDI).

Materiales/Métodos: Con el sistema de planificación computarizado RayStation 5.0 (RaySearch Laboratorios AB, Estocolmo, Suecia) se realiza una nueva dosimetría de un plan de tratamiento de IMRT teniendo en cuenta la dosis recibida en las sesiones anteriores mediante el módulo de radioterapia adaptativa. La dosis de prescripción para el nuevo plan es de 60 Gy en 30 fracciones, mientras que la del plan de tratamiento original era de 67,20 Gy en 32 fracciones (figura 1). Para comenzar con la nueva dosimetría, se realizaron previamente los siguientes procedimientos: (1) Registro rígido entre las dos imágenes de tomografía computarizadas (CT) de cada plan de tratamiento; (2) Registro deformable de imágenes donde la imagen de referencia corresponde al nuevo CT y la imagen a deformar al CT antiguo; (3) Mapeado de las estructuras de un CT a otro y la posterior corrección de las mismas por el oncólogo radioterápico; (4) Mapeado de la dosis mediante un segundo registro deformable, donde a diferencia del registro anterior se deben incluir las estructuras previamente corregidas por el facultativo. Estas estructuras, denominadas estructuras de control, ayudan al algoritmo de registro deformable de RayStation (algoritmo híbrido) a relacionar los vóxeles de las dos imágenes. Por otro lado, la corrección de las estructuras permite determinar los errores debido al RDI; (5) Realización de una nueva IMRT, en función de lo anteriormente administrado. Para ello, las funciones de optimización que se emplean pueden escogerse o bien para el nuevo plan o para el plan total.

Resultados: El mapeado de la dosis, permite visualizar en el CT nuevo la dosis del tratamiento anterior y así calcular el nuevo plan en función de lo administrado. Además, en el histograma dosis volumen (HDV) se pueden comparar las diferencias en dosis entre las estructuras originales y las estructuras mapeadas, corregidas y mapeadas de vuelta que corresponden al error del RDI (figura 2).

Conclusiones: La utilización del RDI permite, por un lado, el mapeado de las estructuras de una imagen CT a otra, consiguiendo una reducción del tiempo de contorneo del facultativo. Por otro lado, el RDI, también permite el mapeado de la dosis para calcular la suma de dosis total de ambos tratamientos en el nuevo CT, y así poder optimizar las reirradiaciones teniendo en cuenta lo administrado previamente. Para ello, es necesario determinar el error que el RDI puede introducir


PLAN ORIGINAL DE TRATAMIENTO
PLAN NUEVO DE TRATAMIENTO
PLAN SUMA



ID: 00875
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Comparación basada en márgenes entre VMAT y Tomoterapia en tratamientos de cáncer de próstata

David Sevillano Martínez[1] , María Luisa Brosed[2] , Alberto Sánchez-Reyes[2]

1) Unidad de Radioterapia. Hospital Universitario de Torrejón 2) IMOncology

Objetivo:

Este trabajo presenta una comparación entre técnicas en términos de márgenes dosimétricos (distancia entre isodosis de prescripción y PTV) y de márgenes aleatorios (la dependencia en la cobertura con los errores aleatorios que se producen durante el tratamiento). Aparte de dar una idea de la capacidad de conformación de ambas técnicas para la localización elegida, esta comparación permite saber si habría que adaptar los márgenes de CTV a PTV a la técnica empleada.

Método

19 casos de cáncer de próstata fueron planificados en ambas técnicas. La dosis de prescripción fue de 70,2 Gy el PTV de la próstata y de 54 Gy al de vesículas seminales en 27 sesiones. En el caso de Tomoterapia se empleó un tamaño de campo de 2,5 cm en dirección cráneo-caudal y un pitch de 0,43. Los tratamientos de VMAT se planificaron con un único arco.

La obtención de los márgenes dosimétricos consistió en la simulación sobre la distribución de dosis de distintos desplazamientos siguiendo distribuciones normales con desviación estándar ?. Para cada valor de ? en cada dirección se obtuvieron Histogramas Dosis-Población (HDP). Estos HDPs nos dieron información de la cobertura obtenida para cada valor de error sistemático. Las coberturas obtenidas deberían ser iguales a las áreas bajo las distribuciones normales con desviación estándar ? entre los límites dados por la suma de los márgenes de contorneo y los dosimétricos, que son los que queremos calcular.

Para obtener los márgenes aleatorios, basta con aplicar a la distribución de dosis los errores aleatorios que nos interese mediante la convolución de la dosis con distribuciones normales tridimensionales de desviación estándar ?.

Bastará con aplicar el método utilizado para la obtención de los márgenes dosimétricos, pero teniendo en cuenta que en este caso los márgenes vendrán dados por la suma de los márgenes de contorneo y los dosimétricos, menos los aleatorios.

Los márgenes aleatorios obtenidos para cada valor de ? se ajustaron a funciones parabólicas, asimismo, se compararon con las que se obtendrían para distintos valores de penumbra si siguiéramos las expresiones para los márgenes aleatorios dados por Van Herk.

Resultados

Los márgenes dosimétricos basados en el D99 de planificación y sus desviaciones estándar para cada técnica se muestran en la tabla 1. Asimismo, se muestra el valor p de la comparación de los valores de ambas técnicas.

En la tabla 2 se muestran las expresiones encontradas para los márgenes aleatorios para cada dirección y cada técnica, así como el valor de $?_p$.

Discusión

La única diferencia significativa entre ambas técnicas en cuanto a los márgenes dosimétricos se ha encontrado en la dirección lateral. Precisamente es en esta dirección en la que, en el caso de la próstata, no encontramos

órganos de riesgo próximos, por lo que la importancia clínica de esta diferencia es mínima.

En cuanto a los márgenes aleatorios, se observa que los tratamientos de VMAT se ven más afectados por los errores aleatorios (mayor reducción de los márgenes para los mismos errores), que los de Tomoterapia. Si nos fijamos en los valores de $?_p$ de ambas técnicas, los valores de VMAT tienden a ser menores que los de Tomoterapia, especialmente en la dirección SI. En este caso, esto es de esperar ya que es en esta dirección en la que la tomoterapia consigue gradientes menos pronunciados (en equipos que no disponen de mandíbulas dinámicas, como es el caso).

Conclusión

Las diferencias en los márgenes dosimétricos de las técnicas de VMAT y Tomoterapia para tratamientos de próstata no son significativas a un nivel clínico. Las penumbras de los tratamientos de VMAT parecen menores que en Tomoterapia.

Los valores encontrados no justifican modificar los márgenes de tratamiento dependiendo de la técnica utilizada.

Tabla 1. Márgenes dosimétricos de ambas técnicas en cada dirección

		Lateral(mm)	AP(mm)	SI(mm)
Tomoterapia	Media (mm)	2,9	2,4	2,7
	Desv. Est. (mm)	0,7	0,7	1,7
VMAT	Media (mm)	4,2	2,7	3,4
	Desv. Est. (mm)	1,3	0,9	1,7
p		0,0005	0,13	0,11

Tabla 2. Expresiones obtenidas para los márgenes aleatorios en ambas técnicas

		Lateral(mm)	AP(mm)	SI(mm)
Tomoterapia	Expresión M_{ale}(mm)	$M = 0.163\sigma^2$	$M = 0.13\sigma^2$	$M = 0.153\sigma^2$
	σ_p (mm)	3,5	4,5	4
VMAT	Expresión M_{ale}(mm)	$M = 0.17\sigma^2$	$M = 0.163\sigma^2$	$M = 0.203\sigma^2$
	σ_p (mm)	3,5	3,5	2,5

ID: 01008
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Evaluación del impacto de la técnica de inspiración forzada en la dosis cardiaca, en radioterapia de mama izquierda.

Arantxa Zubiria[1] , Verónica Morán[1] , Charo Irigoyen[1] , Luis I. Ramos[1] , Benigno Barbés[1]

1) Clínica Universidad de Navrra

Objetivos

La radioterapia como tratamiento del carcinoma de mama izquierda puede causar daños en pericardio y/o en arterias coronarias tanto a corto como a largo plazo. Estos posibles efectos adversos se correlacionan con la dosis media del corazón. Un modo de disminuir la toxicidad es realizar los tratamientos en inspiración forzada (IF), en vez de en respiración libre (RL), con la intención de separar la pared torácica del corazón. El objetivo es comparar las distancias entre la mama y el corazón, y las D_5 y D_{media} de éste último entre ambos tipos de tratamiento.

Material y métodos

En el presente trabajo, se analizaron 22 casos de pacientes en tratamiento de mama izquierda, y se realizó la dosimetría completa del tratamiento en IF y en RL. En todos los casos, la prescripción fue de 39.9 *Gy* en 15 fracciones.

Se empleó el programa Pinnacle v 10.2 (Philips) para el contorneo y el cálculo dosimétrico. El contorneo tanto de la mama como del corazón fue realizado por la misma dosimetrista y fueron supervisados de forma independiente por otro profesional. Para el cálculo dosimétrico se empleó el algoritmo de *Collapsed Cone*, con corrección por inhomogeneidades.

Para medir las distancias corazón-mama se tomaron como referencia los centroides de ambas estructuras. Halladas las distancias entre centroides para los casos de IF y RL, se calculó la diferencia de distancias entre las dos técnicas. Por último, se correlacionó esa diferencia con la variación de dosis media cardiaca usando los tratamientos IF y RL.

Se realizaron los cálculos estadísticos con *Stata 12.1.*

Resultados

Se aplicó un test de Wilcoxon Mann Whitney a las diferencias de $D_{5\%}$ y D_{media} en el corazón, empleando técnica IF y RL. Ambas son significativamente inferiores ($p< 0.0001$) para la técnica de IF. Las diferencias, con intervalos de confianza del 95%, son de $?D_{media =}$ 1.4 (1.0-1.9) *Gy*, y $?D_{5\%}$ = 10.7 (6.3-15.3) *Gy*. La figura 1 muestra un gráfico de cajas con las diferencias entre las medias de dosis en corazón.

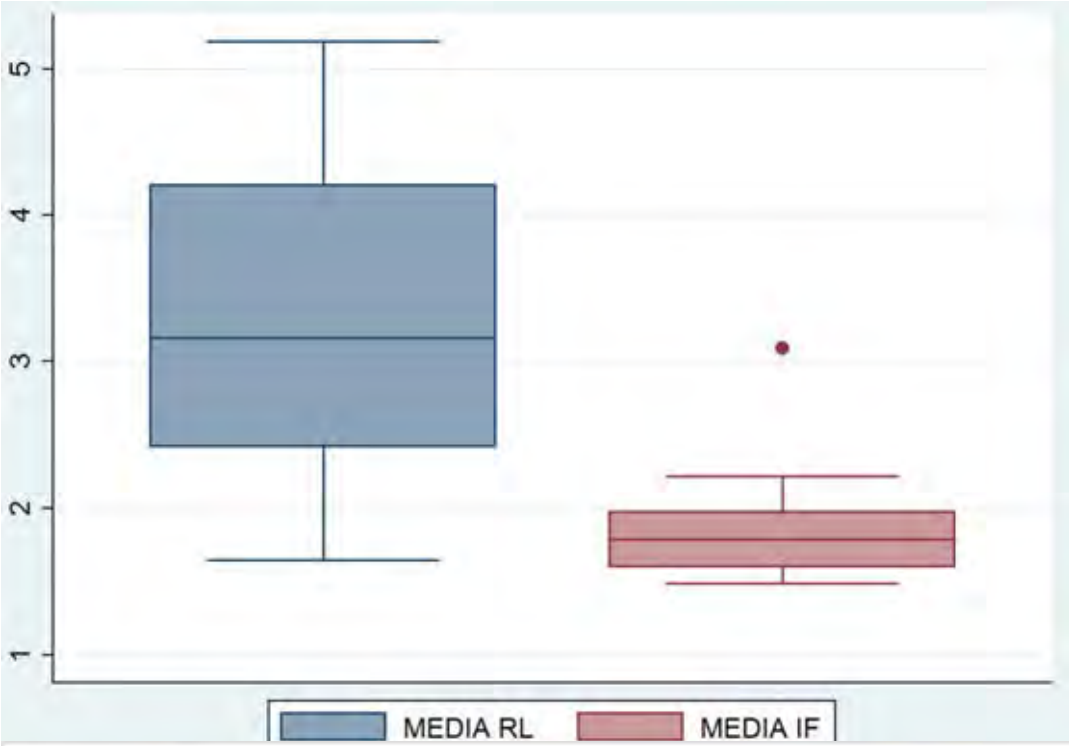
La figura 2 muestra un ejemplo de histogramas dosis-volumen de mama y corazón en tres pacientes.

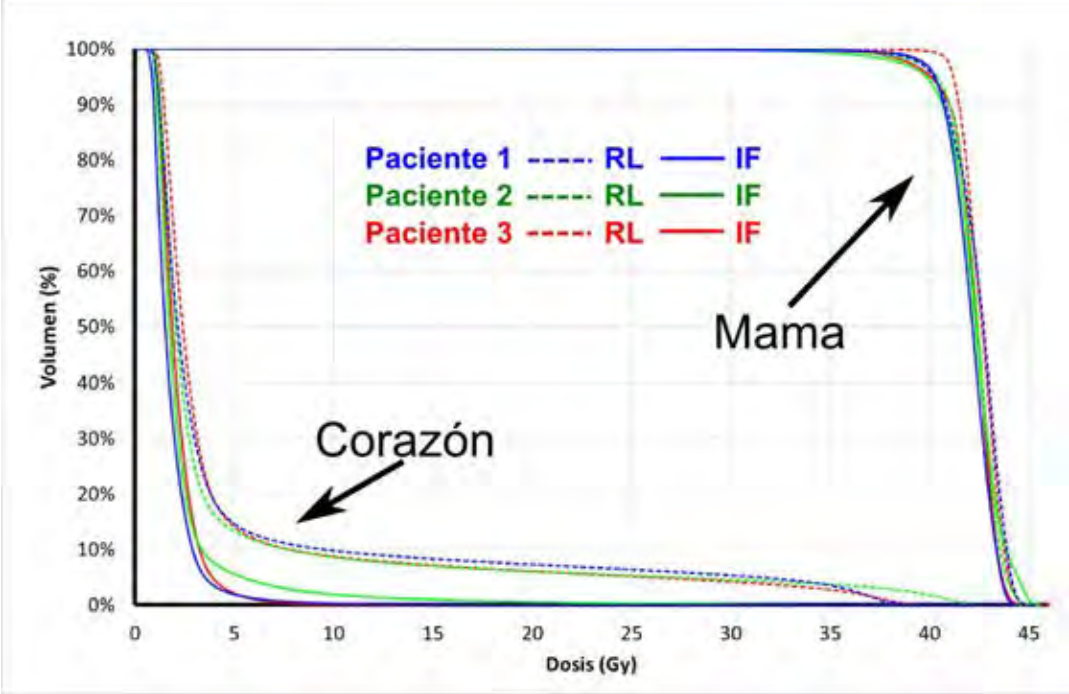
La dependencia entre aumento de distancia mama-corazón y la mejora en la dosis cardiaca media, resultó poco significativa.

Conclusión

- El tratamiento en IF disminuye significativamente la dosis en el corazón.

- A juzgar por nuestras medidas, el incremento de la distancia mama-corazón al pasar de RL a IF no es un dato fidedigno para estimar la ventaja dosimétrica que se obtendrá con el cambio de técnica. Observamos que influyen mucho otros factores, como la anatomía de la paciente.





ID: 01034
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE 70 RADIOCIRUGÍAS CRANEALES TRATADAS EN UN TRUEBEAM STX CON COLIMADOR MICROMULTILÁMINA

JUAN CASTRO NOVAIS[1] , EDUARDO PARDO PÉREZ[2] , SHEILA RUÍZ MAQUEDA[1] , MARIA YOLANDA MOLINA LÓPEZ[1] , HUGO PÉREZ GARCÍA[1] , XESUS GONZÁLEZ SOTO[1] , ELIA DEL CERRO PEÑALVER[1]

1) HOSPITAL UNIVERSITARIO QUIRONSALUD MADRID 2) HOSPITAL UNIVERSITARIO LUCUS AUGUSTI

OBJETIVO

El objetivo del presente trabajo es evaluar los resultados dosimétricos de 70 pacientes con metástasis cerebrales únicas tratados con radiocirugía en un acelerador Truebeam con micromultilámina siguiendo el protocolo de la RTOG.

MATERIAL Y MÉTODO

Entre septiembre del 2013 y diciembre del 2016 se han tratado en nuestro centro 70 pacientes con metástasis cerebrales únicas. Todos los pacientes se trataron en un acelerador Truebeam STx v2.0 (Varian Medical Systems (VMS), Palo Alto, California) con colimador micromultilámina Millenium HD120 con 2.5 milímetros de grosor de lámina en los 8 cm centrales del campo (32 pares de láminas centrales). El tamaño de los volúmenes blanco (PTV de sus siglas en ingles) variaron entre 0.4 - 30 cc. Los planes de tratamiento se diseñaron en el sistema de planificación Eclipse v11.0.31 (VMS), utilizando entre 3 y 4 arcos no coplanares modulados. Se prescribió de forma que el 99.5% del volumen de PTV reciba la dosis de prescripción, la cual varió entre 15 -24 Gy en sesión única.

Para la evaluación dosimétrica se utilizaron los indicadores propuestos por en el protocolo de la RTOG:

- *Dosis mínima* dentro del PTV (D_{min}). Valores de D_{min} superiores al 90% se consideran correctos, aceptables valores superiores al 80% e intolerables valores menores.

- *índice de homogeneidad (IH)* definido como el cociente entre la dosis máxima en el PTV y la dosis de prescripción. Valores del IH inferiores a 2 serán correctos, aceptables valores entre 2-2.5 e intolerables valores superiores a 2.5.

- *índice de conformidad (IC)* definido como el cociente del volumen de la isodosis de prescripción entre el volumen de PTV. Se considera el IC correcto cuando tiene valores comprendidos entre 1 y 2, aceptable un índice entre 2-2.5 y 0.9-1 e inaceptable valores inferiores a 0.9 y superiores a 2.5.

Estos indicadores no tienen en cuenta el gradiente de dosis fuera del PTV, por lo que se evalúa adicionalmente la diferencia de radios de las esferas equivalentes de las isodosis del 100% y el 50% (R_{50-100}). Se escoge este parámetro como indicador del gradiente de dosis fuera del PTV por su significado físico, pues en tratamientos de lesiones esféricas de pequeño tamaño nos indica la distancia mínima entre dos lesiones para que no se superpongan las isodosis de 50% y poder considerarlas independientes. Este parámetro sería equivalente a la resolución espacial de los sistemas de imagen.

RESULTADOS

En la Figura 1 presentamos los valores relativos de la D_{min} e IH frente el volumen de PTV. En el gráfico no se aprecia una dependencia de estos parámetros con el volumen. La D_{min} media fue 98.0 ± 1.1 %. 68 de los 70 pacientes tuvieron D_{min} mayores del 95% y todos los pacientes recibieron D_{min} superiores al 93% cumpliendo todos holgadamente el protocolo de la RTOG. El IH medio fue 1.051 ± 0.013. Todos los valores de IH estuvieron comprendidos en el rango 1.022-1.088, resultados sustancialmente mejores que los presentados por otros autores

con otros equipamientos.

En la Figura 2 presentamos los valores del IC y R_{50-100} frente al volumen de PTV. Se observa una fuerte dependencia del IC con el volumen de PTV variando entre 1.8 y 1.3 para volúmenes menores de 2cc y saturando el IC en 1.246 ± 0.095 para valores superiores a 5 cc. En relación con el gradiente de dosis fuera del PTV, los valores R_{50-100} muestran una dependencia con el volumen de PTV tomando valores entre 5.5 y 8.0 mm para volúmenes de PTV inferiores a 5 cc y aumentando hasta 11.0 mm para volúmenes de 30 cc.

CONCLUSIONES

Se han analizado los valores de los indicadores dosimétricos propuestos por el protocolo RTOG para tratamientos de radiocirugía en 70 pacientes con lesiones únicas craneales tratados en un acelerador Truebeam. Los valores de los indicadores de todos los pacientes cumplen holgadamente los criterios de la RTOG para tratamientos de radiocirugía. Se observa una dependencia de IC y R_{50-100} con el volumen de PTV, sin embargo no se aprecia esta dependencia en la D_{min} e IH.

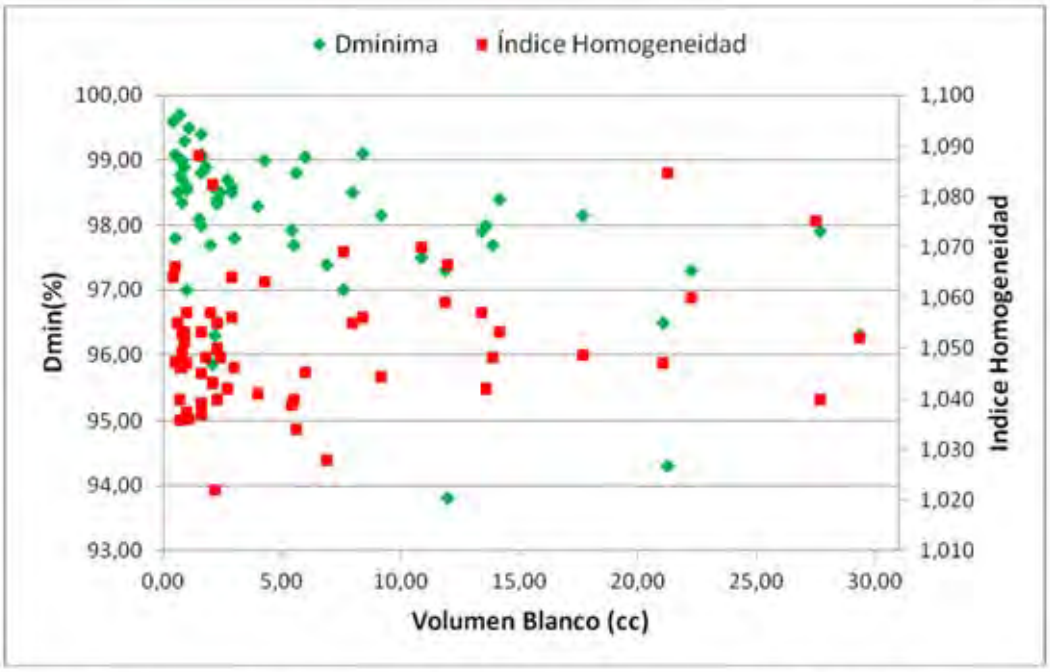


Figura 1. Se presentan los valores de D_{min} e índice de homogeneidad en función del volumen blanco.

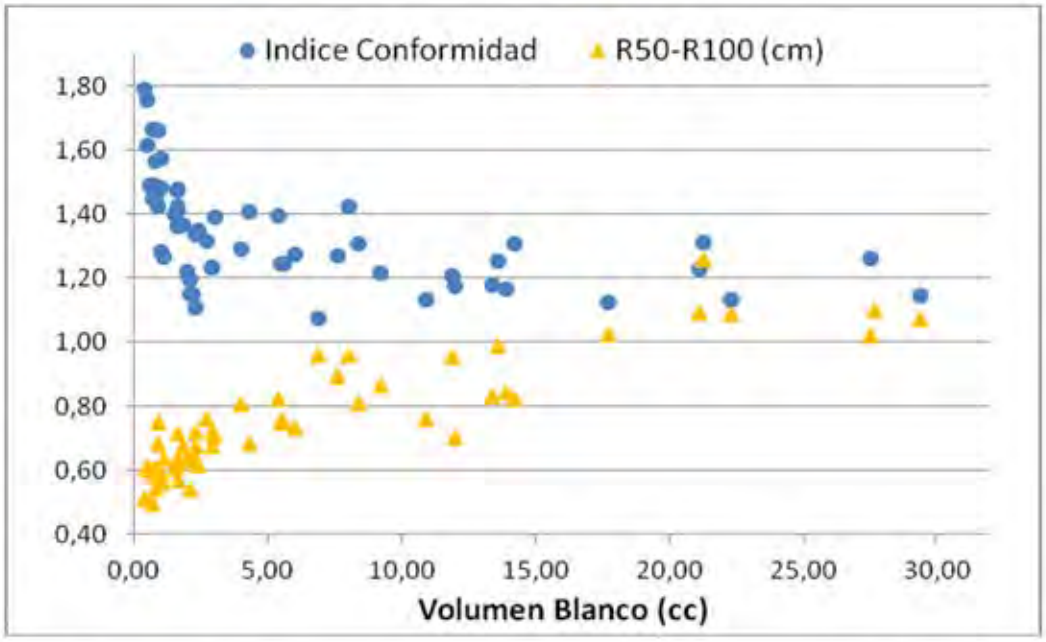


Figura 2. Se presentan los valores del índice de conformidad y R_{50-100} en función del volumen blanco.

ID: 01086
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

IRRADIACION CRANEOESPINAL CON VMAT. OPTIMIZACION DE LA DISTRIBUCION DE DOSIS EN LA ZONA DE SOLAPAMIENTO DE ARCOS.

Sylvia Gómez-Tejedor Alonso[1] , Amaia Ilundain Idoate[1] , Magnolia Rincón Pérez[1] , José María Penedo Cobos[1] , Jesus Olivera Vegas[1] , María de los Angeles García Castejón[1] , Jose Vara Santos[1]

1) Fundación Jiménez Díaz. Grupo Quironsalud

Objetivo:

Está ampliamente documentado que la irradiación craneoespinal con VMAT reduce significativamente la dosis media a órganos de riesgo y mejora los índices de conformidad (CI) y heterogeneidad (HI) de la dosis al PTV respecto a las técnicas tradicionales de campos estáticos.

En este trabajo describimos la técnica VMAT utilizada en nuestro departamento y los controles de calidad del tratamiento, así como las actuaciones realizadas con objeto de mejorar la distribución de dosis en la zona de solapamiento de arcos.

Material y Método:

Un primer caso de una paciente diagnosticada de medoloblastoma nos sirve de base para este estudio. La paciente fue tratada en decúbito supino, con objeto de reducir potenciales movimientos involuntarios interfracción, con máscara termoplástica para el cráneo y un inmovilizador pélvico.

El PTV incluye cerebro y el canal espinal mas margen de 5 mm. Para cubrir el PTV, con 68 cm en la dirección craneocaudal, es necesario utilizar dos isocentros, generando así una zona de posible solapamiento de dosis de 7 cm.

La dosis prescrita es de 36 Gy en 24 sesiones. Para la cobertura del PTV se siguen los objetivos definidos por la ICRU-50 por ser más restrictivos, debiendo estar la dosis en el PTV confinada entre el 95% y el 107% de la dosis prescrita. Los órganos de riesgo deben cumplir las limitaciones de QUANTEC.

Se calculan siete planes VMAT con diferentes ángulos de colimador (0°, 15°, 30°, 45°, 60°, 90°, combinado 0°-30°). Cada plan VMAT constaba de 4 arcos, uno de 360º para el isocentro superior, cubriendo cabeza y cuello, y 3 semiarcos para el isocentro inferior, evitando los brazos, (giro de gantry de 310º a 50º, de 180º a 230º, y de 130º a 180º).

El cálculo de dosis se realizó en el planificador Mónaco de Elekta, con algoritmo de Montecarlo. Los planes fueron evaluados analizando los datos del histograma dosis-volumen para el PTV y los órganos de riesgo, y el HI y el CI para el PTV. Se analizaron cuidadosamente las distribuciones de dosis en la zona de posible solapamiento de arcos.

Como controles de calidad del plan elegido para el tratamiento se realizaron medidas de dosis absoluta con cámara de ionización tipo farmer y medidas de distribución de dosis relativa con el equipo de medida Matrixx. Se irradió una película radiocrómica en la zona de posible solapamiento de arcos para cerciorarnos de la ausencia de puntos calientes.

El tratamiento se dio en un acelerador lineal modelo Elekta *Synergy*. La distancia de desplazamiento entre isocentros (37.5 cm) se programó en la configuración de sitio de la red mosaiq, de manera que no hubiera lugar a error. Se revisó así mismo la exactitud en el desplazamiento longitudinal de la mesa del tratamiento.

El primer día de tratamiento se realizó un CBCT para cada isocentro, repitiéndose el control con periodicidad

semanal.

Resultados:

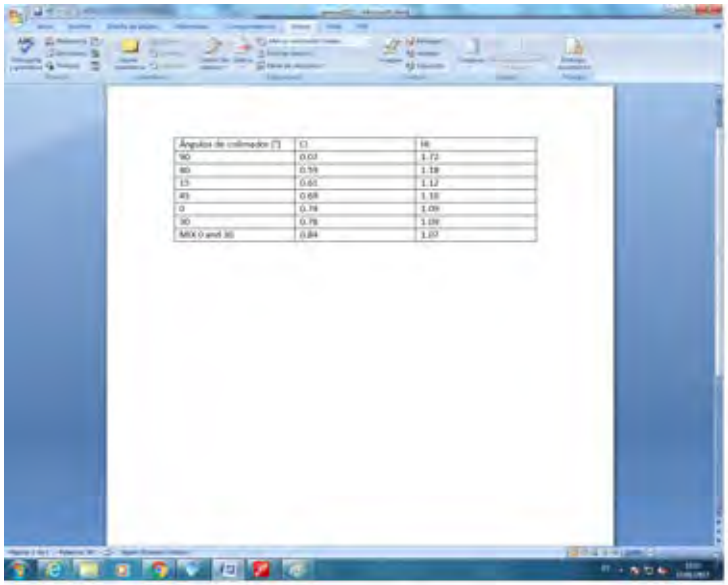
Los índices HI y CI para el PTV difieren significativamente para planificaciones con distintos ángulos de colimador (ver tabla adjunta), obteniéndose los mejores, CI=0.84 y HI=1.07, con arcos con colimador a 0º y 30º (dos arcos con colimador a 0º mas dos arcos con colimador a 30º). Es ésta por tanto la planificación elegida para el tratamiento.

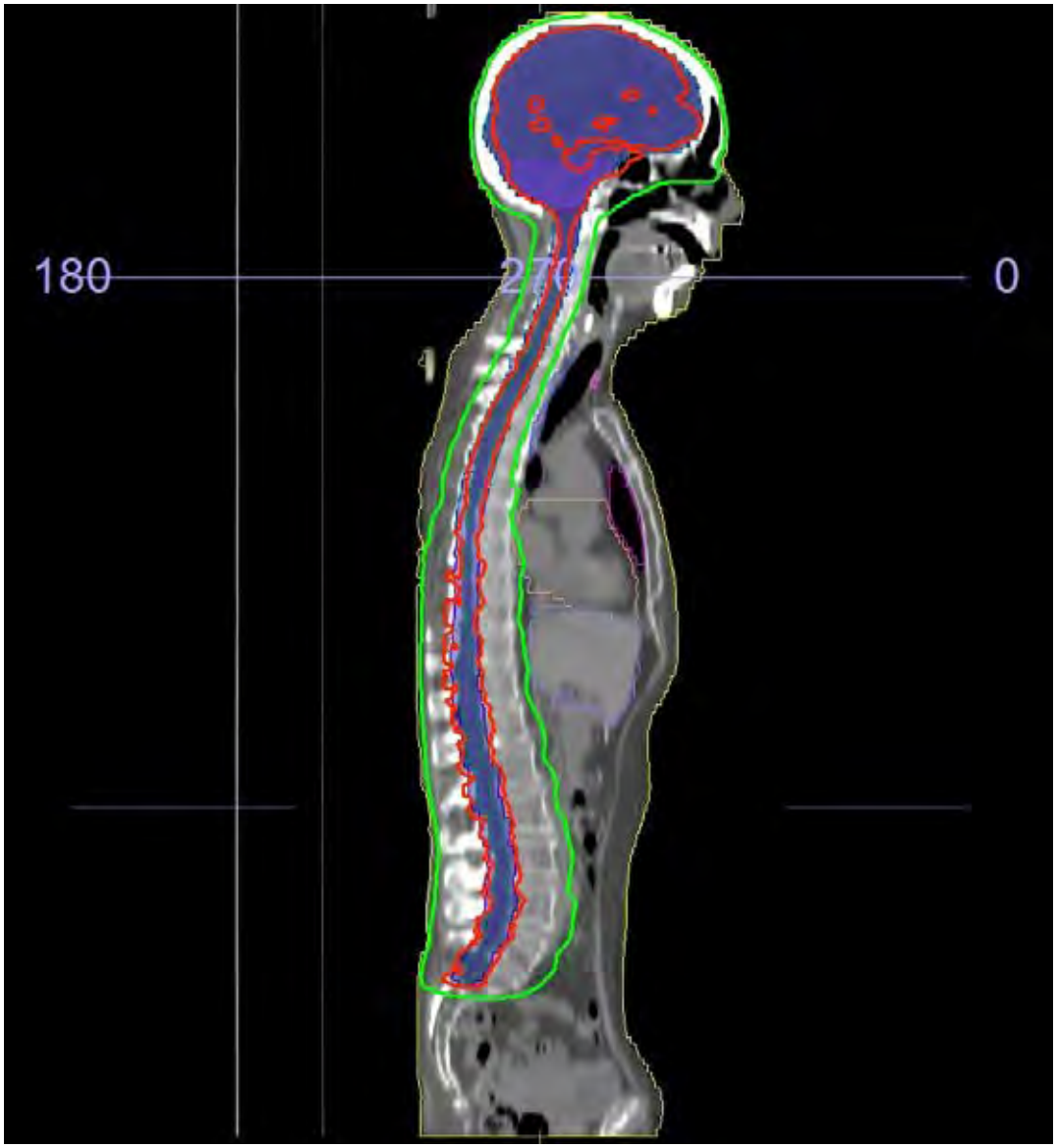
La cobertura del PTV obtenida y las dosis a órganos críticos cumplen todos los criterios especificados. El sistema de planificación consigue una distribución de dosis óptima en la zona de posible solapamiento de arcos, no superándose en ningún punto el 107% de la dosis prescrita.

Conclusion:

Nuestra técnica de irradiación craneoespinal con VMAT es dosimétricamente óptima, con buenos índices HI y CI.

La homogeneidad en la distribución de dosis obtenida con la técnica VMAT a lo largo de todo el eje craneoespinal hace el tratamiento más seguro.




180
270
0

ID: 01088
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

VALORES DE REFERENCIA DOSIMÉTRICOS EN TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA CON RAPIDARC EN UN ACELERADOR TRUEBEAM

JUAN CASTRO NOVAIS[1] , SHEILA RUÍZ MAQUEDA[1] , EDUARDO PARDO PÉREZ[2] , MARIA YOLANDA MOLINA LÓPEZ[1] , HUGO PEREZ GARCÍA[1] , FELIPE COUÑAGO LORENZO[1] , FRANCISCO JOSÉ MARCOS JIMENEZ[1] , XESUS GONZALEZ SOTO[1]

1) HOSPITAL UNIVERSITARIO QUIRONSALUD MADRID 2) HOSPITAL UNIVERSITARIO LUCUS AUGUSTI

OBJETIVO

El objetivo del trabajo fue calcular los valores de referencia de ciertos parámetros dosimétricos para el volumen blanco (PTV de sus siglas en ingles) y los órganos de riesgo que permitan valorar de forma objetiva los histogramas dosis volumen (HDV) de pacientes con cáncer de próstata en nuestro centro.

MATERIAL Y MÉTODO

Para establecer los valores de referencia se analizaron retrospectivamente los planes de tratamiento de 112 pacientes con cáncer de próstata. Se adquirieron imágenes tomográficas de los pacientes mediante resonancia magnética (RM) Signa Pioneer 3T de GE (Fairfield, EEUU) y escáner (TC) Discovery PET/CT 600 de GE. Se hizo un registro sólido entre las imágenes de RM y TC para contornear los órganos de riesgo (vejiga, recto, cabezas femorales y bulbo del pene) y el PTV. El volumen de PTV se obtuvo al aplicar un margen de 7 mm a la próstata en todas las direcciones salvo en la posterior donde el margen fue de 5 mm. Se prescribió una dosis de 70.20 Gy normalizado a la dosis media del PTV en 26 fracciones. Los pacientes se trataron en un acelerador Truebeam STx (Varian Medical Systems (VMS), Palo Alto, California) con colimador micromultilámina Millenium 120HD. Los planes de tratamiento se diseñaron con el sistema de planificación Eclipse v11.0.47 (VMS) utilizando 1 o 2 arcos de RapidArc.

Se registraron en todos los pacientes las unidades de monitor y los valores de los siguientes parámetros en los órganos de riesgo y PTV:

- Volumen de la estructura.
- Dosis mínima, máxima, media y mediana.
- D98 y D2 definidos como las dosis máximas que reciben el 98% y 2% del volumen, respectivamente.
- V20, V50, V90, V95, V100 y V105 definidos como los volúmenes relativos del órgano considerado que reciben el 20, 50, 90, 95, 100 y 105 de la dosis relativa de prescripción.

Con los valores promedio de los parámetros dosimétricos considerados se crea el HDV promedio de los pacientes.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las unidades de monitor totales promedio de los planes de tratamiento fueron 901 ± 102.

En la Tabla 1 se presentan los valores promedio y las desviaciones estándar (k=1) para el PTV y los órganos de riego de los 112 pacientes analizados. Estos valores promedio se representan en el HDV de la figura 1. El conocimiento de estos valores nos permite establecer un estado de referencia para este tipo de tratamientos en nuestro centro. Desviaciones grandes con respecto a los valores de referencia en el diseño de un plan de tratamiento justifican una revisión exhaustiva del plan en busca de las posibles razones. De esta forma la implementación de valores de referencia en PTV y órganos de riesgo permite detectar posibles fallos en el diseño

de los planes y facilitar la decisión en la aprobación de los planes de tratamiento. Asimismo, estos valores de referencia permiten la comparación de este tipo de tratamientos entre distintos centros o distintas técnicas.

CONCLUSIONES

En este trabajo hemos calculado los valores de referencia para el PTV y los órganos de riesgo de pacientes tratados de cáncer de próstata con RapidArc en un acelerador Truebeam STx. El conocimiento de estos valores establece el estado de referencia inicial para este tipo de técnica en nuestro centro, facilita la comparación objetiva de los planes de tratamiento y la detección de posibles problemas en los planes de tratamiento.

	Volumen	Dmin	D98	mediana	media	D2	Dmax	V20	V50	V90	V95	V100	V105
PTV	179 ± 50	63,0 ± 1,6	68,1 ± 0,4	70,2 ± 0,0	70,2 ± 0,0	71,6 ± 0,2	73,6 ± 0,6	100,0 ± 0,0	100,0 ± 0,0	100,0 ± 0,0	99,7 ± 0,1	54,6 ± 1,2	0,0 ± 0,0
Recto	31 ± 84	2,4 ± 1,2	3,1 ± 1,5	19,8 ± 6,8	26,0 ± 4,5	69,8 ± 1,7	72,6 ± 0,9	60,4 ± 12,7	30,5 ± 7,8	8,8 ± 3,1	6,4 ± 2,7	2,3 ± 1,8	0,0 ± 0,0
Vejiga	340 ± 157	1,5 ± 1,0	2,0 ± 1,3	11,5 ± 8,1	19,9 ± 6,8	70,2 ± 1,1	72,8 ± 0,6	42,9 ± 16,7	22,1 ± 9,4	8,3 ± 4,0	6,6 ± 3,4	3,0 ± 1,7	0,0 ± 0,0
Cabezas femorales	179 ± 30	1,0 ± 0,8	1,4 ± 1,2	14,4 ± 3,1	14,0 ± 2,6	34,7 ± 4,5	34,8 ± 5,1	50,8 ± 14,4	0,0 ± 1,2	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0	0,0 ± 0,0
Bulbo Pene	2,7 ± 1,6	7,1 ± 6,0	7,8 ± 7,0	13,4 ± 17,5	15,1 ± 12,5	30,0 ± 22,5	33,7 ± 23,9	48,0 ± 35,1	11,0 ± 22,1	2,1 ± 7,4	1,3 ± 4,5	0,2 ± 1,1	0,0 ± 0,0

Tabla 1. Valores medios y desviaciones estándar (k=1) de los órganos de riesgo y PTV de 112 pacientes con cáncer de próstata tratados en

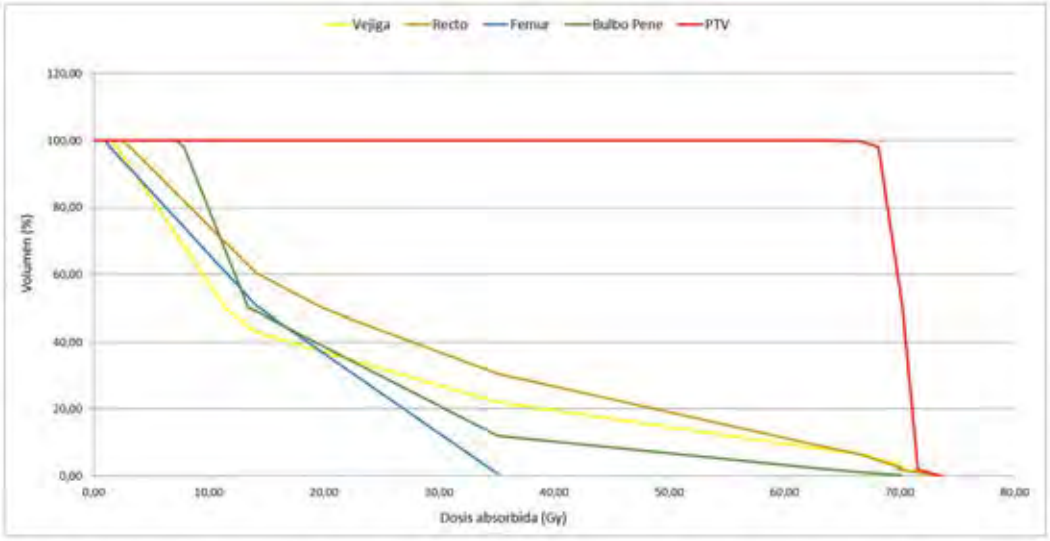


Figura 1. Histograma Dosis Volumen con los valores promedio de 112 pacientes con cáncer de próstata tratados en el acelerador Truebeam.

ID: 01148
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Diseño de un nuevo aplicador mediante cálculo Monte Carlo para Braquiterapia de Intensidad Modulada

Hugo Pérez-García[1] , Iago José González Vecín[2]

1) Hospital Universitario QuirónSalud Madrid 2) Royal Surrey County Hospital NHS

Objetivos

La Braquiterapia de Intensidad Modulada (*Intensity Modulated Brachytherapy*, IMBT) es una técnica que consiste en colimar una fuente radiactiva para obtener distribuciones de dosis en el volumen objetivo (*Plan Target volumen*, PTV) con forma asimetrica. A su vez, se permite la libertad de giro para modular la intensidad de radiación que se imparte radialmente.

En este trabajo se diseña un aplicador con un colimador de dichas características y se obtiene la distribución de dosis resultante mediante cálculo Monte Carlo (MC).

Material y Método

Diseño del aplicador

El colimador que se emplea (Fig.1) es una vaina de tungsteno con forma de capsula. Contiene una rendija de 15º en el eje transversal y de la misma longitud que la parte activa de la fuente (3,5 mm) para que deje salir un haz de radiación. Se crean dos colimadores de distinto grosor con paredes de W de 6 mm y 10 mm (llamados «fino» y «grueso» en adelante), con masas de 41 y 140 g. Todo el sistema estaría dentro de una capsula de plástico.

Validación de la fuente.

Se modela la fuente de alta tasa de 192Ir GammaMed Plus de Varian Medical Systems, (Palo Alto, California, EEUU) con el módulo PENGEOM de PENELOPE v.11 (Universidad de Barcelona) siguiendo las recomendaciones internacionales AAPM y ESTRO del Grupo de Trabajo de Dosimetría de Fuentes de Braquiterapia de Alta Energía (*High Energy Brachytherapy Source Dosimetry working group*, HEBD). Se realizan varias simulaciones con la fuente en aire y en agua, para obtener la tasa de *kerma* en aire a un metro y la distribución de dosis en agua con diferentes resoluciones espaciales. Se procesan los datos para obtener las funciones que caracterizan la fuente según el TG43. Por último, se comparan los datos obtenidos con la bibliografía.

Simulación del aplicador

Se realiza una simulación de $1{,}45 \cdot 10^8$ historias para el colimador fino y $1{,}08 \cdot 10^8$ para el grueso, manteniendo los mismos parámetros de simulación de la fuente en agua, pero creando una zona de split 2 a 4 cm de la fuente para reducir la varianza en las zonas lejanas. Se utiliza un *tally* para obtener la distribución espacial de dosis en coordenadas cartesianas, con de 3x3x3 mm para el colimador fino, y de 2x2x2 mm para el colimador grueso. Definimos el factor de blindaje $?_b$ como el cociente entre la tasa de dosis a 2 cm de la fuente en el extremo contrario a la apertura y la tasa de dosis de la fuente en agua a la misma distancia. Por último, se normaliza los resultados para una fuente de *kerma strengh* de 25000 U (aproximadamente 6,2 Ci).

RESULTADOS Y DISCUSION

Validación de la fuente.

La constante de tasa de dosis que se obtiene es de 1,13 ± 0,06 cGy h^{-1} U^{-1}, un 1% superior al valor de consenso para dicha fuente. La función radial y la función de anisotropía se pueden ver representadas en las gráficas de la figura 1. Se obtienen valores similares a los que se pueden encontrar en la bibliografía.

Simulación del aplicador

El factor de blindaje obtenido para el colimador fino y grueso es 0,172 y 0,066 respectivamente. En la figura 2 se comparar la tasa de dosis con el colimador respecto a la fuente en agua sin colimador: aumenta la tasa en la zona central debido a la componente retrodispersa, en la parte negativa del eje disminuye drásticamente debido al blindaje, y que en la parte positiva donde llega la radiación directa, disminuye por falta de equilibrio lateral.

Este colimador de IMBT es de pequeña dimensión y ligero, lo que permitirá tratar lesiones intracavitarias de difícil acceso, como el esófago o la laringe.

Conclusiones

En este trabajo se ha diseñado y calculado mediante el método MC un aplicador para IMBT, con dos colimadores que producen distribuciones radiales asimétricas de dosis. Se puede ver la aplicación clínica de este aplicador en el trabajo: “Desarrollo de un algoritmo de optimización y cálculo para Braquiterapia de Intensidad Modulada”

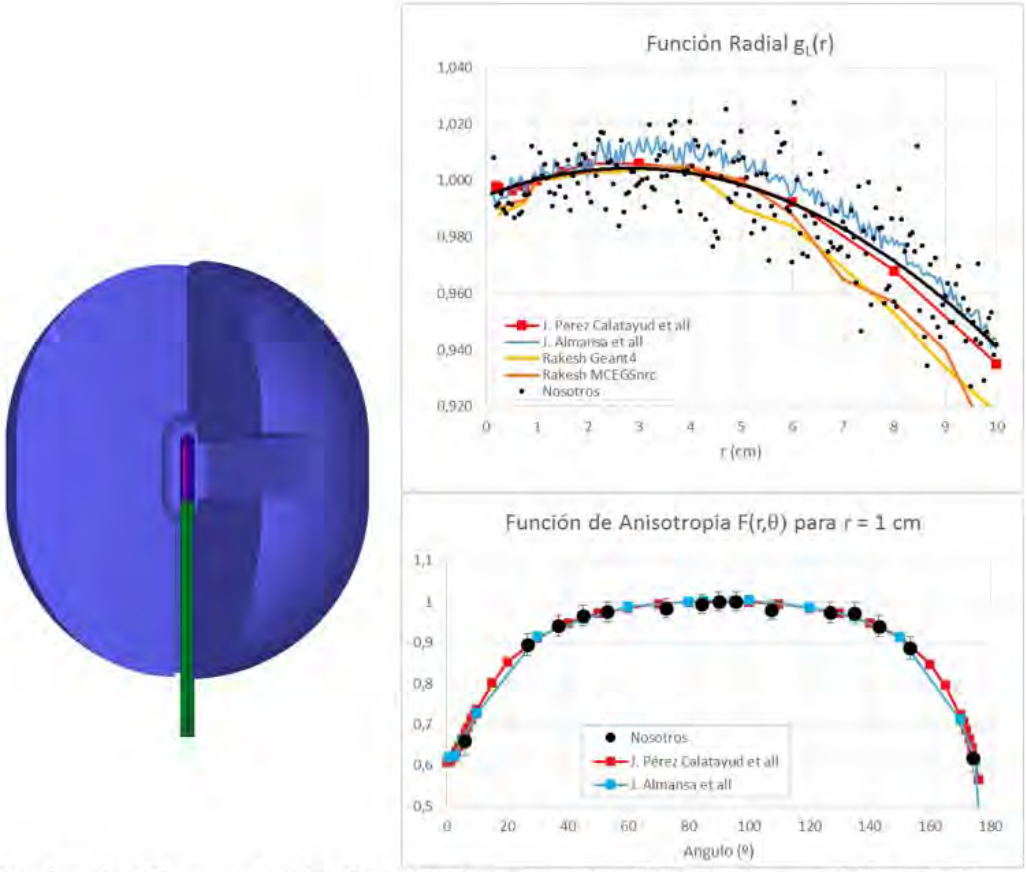


Fig.1 – (Izq) Representación del colimador grueso (azul claro) al que se le ha quitado una cuña para mejorar la visualización. Se aprecia la fuente en su interior (con material activo de color morado) y la apertura a la derecha. (Der.Sup.) Función Radial: Dado que los datos tiene mucha dispersión, se añade una línea de ajuste polinómica (negra) para comparar con la bibliografía: J.Pérez Calatayud et all (Med. Phys. 39, 2904 (2012)), J. Almansa et all (Rev Fis Med 2011;12(3):159-168) y Rakesh (J Cancer Res Ther. 2011 Jan-Mar;7(1):29-34) . (Der.Inf.) Función de Anisotropía para r=1 cm.

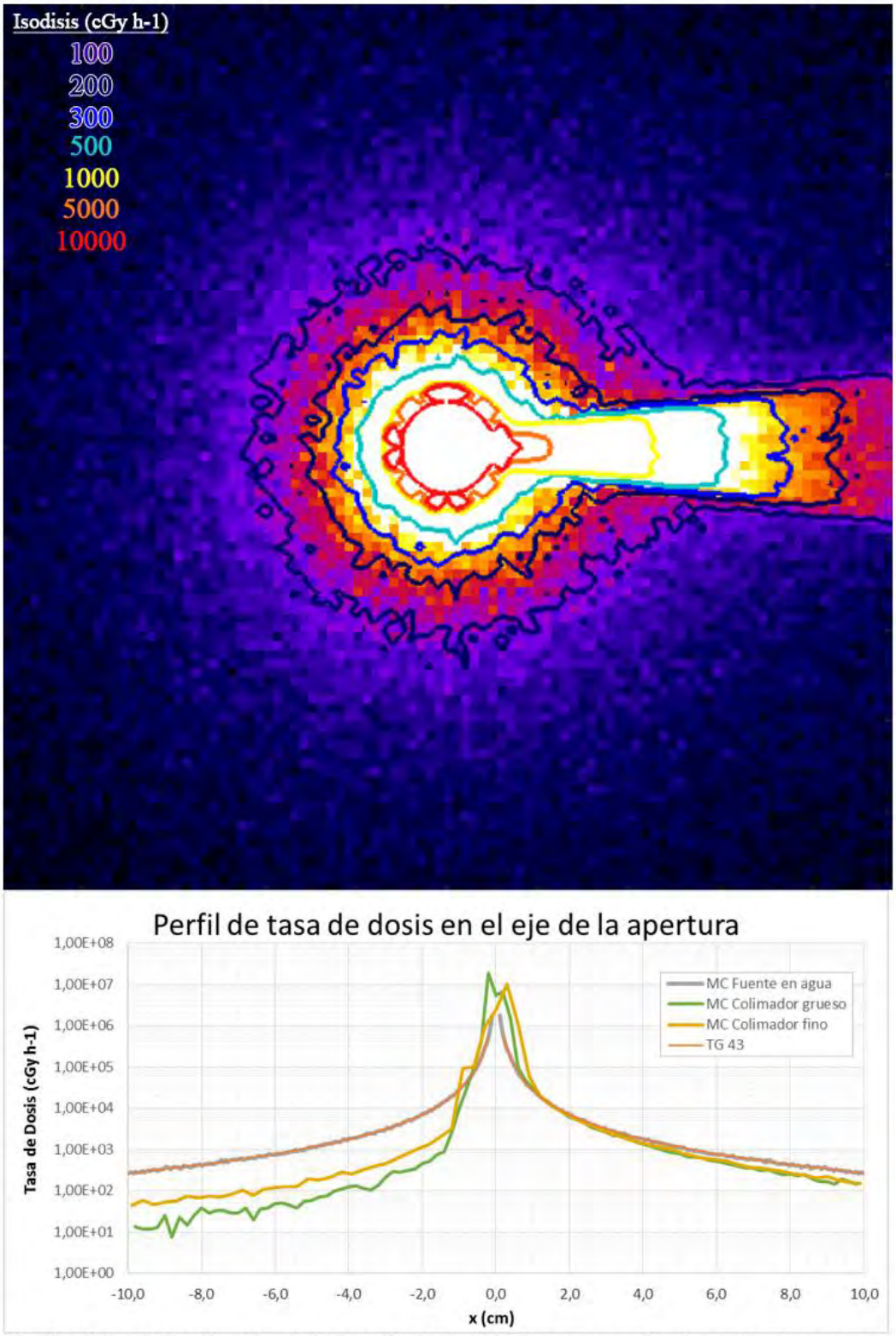


Fig. 2.- (Sup.) Distribución de la tasa de dosis del plano perpendicular z=0 en un mapa bidimensional para el aplicador grueso, con isodosis de 100, 200, 300, 500, 1000, 5000 y 10000 cGy h-1. (Inf.) Perfil de tasa de dosis para el colimador fino y grueso en el eje

ID: 01201
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Procedimiento de planificación de tratamientos de Irradiación Corporal Total en Tomoterapia

Miguel Ángel Díez Gallego[1] , Sofía García Repiso[1] , Javier Sánchez Ruipérez[1] , Jorge Hernández Rodríguez[1] , Álvaro A. Fernández Lara[1] , Noelia Suárez Álvarez[1] , Carlos Martín Rincón[1]

1) Servicio de Radiofísica y P. R. Complejo Asistencial de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca

Objetivos

La Tomoterapia, por su geometría (irradiación helicoidal y desplazamiento simultáneo de la camilla) resulta idónea para tratar volúmenes de gran longitud. La técnica de irradiación corporal total (ICT) cumple este requerimiento. La ICT en tomoterapia mejora la homogeneidad de las distribuciones de dosis en el PTV y el cumplimiento de las restricciones en órganos de riesgo (OR), con respecto a los linac convencionales. El contorneo, planificación y verificación dosimétrica requiere una serie de consideraciones especiales. En este trabajo, se describen las etapas del tratamiento que siguen estos pacientes en nuestro centro.

Material y métodos

El planificador de tomoterapia permite realizar planes con un PTV de hasta 160 cm de longitud. Sin embargo, el recorrido práctico de la camilla no supera 135 cm. Esto restringe el uso de la técnica a pacientes pediátricos.
Los inmovilizadores son una espuma de fijación (*Moldcare*) y máscara termoplástica hasta hombros. Los marcadores de origen se sitúan en la parrilla costal para reducir el recorrido desde los láseres hasta la posición inicial, permitiendo una longitud de tratamiento mayor. Se tatúan marcas de alineación adicionales en cabeza y pelvis para el alineamiento con el láser sagital. El paciente se posiciona en la posición más craneal posible.
Los contornos primarios son el cuerpo (Body), pulmones y cristalinos. Se crea un margen interno de 5 mm a los pulmones, para evitar la infradosificación de la pared costal (PlanPulmones). El volumen objetivo se forma restando 2 mm a la estructura Body (PlanPTV), para no incluir la zona de *build-up* en la optimización, así como los pulmones y cristalinos. Por último, se crea un PTV adicional, con menor prioridad, añadiendo un margen exterior de 1 cm al cuerpo (Body+1 cm). Así aumenta la fluencia a su alrededor, minimizando el impacto dosimétrico de los errores de posicionamiento.
Se ajusta la altura del paciente para que el isocentro virtual se sitúe a mitad de altura del cuerpo en la región torácica. Su posición longitudinal debe ser más caudal que las marcas del origen. El límite de separación entre el isocentro virtual y el origen es de 15 cm para no limitar el recorrido de la camilla.
El tamaño de campo es de 5 cm con mordazas dinámicas, el factor de modulación 1.8 y el pitch 0.413. El tiempo de tratamiento por sesión es del orden de 20 minutos.
Los volúmenes objetivo son Body+1 cm y PlanPTV (prescripción de 12 Gy), y PlanPulmones (8 Gy) con cubrimientos del 95% volumen-95% dosis. Los cristalinos se consideran OR y se bloquean direccionalmente.
En el control de calidad pre-tratamiento se compara la distribución planificada y medida con radiocrómica para 3 planes de verificación (DQA) generados para cabeza, tórax y abdomen y se mide la dosis absoluta. Se determina la distancia longitudinal desde el plano del isocentro virtual al centro del maniquí de DQA con las herramientas del planificador.

Resultados

De la aplicación del procedimiento se derivan las siguientes consideraciones:
Debido a la duración del tratamiento la mayoría de los casos requieren sedación.
Tras posicionar al paciente, se recomienda hacer el recorrido completo de la camilla para comprobar que vías, catéteres y cables no se dañan.
Los valores del índice gamma más altos se encuentran en el cuello. Esto se debe a que el periodo del gantry es constante, y al ser menor el tamaño de esta zona, el tiempo de lámina abierta (LOT) es muy pequeño, aumentando la incertidumbre en el cálculo de dosis.
La generación de una DQA idéntica al plan antes del tratamiento (con la camilla e inmovilizadores en posición de tratamiento), permite asegurar que no se excede el rango de desplazamiento y adoptar medidas correctoras previas a la primera sesión.

En caso de que la longitud del MVCT previo a una sesión exceda el límite programable, se aumentará el pitch.

Conclusión

La planificación de TBI pediátricas en Tomoterapia requiere procedimientos de contorneo, planificación y verificación específicos.

ID: 01228
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

INFLUENCIA DE LA PERDIDA DE PESO EN TRATAMIENTO DE CABEZA Y CUELLO CON TÉCNICA VMAT

Vicente Puchades Puchades[1] , Alfredo Serna Berná[1] , Fernando Mata Colodro[1] , David Ramos Amores[1] , Noelia Martínez Cozar[1] , Alejandro Jiménez Martínez[1]

1) Hospital General Universitario Santa Lucia. Servicio de Radiofisica y protección Radiológica. Cartagena. Murcia

OBJETIVO:

Los pacientes oncológicos sufren a menudo perdidas de peso a lo largo de su tratamiento. Estas pérdidas de peso comprometen la calidad del tratamiento radioterápico.

Este trabajo trata de investigar cual es el efecto en dosimétrico en los OARs y PTVs de la pérdida de peso en tratamiento de cabeza y cuello (ORL) con técnica VMAT (Volumetric Arc Therapy Technique)

MATERIAL Y METODOS:

A un conjunto de 4 pacientes reales tratados se les simuló perdidas de peso consistentes en reducir el contorno exterior del cuerpo de forma uniforme. Se estudiaron variación de 4 mm y 8 mm en el diámetro del paciente. Los 4 pacientes fueron tratados con técnica VMAT y energía de 6MV en un acelarador Varian iX dotado con Cone Beam CT para el posicionamiento diario de los pacientes.

Los 4 pacientes de ORL fueron tratados con un esquema de tratamiento de 30 sesiones con 3 volúmenes: PTV-H a 66Gy, PTV-I a 60Gy y PTV-L a 54 Gy, estudiando los HI para cada volumen y paciente.

Se estudiaron los siguientes parámetros dosimétricos: Dosis media en los PTVs, LA mediana de dosis en los PTVs, Indice de Homogeneidad (HI) definido según el ICRU, Dosis Máxima a 0,01 cm^3 de PRV de la médula ósea y la dosis media a las glándulas parótidas.

Los 4 pacientes de ORL fueron tratados con un esquema de tratamiento de 30 sesiones con 3 volúmenes: PTV-H a 66Gy, PTV-I a 60Gy y PTV-L a 54 Gy, estudiando los HI para cada volumen y paciente.

Se adaptaron los diferentes PTVs de acuerdo a la reducción del contorno del paciente, exigiendo siempre una distancia al contorno exterior de 3mm. No se consideraron variaciones de los OARs (PRV medula osea, glándulas parótidas).

RESULTADOS:

La dosis media y la mediana de dosis de los PTVs aumentó como máximo un 5% y el índice de homogeneidad empeoró según perdía contorno el paciente. En la figura 1 se puede observar como aumenta la dosis media y mediana al disminuir el diámetro del contorno de un paciente y en la figura 2 se representa la variación de los valores del índice de homogeneidad según se pierde diámetro en el paciente.

Sin embargo en ningún caso estudiado la D_{max} del PRV de médula empeoró más de un 3%.

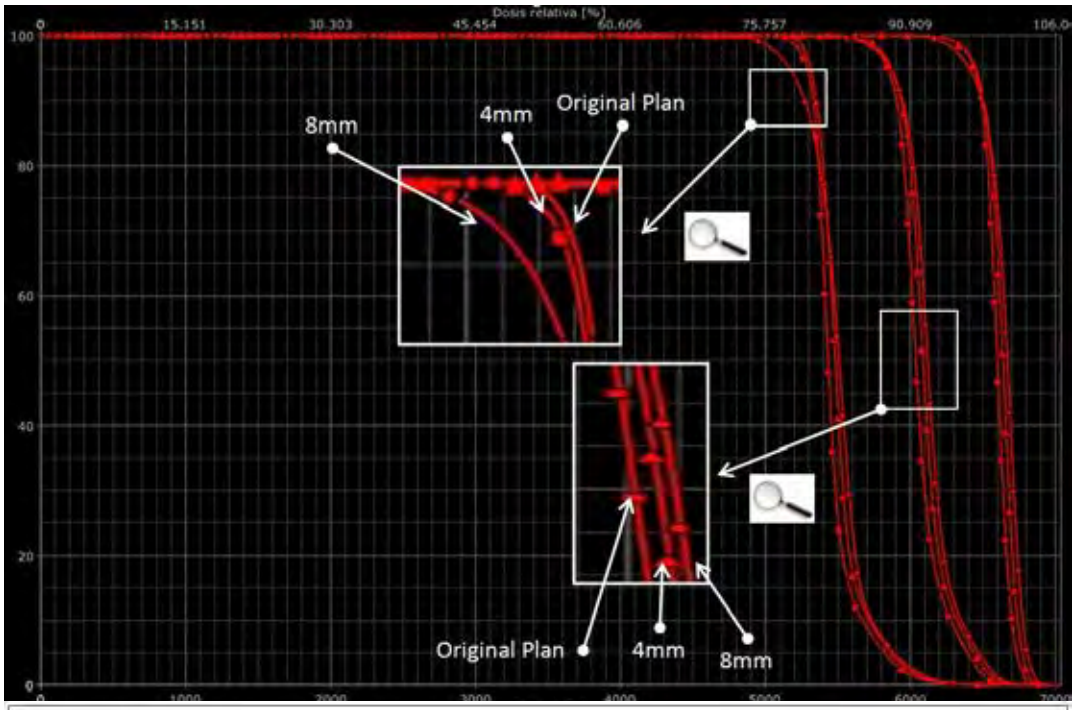
La dosis media a parótidas descendió (hasta un 10%) al disminuir el contorno, seguramente porque el build-up se produce sobre ellas..

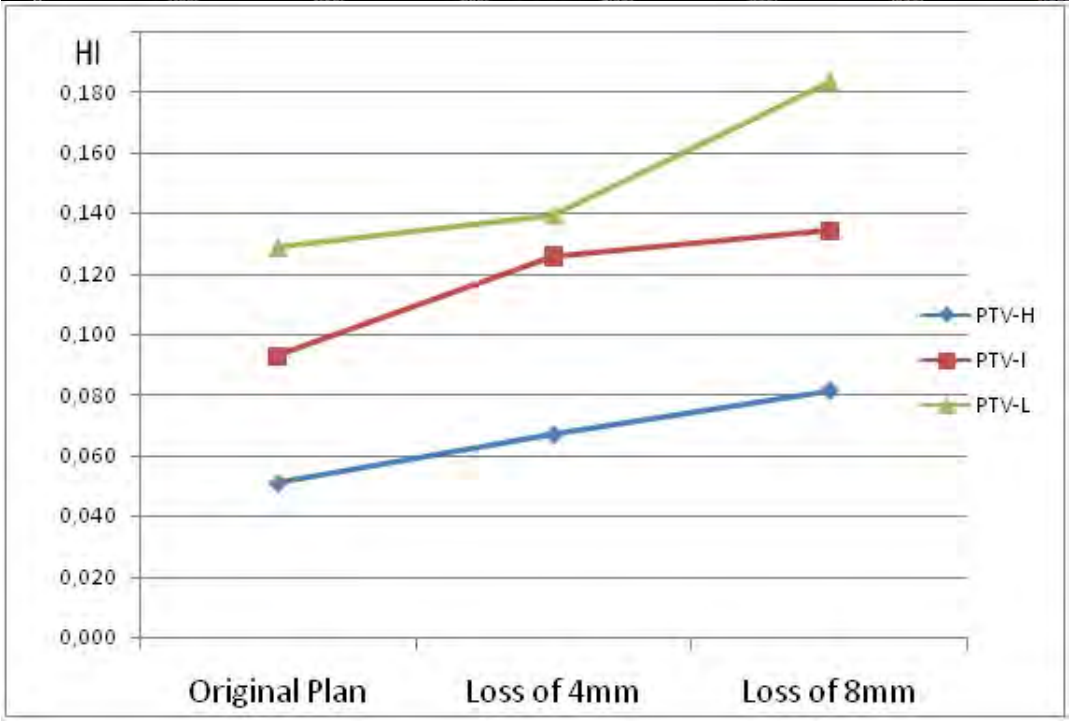
CONCLUSIONES:

La pérdida de peso no afecta críticamente a los OARs.

Para PTVs se produce un empeoramiento generalizado de los Índices de Homogeneidad y un aumento de la Dosis media y mediana de cada PTV según se reduce el contorno.

En nuestro centro se realiza un CBCT diario para el posicionamiento, el cual también actúa como “avisador” para realizar una resimulación si se detectan variaciones superiores a 8mm en diametro del contorno del paciente de ORL.





ID: 01272
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Mejora continua de las distribuciones de dosis en próstata de bajo riesgo

MªAurora Vicedo González[1] , Maria Trinitat García Hernández[1] , Luis Brualla González[1] , Jorge Pastor Peidro[2] , Jose López Torrecilla[2] , Domingo Granero Cabañero[1] , Laura Parreño Romeu[2] , Begoña Bordería Navarro[1] , María Amparo Salvador Montaño[1]

1) Servicio de Radiofísica ERESA - Hospital General de Valencia 2) Servicio de Oncología Radioterápica ERESA - Hospital General de Valencia

Objetivo

El objetivo de este estudio es caracterizar, en las planificaciones de cáncer de próstata de bajo y medio grado, las variaciones dosimétricas dentro de una misma técnica; Radioterapia de Intensidad modulada (IMRT) y Arcoterapia volumétrica modulada (VMAT); y correlacionar dichas variaciones con la anatomía del paciente con el fin de establecer valores de referencia en los histogramas dosis-volumen y obtener planificaciones más optimizadas y homogéneas dentro de nuestro servicio. Una vez obtenidos los niveles de referencia se estudia si existen beneficios dosimétricos al pasar de una técnica de IMRT a VMAT.

Material y Métodos

Se revisan retrospectivamente todas las planificaciones de próstata de bajo y medio grado tratadas en el TrueBeam 2.0 (Varian Medical Systems) desde julio del 2014 hasta diciembre de 2016 (43 planificaciones de IMRT y 96 planificaciones de VMAT).

El oncólogo radioterápico contorneó la glándula prostática (CTVpróstata), las vesículas seminales (CTVvesículas), vejiga, recto, cabezas femorales y bulbo en el CT de planificación. Se generó el PTV añadiendo un margen de 6 mm al CTVpróstata y $CTV_{vesículas}$. La dosis de prescripción fue de 75.4 Gy al PTVpróstata y 65.2 Gy al PTVvesículas en 29 sesiones.

El sistema de planificación utilizado en todas las planificaciones fue Pinnacle® v.9.10 (Phillips). En todos los casos se cumplían los criterios RTOG0415. Los planes de IMRT se planificaron utilizando un optimizador de apertura directa (DMPO) y una técnica de nueve campos, y en las planificaciones de VMAT se empleó el optimizador SmartArc de Pinnacle.

En cada uno de los planes de IMRT y VMAT se evaluaron los histogramas dosis-volumen (HDV), dosis media del volumen blanco y de órganos de riesgo (recto y vejiga), puntos dosis-volumen ($D_{95\%}$, $D_{5\%}$ del $PTV_{próstata}$; $D_{35\%}$, $D_{15\%}$, $D_{50\%}$, $D_{2\%}$ del recto; $D_{25\%}$, $D_{35\%}$, $D_{50\%}$ y $D_{2\%}$ de la vejiga; $D_{10\%}$ de las cabezas femorales; el índice de conformidad (CI),e índice de homogeneidad (HI), las unidades monitor (UM) y el tiempo de tratamiento. Se calculó la mediana de estos parámetros para cada una de las técnicas y se correlacionó con los volúmenes de los órganos de riesgo y la intersección de éstos con el PTV: volumen de intersección con la vejiga (V_{iv}); volumen

intersección con el recto (V_{ir})). Las comparaciones dosimétricas entre las dos técnicas se analizaron mediante un test de t-Student. Los resultados se consideraron significativos para un nivel de $p < 0.05$.

Resultados

De nuestros resultados se obtuvo una correlación entre el volumen del recto, vejiga y sus respectivas intersecciones con el PTV y la dosis recibida por estos órganos.

Basándonos en nuestros resultados dosimétricos podemos concluir que la técnica de VMAT no presenta diferencias significativas en cuanto a cubrimiento del PTV, pero sí que muestra una mejor conformidad y uniformidad. La dosis en recto y cabezas femorales es significativamente inferior en las planificaciones con VMAT. Se observa una disminución de la dosis en recto y cabezas femorales en el tiempo debido a la curva de aprendizaje. En el caso de la vejiga las diferencias encontradas no son significativas.

El número de UM aumentó un 29% y el tiempo de tratamiento disminuyó un 56% al pasar de la técnica de IMRT a VMAT.

Se presentan la Tabla1 y Gráfica1 a modo de ejemplo de los resultados.

Conclusión

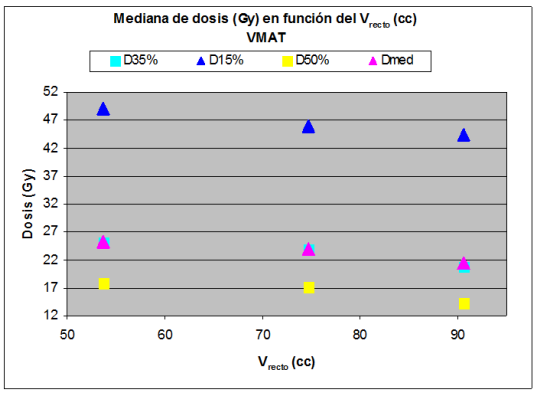
La técnica de VMAT presentó resultados dosimétricos comparables o superiores a la IMRT tanto en el volumen de tratamiento como en los órganos de riesgo que validan el uso de esta técnica.

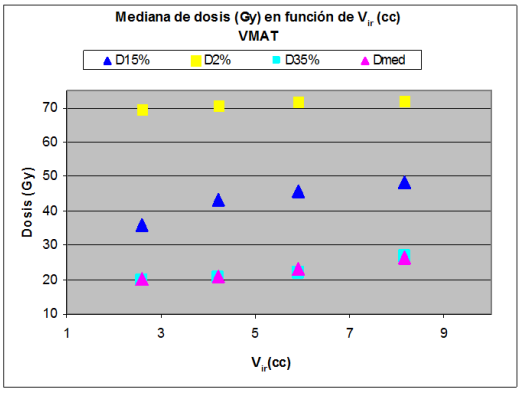
Las técnicas actuales nos permiten obtener distribuciones de dosis que, en la mayoría de los casos, cumplen los criterios clínicos. Por otro lado, la variabilidad en la anatomía del paciente también condiciona la distribución de dosis por lo que se genera la necesidad de establecer unos criterios que permitan evaluar las distribuciones de dosis teniendo en cuenta los mejores resultados obtenidos con la técnica previa y considerando la anatomía del paciente.

	VMAT		IMRT	
	Mediana		*Mediana*	
Recto		***cc***		***cc***
V_{recto}	73	39 -160	74	41 - 151
V_{ir}	5	1 - 12	6	3 - 11
$\%_{VirVrecto}$	7%	2 - 15 %	8%	3 - 18%
		Gy		***Gy***
$D_{15}\%$	47.5	24.9 - 64.8	51.5	28.6 - 64.5
$D_{35}\%$	23.8	10.7 - 46.2	29.8	15.7 - 42.9
$D_{50}\%$	16.5	5.8 - 33.5	20.8	7.8 - 31.4
$D_{2}\%$	71.4	62.9 - 79.0	72.0	67.7 - 78.1
D_{med}	23.7	12.8 - 38.0	26.4	17.0 - 37.0
Vejiga				
		cc		***cc***
V_{vejiga}	110	42 -340	130	50 - 300
V_{iv}	13	4 - 33	13	6 - 40
$\%_{Viv/Vvejiga}$	11%	3 - 34 %	10%	4 - 27 %
Vejiga (V<110cc)		***Gy***		***Gy***
$D_{25}\%$	58.6	41.7 - 74.5	56.9	44.2 - 70.9
$D_{35}\%$	53.8	31.6 - 72.8	50.5	33.9 - 69.0
$D_{50}\%$	33.6	11.9 - 59.4	32.7	15.1 - 59.0
$D_{2}\%$	77.8	67.9 - 79.7	77.7	75.8 - 81.8
D_{med}	37.7	25.1 - 55.1	38.0	27.0 - 53.4
Vejiga (>110cc)		***Gy***		***Gy***
$D_{25}\%$	42.5	13.7 - 70.4	41.9	44.2 - 71.0
$D_{35}\%$	36.8	9.0 - 64.6	35.1	8.6 - 64.9
$D_{50}\%$	17.3	3.6 - 46.6	21.7	3.7 - 48.9
$D_{2}\%$	77.1	64.5 - 79.6	77.5	89.9 - 80.9
D_{med}	25.8	13.3 - 45.5	28.8	14.5 - 39.2
Fémur derecho		***Gy***		***Gy***
$D_{10}\%$	32.6	21.5 - 52.0	35.6	17.7 - 48.0
Fémur izquierdo				
$D_{10}\%$	29.9	19.4 - 49.5	35.6	24.8 - 46.0
Tiempo tratamiento		***s***		***s***
	82	66 - 101	187	129 - 366
UM	706	518 – 910	574	452 - 735
CI	1.00	1.00 - 1.12	1.11	1.01 - 1.16
HI	0.07	0.04 - 0.1	0.08	0.07 - 1.11

Tabla 1: Mediana y rango de los parámetros dosimétricos analizados.

Figura1: Parámetros dosimétricos en función del volumen del recto y del volumen intersección recto-$PTV_{próstata}$





ID: 01356
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Análisis y estimación de dosis en tratamientos de Radioterapia Adaptativa de pulmón

MÓNICA HERNÁNDEZ HERNÁNDEZ[1] , RUTH RODRÍGUEZ ROMERO[1] , IRMA ZAPATA PAZ[1] , JAIME MARTÍNEZ ORTEGA[1] , MIGUEL CASTANEDO ÁLVAREZ[1]

1) HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DE HIERRO MAJADAHONDA

Objetivo

Los cambios anatómicos producido en el transcurso del tratamiento de Radioterapia puede introducir discrepancias entre la dosis planificada e impartida. Este trabajo analiza las variaciones observadas en tratamientos de cáncer de pulmón no microcíticos, así como la estimación de la dosis administrada.

Material y método

Siete pacientes con cáncer de pulmón de células no pequeñas fueron tratados con Radioterapia Conformada en dos fases: una primera de 44 a 46 Gy calculada a partir de un estudio TC inicial, y una segunda fase de 16 a 20 Gy calculada sobre un TC adquirido durante el tratamiento.

Se han analizado las variaciones de volumen experimentado tanto por el volumen tumoral como por el tejido pulmonar. Asimismo, se ha estimado la dosis total impartida importando el plan inicial en el estudio TC durante el tratamiento, y, también, sumando la dosis recibida por cada órgano en cada fase.

La Figura 1 muestra las distribuciones dosimétricas de ambas fases correspondientes a uno de los casos analizados.

Resultados

Se observa una disminución media del volumen tumoral del 45% en el volumen clínico del tumor (CTV) con un rango entre 16%-87%; y del 46% en el volumen de planificación (PTV) con un 29%-70%, como se recoge en la tabla 1.

En la mayoría de los casos se comprobó la necesidad de adaptar la planificación a un nuevo TC para poder impartir la dosis adecuada para un tratamiento radical de pulmón sin comprometer los órganos de riesgo (principalmente médula y pulmón).

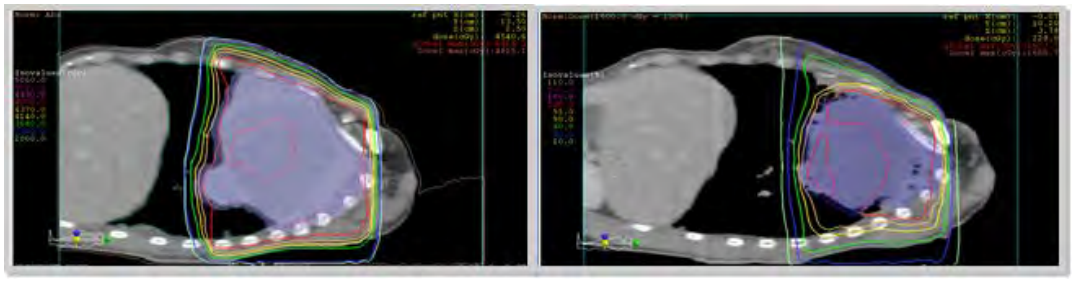
Ambos métodos empleados en la estimación de dosis muestran discrepancias inferiores al 2% en la dosis que recibe el 2% ($D_{2\%}$) de volumen de médula, esófago y corazón. No obstante, la determinación de otros puntos del

histograma dosis-volumen resulta poco fiable con diferencias superiores al 7%, teniendo en cuenta la variación de volumen observada en ambos estudios de imagen.

Conclusiones

Las variaciones anatómicas observadas (de hasta 87% en el CTV) indican la necesidad de adaptar este tipo de tratamiento, haciendo posible la intención radical del mismo en la mayoría de los casos.

Sin embargo, la determinación de la dosis impartida no es trivial. Los métodos de estimación suponen la anatomía invariable durante cada fase del tratamiento, por lo que otra aproximación, basada en registro deformable de imágenes tomográficas adquiridas con mayor frecuencia, sería deseable.



	Volumen (cm^3)					
	Fase 1		Fase 2		Δ	
	CTV	PTV	CTV	PTV	CTV	PTV
Caso 1	291,8	767,4	179,2	472,9	-112,6 / -38,6%	-294,5 / -38,4%
Caso 2	76,3	326,6	47,8	223,8	-28,5 / -37,4%	-102,8 / -31,5%
Caso 3	554,3	1190,6	464,7	684	-89,6 / -16,2%	-506,6 / -42,5%
Caso 4	914	1238,4	115,8	375,7	-798,2 / -87,3%	-862,7 / -69,7%
Caso 5	203,7	631,7	112,3	257,1	-91,4 / -44,9%	-374,6 / -59,3%
Caso 6	1173,4	1605,6	531,2	813,6	-642,2 / -54,7%	-792,0 / -49,3%
Caso 7	407,6	1059,5	257,9	757	-149,7 / -36,7%	-302,5 / -28,6%

ID: 01372
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

CONTROL TUMORAL EN RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA EXTRACRANEAL DE PULMÓN ASOCIADO AL CÁLCULO DE DOSIS

Daniel Zucca Aparicio[1] , Ovidio Hernando Requejo[2] , Pedro Fernández Letón[1] , Carmen Rubio Rodríguez[1]

1) Hospital Universitario HM Sanchinarro 2) Hospital Universitario HM Puerta del Sur

Objetivo:

En este trabajo se ha evaluado el control local en el tratamiento de metástasis pulmonares con radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) debido a las variaciones de los índices dosimétricos $D_{99\%}$ y $D_{50\%}$ asociados al algoritmo de cálculo de dosis, además de sus correlaciones con las dimensiones del campo de radiación, volumen y densidad del PTV.

Material y Métodos:

De una muestra de 47 lesiones se han obtenido los índices $D_{99\%}$ y $D_{50\%}$ calculados con *Pencil Beam* (PB) y Monte Carlo (MC), así como sus diferencias, normalizadas a la dosis de prescripción, en función del cuadrado equivalente promedio, volumen y densidad electrónica relativa a agua de cada una de las lesiones.
Se han empleado fraccionamientos de acuerdo a recomendaciones internacionales en función del volumen de la lesión o su proximidad a estructuras críticas, como 10x7.8 Gy (N=5), 5x10 Gy (N=12), 3x15 Gy (N=4), 3x20 Gy (N=26)
La planificación dosimétrica se ha elaborado en estudios de TC adquiridos en exhalación mantenida, usando haces estáticos coplanares de energía nominal 6 MV mediante un acelerador NOVALIS de BrainLAB y utilizando la técnica de *gating* respiratorio.
El sistema de planificación utilizado ha sido *iPlan RT Dose*, en el que se realiza un cálculo inicial con PB de las unidades monitor (UM) necesarias para que la isodosis de prescripción abarque el volumen de PTV especificado en la planificación, tras lo cual, es posible recalcular las distribuciones de dosis mediante MC.
En la comparación de todos los planes de tratamiento de SBRT se ha mantenido la misma configuración de haces y UM de cada campo. En la evaluación del control local se ha diferenciado entre aquellos pacientes cuyo tratamiento fue calculado con PB (N=30) y MC (N=17).

Resultados:

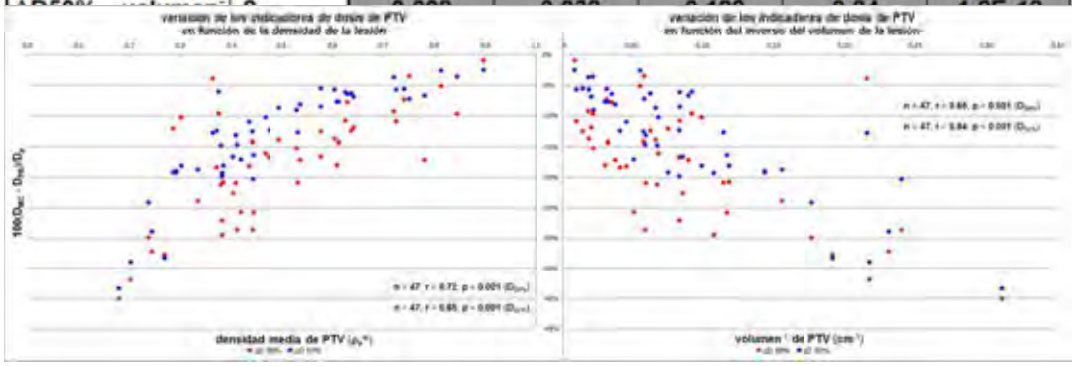
En la tabla 1 se resume la descripción de la muestra, así como las correlaciones lineales de las diferencias dosimétricas en función de las distintas variables consideradas, cada una con su significación estadística.
En la fig. 1 se observa que la diferencia de los índices dosimétricos es mayor para los casos de menor volumen y densidad de PTV, donde los campos de radiación son menores y la presencia de una mayor proporción dentro de

PTV de densidad aire circundando la periferia de CTV con densidad tisular, hace que exista una falta de equilibrio electrónico lateral. Este fenómeno es considerado inadecuadamente en PB, sobrestimando la dosis absorbida por comparación con MC. Estos resultados presentan una gran dispersión, debido a que la ubicación de la lesión en el seno del pulmón es un factor determinante, además del volumen o densidad, considerando que lesiones próximas a mediastino o pared costal conllevarán diferentes espesores radiológicos asociados a los haces de tratamiento.
El control local en aquellos pacientes planificados con PB presenta una tasa de progresión del 20%, mientras que esta tasa es nula en aquellos planificados con MC.

Conclusión:

El cálculo de dosis mediante algoritmos más precisos en presencia de heterogeneidades tisulares revela valores de cobertura insuficientes en la lesión respecto a los obtenidos con algoritmos más limitados en estas situaciones. Estos resultados muestran niveles de discrepancia susceptibles de condicionar los resultados clínicos, dado que diferencias de dosis del orden de 5% a 10% pueden producir cambios de la probabilidad de control tumoral de 10% a 20%. Por tanto, desde el punto de vista del control tumoral, los resultados del estudio ponen de manifiesto el hecho de que el algoritmo PB no debería emplearse en los cálculos de dosis para el tratamiento de lesiones pulmonares mediante SBRT.
De acuerdo con Guckenberger *et al*., la curva de dosis-respuesta presenta un *plateau* cerca de 100 Gy de Dosis Biológica Equivalente (BED) con un a/b de 10 Gy para tumor, de modo que mientras la reducción en la dosis calculada con corrección de heterogeneidad mediante MC presente valores de BED superiores a 100 Gy, la probabilidad de control tumoral seguirá siendo adecuada.

N = 30	PB					
	S_{EQ} (mm)	volumen	volumen^{-1}	ρ^{W}_{PTV}	ΔD 99%	ΔD 50%
Media	34,68	19,963	0,090	0,482	-20,3%	-13,8%
Mediana	33,60	15,731	0,064	0,443	-18,2%	-12,5%
Rango	28,51	92,273	0,295	0,664	32,7%	34,9%
Mínimo	23,06	3,215	0,016	0,180	-40,0%	-38,4%
Máximo	51,57	95,488	0,311	0,845	-7,3%	-3,6%
N = 17	MC					
	S_{EQ} (mm)	volumen	volumen^{-1}	ρ^{W}_{PTV}	ΔD 99%	ΔD 50%
Media	36,28	24,319	0,086	0,515	-13,2%	-12,0%
Mediana	34,08	11,979	0,083	0,475	-11,9%	-9,1%
Rango	38,41	90,862	0,206	0,628	31,8%	30,7%
Mínimo	24,29	4,626	0,010	0,269	-32,7%	-33,2%
Máximo	62,70	95,488	0,216	0,897	-0,9%	-2,5%
TOTAL						
N = 47	m_2	m_1	b	r	p	
D99% MC - D99% PB		0,655	0,172	0,51	2,7E-04	
ΔD99% - volumen^{-1}		-0,854	-0,102	0,66	5,0E-07	
ΔD99% - S_{EQ}		0,006	-0,401	0,62	2,7E-06	
ΔD99% - ρ^{W}_{PTV}		0,359	-0,355	0,72	1,3E-08	
D50% MC - D50% PB		0,659	0,238	0,56	4,1E-05	
ΔD50% - volumen^{-1}		-1,018	-0,042	0,84	2,5E-13	
ΔD50% - S_{EQ}		0,007	-0,379	0,74	3,1E-09	
ΔD50% - ρ^{W}_{PTV}		0,399	-0,328	0,85	4,1E-14	
ΔD99% - volumen^{-1} ρ^{W}_{PTV}	0,303	-0,096	0,058	0,77	7,1E-08	
ΔD99% - volumen^{-1} S_{EQ}	0,003	-0,571	-0,225	0,68	1,3E-06	
ΔD50% - volumen^{-1} ρ^{W}_{PTV}	0,282	-0,027	0,071	0,93	2,6E-17	



ID: 01395
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Evaluación de la Arcoterapia Modulada frente a técnicas estáticas

Joan Roselló i Ferrando[1] , Rafael Arrans[2] , Trinitat Garcia Hernandez[1] , Aurora Vicedo Gonzalez[1] , Luis Brualla Gonzalez[1] , Domingo Granero Cabañero[1]

1) Servicio de Radiofisica-ERESA Hospital General Universitario de Valenica 2) Servicio de Radiofisica Hospital Virgen Macarena de Sevilla 3) Departamento de Fisiologia Universidad de Valencia

Introducción

La arcoterapia modulada (AM) es una técnica radioterápica que, quizás con escaso análisis crítico, se ha impuesto mayoritariamente en aquellos servicios de radioterapia en los que se dispone de un acelerador con capacidad técnica para llevarla a cabo. En el presente trabajo se pretende comparar los resultados de esta técnica frente a los tratamientos con técnicas de modulación estática de paso y disparo (PyD) para evaluar bajo qué condiciones es conveniente utilizar una u otra modalidad de tratamiento.

Material/método

Para llevar a cabo este análisis se ha utilizado el planificador Pinnacle3®, comparando las soluciones obtenidas a partir de los algoritmos de optimización por apertura directa (DAO) para IMRT de PyD frente a las elaboradas mediante el algoritmo SMART ARC para AM. En ambos casos, el acelerador utilizado ha sido un Varian \'True Beam\'.

Se han analizado 6 casos en los que se ha utilizado un único isocentro:

- 5 adenopatías abdominales suficientemente próximas.
- 8 metástasis cerebrales
- Una metástasis vertebral y una masa en el Psoas.
- Un carcinoma de lengua con dos niveles de dosis
- Un tratamiento de cavum con 3 niveles de dosis.
- Un tratamiento de próstata sin afectación ganglionar.

Se han analizado diferentes volúmenes a irradiar, basándonos fundamentalmente en la geometría de estos y los órganos de riesgo limitantes, tratando de obtener histogramas similares para los PTVs en cada uno de los casos.

Resultados

Obteniendo unos histogramas similares para los PTV con ambas técnicas:

- El número de unidades de monitor es, aproximadamente, un 20% menor en todos los casos cuando utilizamos las técnicas de PyD. Esta reducción puede llegar al 50% en algunos casos de cabeza y cuello.

- El volumen de las isodosis, tanto altas como bajas es también menor usando PyD

- El tiempo de tratamiento es menor en todos los casos en AM, aproximadamente la mitad.

- Los histogramas para los órganos de riesgo son similares, salvo para las dosis bajas, que son menores cuando se emplea la técnica de PyD

Conclusiones

La obtención de mayores volúmenes de las isodosis para la AM puede ser debido a la geometría del MLC con respecto a los colimadores, que hace la transmisión sea mayor que en PyD. Además, en la técnica PyD, podemos escoger aquella angulación de colimador que sea más favorable para cada orientación del brazo del acelerador, mientras que en AM esta angulación es fija, lo que hace que la protección de las mordazas no sea la idónea. (ver fig 1). En la figura 2 se ilustra el caso de las 8 metástasis cerebrales. Podemos ver, que para una misma conformación, el volumen de las isodosis es mayor en el caso de AM que en el caso de PyD.

Los resultados obtenidos indican que, en aquellos tratamientos en los cuales pueda existir un movimiento intrafracción importante (próstata), primará el tiempo frente a los otros parámetros, siempre que la planificación cumpla los requerimientos clínicos. En cambio, en el caso que existan volúmenes disjuntos y/o que el volumen a irradiar tenga poco movimiento intrafracción, será beneficioso la técnica de PyD frente a la arcoterapia modulada.

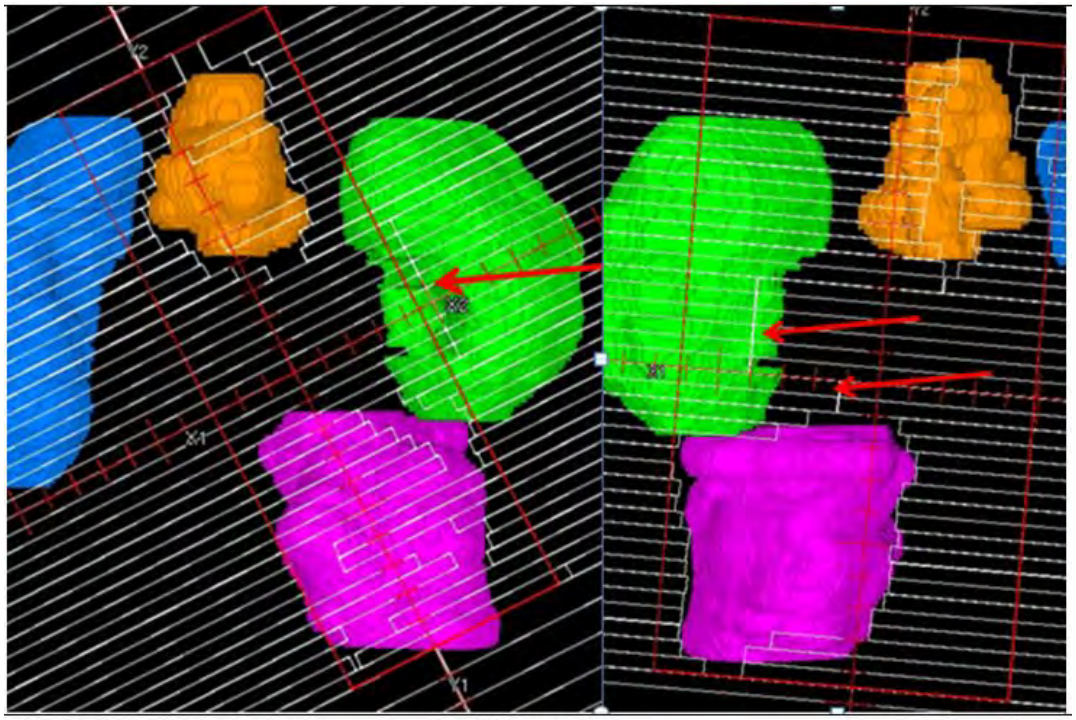


Figura 1

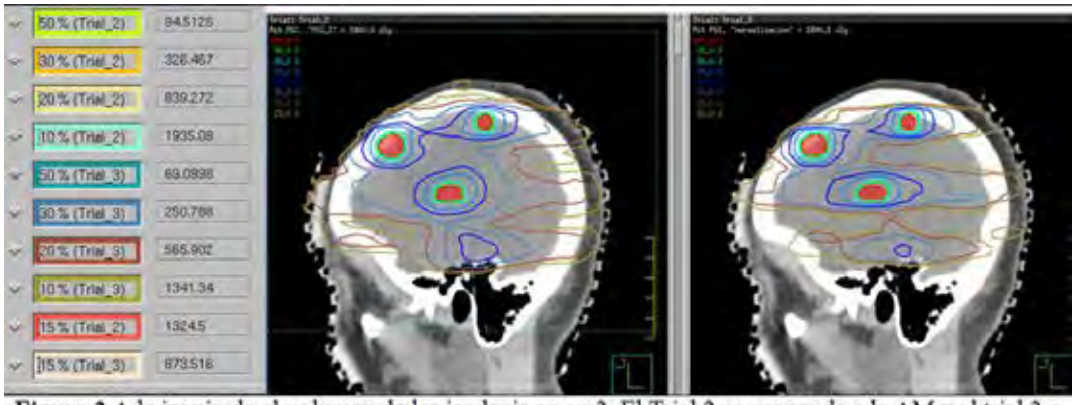


Figura 2 A la izquierda el volumen de las isodosis en cm3. El Trial 2 corresponde a la AM y el trial 3 a PyD

ID: 01397
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

Multidampening y márgenes negativos en SABR pancreática con prescripciones SIP

Santiago Velázquez Miranda[1] , Meritxell Visús Llobet[2] , Javier Peinado Serrano[3] , Mónica Ortiz Seidel[2] , Elena Montero Perea[3] , Javier Luís Simón[1]

1) Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Virgen del Rocío 2) Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Virgen Macarena 3) Servicio de Radioterapia, Hospital Universitario Virgen del Rocío

Introducción y Objetivos

La SABR en cáncer pancreático se ve condicionada en muchas ocasiones por la presencia de órganos de riesgo (OAR) adheridos a las lesiones, lo que no permite las prescripciones ablativas propias de la técnica.

En este trabajo se describe tanto el procedimiento de simulación con multidampening como la *class solution* implementada en nuestro hospital en SABR pancreática con prescripciones SIP (Simultaneous Integrated Protection), que se focaliza en las interacciones no poissonianas de la muerte celular para permitir salvar las tolerancias del tejido sano y cubrir los objetivos de control tumoral.

Materiales y Métodos

La prescripción SIP consiste en prescripciones de dosis distintas a subregiones del volumen blanco definidas por la capacidad técnica de generar gradientes de dosis, reducir el ITV y tolerancia de los OARs, es decir, según los aceleradores que dispongamos, la técnica de inmovilización y las *class solution* disponibles, varía la prescripción y las subregiones asociadas del PTV

En la simulación de los tratamientos utilizamos un sistema estereotáctico multidampening y un CT-Sim Toshiba Aquilion Big Bore. Obtenemos en primer lugar un *slowCT* sobre toda el área abdominal para el cálculo de dosis; en segundo lugar una adquisición 4DCT centrada en la lesión cuyo objetivo es la definición del ITV; y en último lugar un TC de alta resolución con contraste en fase venosa que se adquiere con la respiración detenida para la determinación del GTV.

Gracias al sistema multidampening el páncreas es retenido desde el área retroperitoneal y bajo el xifoides con una inclinación de 45º hacia el mediastino, consiguiendo no solo la reducción del movimiento de la lesión sino que los registros de grupos de imágenes son asegurados y relacionados por las referencias estereotácticas.

Los volúmenes de riego, PRV, se crean como una expansión de los volúmenes de los OAR definidos por el oncólogo. Se define un nuevo volumen, PTV_SIP, como la intersección del PTV con el PRV donde se prescribe la dosis máxima compatible con la tolerancia del OAR. El volumen restante de PTV recibe la dosis de prescripción total. El esquema de tratamiento es de 5 sesiones a 6.6Gy/fracción, realizándose un cone beam CT antes y después de cada sesión para evaluar la reproducibilidad entre fracciones y el posible movimiento dentro de la misma sesión.

La class solution se ha implementado en el sistema de planificación Pinnacle (Phillips). Consiste en la combinación de campos fordward IMRT no coplanares con un solapamiento mínimo entre la salida y entrada de los haces y la segmentación abarca un margen negativo del PTV, protegiendo los OARs en cada incidencia. El giro del colimador está optimizado para aumentar los gradientes. El aspecto general es una distribución de incidencias en forma de conos. La tabla 1 resume los parámetros geométricos de las incidencias. La adecuación a la prescripción SIP se realiza partiendo del cumplimiento de los niveles de tolerancia de los OAR y de la valoración del TCP según el Kallman S-model.

Resultados y Discusión

En los últimos 8 meses hemos tratado mediante SABR y prescripción SIP un total de 2 pacientes. Uno de los casos se encontraba con mal estado general en el momento del tratamiento y falleció al mes y medio por causas no relacionadas con el mismo. El otro paciente no ha mostrado toxicidad aguda tras 6 meses de seguimiento, manteniéndose asintomático desde el punto de vista digestivo.

Conclusiones

La suma de SBRT y prescripción SIP abre un amplio abanico de posibilidades en la oferta terapéutica en cáncer de páncreas, optimizando la respuesta biológica sobre los potenciales nichos tumorales residuales tras cirugía y quimioterapia y asociando una clara mejora en el perfil de toxicidad, punto crítico por la localización compleja de esta entidad tumoral. La implementación técnica para conseguir un SIP requiere de un proceso de prueba y error, donde la forward IMRT ha dado los mejores resultados.

GIRO MESA (º)	GIRO GANTRY (º)
0	0 25 90 180
90	25 335
45	25 335
315	25 335



ID: 01421
Tipo: Poster
Área temática: Planificación de tratamientos

¿Son sustituibles los conos por las técnicas de intensidad modulada en radiocirugías de lesión única?

Miguel D. Medina [2] , Verónica Morán [1] , Benigno Barbés [1] , P. Borja Aguilar[1] , Miguel Alarcia Noci[2] , Luis-Isaac Ramos-García [1] , Arantxa Zubiría[1] , Charo Irigoyen [1] , Jessica Vilanova Ciscar [2]

1) Clínica Universidad de Navarra 2) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

Introducción: Tradicionalmente, la arcoterapia con conos, en arcos no coplanares, ha sido el tratamiento de elección para las radiocirugías de lesiones pequeñas y cóncavas. Últimamente, está siendo progresivamente sustituida por tratamientos de intensidad modulada. El objetivo de este estudio es evaluar la diferente distribución de dosis que ofrecen estas técnicas en base a diferentes índices descritos en la literatura, para ver si está justificada dicha sustitución.

Material y métodos: Se seleccionaron 15 pacientes a los que se les realizó una radiocirugía con conos y arcos no coplanares sobre una única lesión, de forma regular y con un tamaño inferior a 1 cm^3. Las dosis prescritas fueron de entre 16 y 19 Gy al 98% del PTV. Se re-planificaron dichos tratamientos en dos centros hospitalarios diferentes, de forma que la cobertura de la lesión fuese similar y teniendo en cuenta tanto los desplazamientos de mesa, como los ángulos de gantry utilizados en el plan realizado con conos. El sistema de planificación utilizado en el tratamiento original con conos fue el iPlan®RT (BrainLAB AG, Heimstetten, Alemania), mientras que las re-planificaciones se llevaron a cabo con Pinnacle3 (Philips Healthcare, Andobe, MA) y Monaco® 5.1 (Elekta AB, Estocolmo, Suecia), que emplean los algoritmos de cálculo Collapsed cone y Monte Carlo, respectivamente. En ambos estaba caracterizado el multiláminas Agility^{TM} (Elekta AB, Estocolmo, Suecia), pero con distinta área mínima de segmento (2 x 2 cm^2 para Pinnacle, y 1 x 1 cm^2 para Monaco).

Se analizaron los histogramas dosis-volumen (DVH) tanto del PTV como de tejido sano, y se determinaron los siguientes parámetros: el índice de conformidad (CI), el índice de homogeneidad (HI), el Índice de conformidad en tejido sano (HTCF), la cobertura del plan (QC) y el gradiente de dosis “dose fall-off” (DFO).

Además, con el fin de determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre los tratamientos realizados con conos y los planificados con VMAT se realizó un análisis estadístico con Microsoft Excel^{TM} para cada índice dosimétrico. Se utilizó el test de la t de Student a dos colas para muestras pareadas, asumiendo diferencias estadísticamente significativas para $p < 0.05$.

Resultados: En la Tabla 1 se muestran el promedio y la desviación estadística para cada uno de los índices estudiados. La conformación es mejor en el caso de los planes realizados solo con Monaco que con los conos. El índice de homogeneidad es mejor en el caso de los tratamientos de intensidad modulada. El HCTF es óptimo únicamente en el caso de los tratamientos con conos y la VMAT planificada mediante algoritmo de Monte Carlo. La cobertura es óptima en todas las planificaciones aunque es inferior para los tratamientos con conos. Como era de esperar, el gradiente de dosis es superior en los conos. Las diferencias en el CI no son estadísticamente significativas. Sin embargo, sí lo son las diferencias en los índices HI, QC y DFO tanto para los planes calculados con Monaco como para los calculados con Pinnacle. En cuanto al HTCF sólo existen diferencias estadísticamente significativas con los planes realizados con Pinnacle.

Conclusiones: Basándonos en los resultados obtenidos, concluimos que la mayor parte de la ventaja dosimétrica de los tratamientos con conos y arcos no coplanares proviene del hecho de emplear mesas no coplanares.
El multiláminas Agility puede conseguir una conformación similar a los conos, siempre que el método de cálculo permita aperturas de láminas de, como mínimo, 1x1cm^2.
Cuando se emplea una técnica de VMAT para radiocirugía de lesiones pequeñas, hay un nivel de conformación que sólo se consigue con mesas no coplanares.

	Conos (iPlan Brainlab)	Monaco-MLC Agility (1 x1 cm^2)	Pinnacle-MLC Agility (2x2 cm^2)
Índice de conformidad (CI)[1]	2.3 ± 0.9	1.8 ± 0.6	2.5 ± 0.4
Índice de homogeneidad (HI)[2]	1.14 ± 0.09	1.06 ± 0.02	1.02 ± 0.02
Índice de conformidad en tejido sano (HCTF)[3]	0.6 ± 0.2	0.6 ± 0.2	0.4 ± 0.2
Cobertura del plan (QC)[4] en %	92.25 ± 0.06	99.63 ± 0.01	99.17 ± 0.01
Gradiente de dosis (DFO)[5]	97 ± 6	58 ± 11	30 ± 20

[1] ***Radiation Therapy Oncology Group (RTOG)***
Conformidad ideal = 1. Óptimo si CI = [1,2). Admisible si CI= (2, 2.5) U (0.9, 1). Inaceptable si CI ≤ 0.9 o ≥ 2.5

[2] ***Shaw et al.***
Homogeneidad ideal = 1. Óptimo si HI ≤ 2. Admisible si HI= (2, 2.5). Inaceptable si HI ≥ 2.5

[3] ***Lomax et al.***
Conformación ideal = 1. Óptimo si HCTF ≥ 0.6

[4] ***Radiation Therapy Oncology Group (RTOG)***
Óptimo si QC ≥ 90%. Admisible si QC = (80,90)%. Inaceptable si QC ≤ 80%

[5] ***Wagner et al.***
Gradiente de 3 mm o menor si DFO ≥ 100. Cada reducción en 10 unidades, supone un aumento de 1 mm de gradiente

ID: 00915
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Experiencia inicial de la puesta en funcionamiento del módulo FX del sistema Mobius 3D/FX

Marc Sancho Navarro[1] , Merce Beltran Vilagrasa[1] , Xavier Fa Asensio[1] , Marcelino Hermida Lopez[1]

1) Servicio de Física y Protección Radiológica, Hospital Universitario Vall d'Hebron, Barcelona.

OBJETIVO

El sistema de verificación Mobius 3D (M3D), de Mobius Medical Systems LP, incluye un algoritmo que verifica de forma independiente el cálculo dosimétrico realizado por el sistema de planificación y cálculo (SPC) en planes de radioterapia externa. El módulo Mobius FX (MFX) es una nueva aplicación que compara, de forma automática y para cada sesión de tratamiento, la distribución dosimétrica calculada por el SPC y por M3D con la recalculada a partir de los parámetros registrados durante la administración del tratamiento. El objetivo de este trabajo es compartir nuestra experiencia en la implementación clínica del modulo MFX como herramienta de control de calidad en tratamientos dinámicos de IMRT y VMAT.

Material y métodos

Se analizan las diferencias entre las distribuciones de dosis calculadas por el SPC y MFX mediante un análisis gamma 5%/3 mm global y la comparación de los histogramas dosis-volumen (HDV) correspondientes.

La configuración de los parámetros de cálculo del MFX se basa en la configuración previa del M3D. Se ha configurado MFX de forma que, cuando la comparación dosimétrica de alguna de las sesiones supere el nivel de tolerancia establecido, automáticamente se envía un correo electrónico a los radiofísicos responsables. Se han utilizado dos versiones de MFX, la 1.5.3 y la 1.6, debido a que durante el año de implementación se ha realizado una actualización.

RESULTADOS

Se han analizado 8890 sesiones de tratamiento, durante 11 meses, independientemente de las zonas anatómicas tratadas (tabla 1).

Tabla 1.

Todas las sesiones analizadas mostraron diferencias dosimétricas entre el SPC y MFX inferiores a las tolerancias establecidas. Sin embargo, 350 sesiones (4% del total), no fueron analizadas automáticamente por MFX. La tabla 2 muestra el porcentaje de sesiones no analizadas para cada una de las versiones y para las dos técnicas, en función del tipo de error que ha motivado que la sesión no se analizara.

Tabla 2.

Los errores *Dynalog* y *Daily Check* son fallos de MFX al analizar el archivo. Los errores *interlock* y *grabado Dynalog* son debidos interrupciones durante la administración de la sesión y a fallos de comunicación al registrar el archivo generado por el acelerador, respectivamente.
Los tratamientos IMRT acumulan mayor número de errores producidos por interlocks de máquina y por dynalogs

mal grabados. Esto se debe a que se requiere un mayor número de campos en comparación con las técnicas VMAT.

Conclusiones

El módulo FX del software Mobius 3D/FX es una herramienta automatizada que alerta cuando la distribución de dosis reconstruida a partir de parámetros del equipo de tratamiento supera las tolerancias establecidas. Algunos errores en la creación y/o registro de los archivos generados por el acelerador provocan que algunas sesiones de tratamiento no se analicen de forma automática. La única manera de detectar estas sesiones es mediante un control adicional llevado a cabo por una persona que contraste las sesiones administradas con las recalculadas por MFX. Sin este control adicional un 4% del total de sesiones administradas quedarían sin revisión.

Tabla 1. Pacientes y sesiones analizados MFX para tres aceleradores con las técnicas de IMRT y VMAT

	v.1.5.3		v.1.6	
Acelerador y técnica	Pacientes	Sesiones	Pacientes	Sesiones
2100C/D (IMRT)	74	1541	69	1524
2100 DHX(IMRT)	53	1070	60	1178
2100 DHX(VMAT)	13	272	13	254
2300-ix(IMRT)	16	333	33	597
2300-ix(VMAT)	43	1236	30	885
Total IMRT	143	2944	162	3299
Total VMAT	56	1508	43	1139
TOTAL	199	4452	205	4438

Tabla 2. Motivos por los que Mobius FX no analizó las sesiones administradas

	V 1.53		v.1.6	
	IMRT	VMAT	IMRT	VMAT
ERRORES DYNALOG	2.55%	2.32%	0.91%	0.18%
ERRORES DAILY CHECK	0.31%	0.60%	1.18%	1.67%
ERROR INTERLOCK	1.46%	0.8%	0.85%	0.26%
ERRORES GRABADO DYNALOG	0.37%	0.27%	2.55%	0.70%

ID: 00872
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Implantación de una red de registro y verificación en tratamientos de braquiterapia

Francisco Clemente Gutiérrez[1] , Consuelo Pérez Vara[1] , Juan de Dios Sáez Garrido[1] , Francisco Javier San Miguel Avedillo[1] , Concepción López Carrizosa[1] , María de la Luz Couselo Paniagua[1] , Carmen Ibáñez Villoslada[1] , José Zapatero Ortuño[1] , Marta Domínguez Morcillo[1] , Marcos Guijarro Verdú[1] , Joaquín Navarro Castellón[1]

1) Hospital Central de la Defensa

Objetivo del trabajo y cual es la aportación original:
En la actualidad, prácticamente todos los tratamientos en radioterapia están asistidos por ordenador. Las redes de registro y verificación (R&V) permiten almacenar y registrar todos los parámetros de administración del tratamiento en radioterapia externa, controlando el interfaz del acelerador y posibilitando la comunicación con los distintos equipos del servicio. Esta funcionalidad no se ha adaptado de forma generalizada al caso de los tratamientos de braquiterapia, a pesar de que diversos documentos de referencia han recomendado su implantación. Actualmente, los principales fabricantes ofrecen soluciones respecto de la aplicación de R&V en braquiterapia. El presente estudio discute la implantación en nuestro centro de la solución ofrecida por Elekta a través de su R&V (MOSAIQ).

Material/Métodos:
MOSAIQ ofrece, a partir de la versión 2.60, un interfaz de comunicación con distintos equipamientos oncológicos (MOSAIQ External Systems Interfaces, ESI (Elekta)). Los tratamientos de braquiterapia son planificados en nuestro centro mediante Oncentra Brachy (Elekta), e impartidos mediante una unidad de alta tasa MicroSelectron V3 (Elekta). Una vez aprobado, el plan de tratamiento es exportado vía DICOM tanto al nodo de MOSAIQ, donde puede ser interpretado e importado como un plan de tratamiento de braquiterapia, como localmente para aplicar el protocolo de verificación redundante. Para el curso de braquiterapia, puede definirse una prescripción y un esquema de fraccionamiento. Asimismo, el plan de braquiterapia es importado y tratado como un haz, similar al caso de radioterapia externa. Ningún parámetro, salvo el tiempo total de tratamiento, es editable para dicho plan. El plan es enviado a la estación de control de la unidad de alta tasa e impartido en la forma habitual. Una vez finalizado, el plan de tratamiento es registrado, junto con el tiempo y la dosis administrada.

Resultados:
Los resultados fueron satisfactorios, permitiendo el registro conjunto de los tratamientos de braquiterapia y radioterapia externa. Toda la información fue almacenada en la R&V, lo que ha permitido incorporar la braquiterapia al registro digital de información.

Conclusión:
Los datos y detalles del tratamiento fueron automáticamente registrados, configurando la ficha digital del paciente y permitiendo el almacenamiento de información a largo plazo. Esto ha permitido una racionalización, coordinación y uniformización del proceso radioterápico desde el punto de vista del registro y verificación. Se espera, igualmente, que el sistema contribuya a una disminución de errores al evitar la implementación/registro manual de los tratamientos en braquiterapia. Se hace necesario, igualmente, valorar la inversión económica respecto de los costes de implantación, así como la inversión en tiempos clínicos, tanto de creación de prescripciones, como de calendarios de tratamiento.

ID: 01140
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Programa para el control de calidad del MLC mediante un sistema de Radiología Computerizada

Manuel Ángel Benito Bejarano[1] , Ángel del Castillo Belmonte[2]

1) Complejo Asistencial de Zamora, Hospital Provincial 2) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

1. Objetivos

Desarrollar un método para control de calidad de un colimador multiláminas (MLC), mediante el uso de un sistema chasis-lector de Radiología Computerizada (CR).

2. Material y métodos

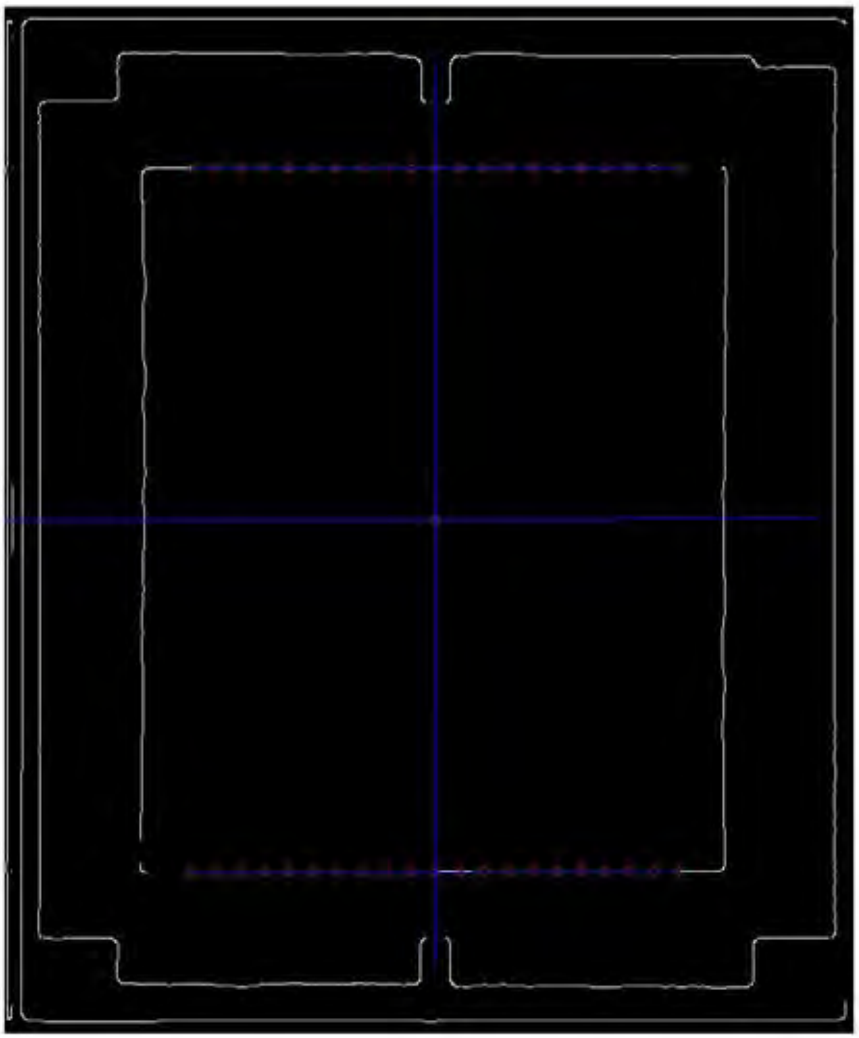
El sistema CR utilizado fue el lector Konica Regius Model 140 (Konica Minolta, Inc.), dotado con un chasis especial de Radioterapia de 14x17 pulgadas. Las pruebas se efectuaron en un acelerador lineal Primus (Siemens Healthcare), dotado de un MLC de 58 láminas. Se dispuso el chasis perpendicular al eje del haz, a la distancia del isocentro. Se midió el tamaño de píxel y se caracterizaron las posibles distorsiones geométricas en la imagen mediante una retícula radioopaca. Para obtener la imagen a analizar, primero se realiza una irradiación del chasis con un patrón definido por el MLC que servirá para el centrado de la imagen respecto del eje del colimador. Después, se irradia una autosecuencia programada consistente en once campos rectangulares adyacentes de 30 cm de longitud, con errores deliberados en las zonas de unión, dispuestos de tal manera que en las zonas de unión de campos se producen zonas de sobredosificación e infradosificación (patrón Picket-Fence). El chasis es leído, y se extrae el fichero RAW del lector, para trabajar con la imagen en crudo ,sin procesar. Se desarrolló un programa en Matlab para evaluar las imágenes obtenidas. Dicho programa importa el fichero RAW, y alinea la imagen. La rotación se corrige utilizando como referencia las mandíbulas Y1 e Y2, situadas en la posición -15 cm y +15 cm, respectivamente. La imagen se desplaza horizontalmente de forma que su centro coincida con el eje de giro del colimador, marcado por las láminas 15 del MLC, posicionado a 90º. Se evalúa la zona central, donde se encuentra el patrón picket-fence. Se extrae un perfil por cada una de las láminas del MLC, promediando los datos de 21 píxeles (3.675 mm). La altura (o profundidad) de los picos (o valles) del perfil nos dan el valor del espacio entre láminas (gap). Para calibrar la relación entre la amplitud de estos extremos y el gap en milímetros, se obtienen y analizan varias imágenes con patrones picket-fence de distintos gap nominales. El valor del gap, en combinación con la posición del centro de los valles o picos determina la posición de cada una de las láminas de ambos bancos. El programa ajusta la posición de cada banco de láminas a una recta para verificar que su avance es paralelo a las mandíbulas Y.

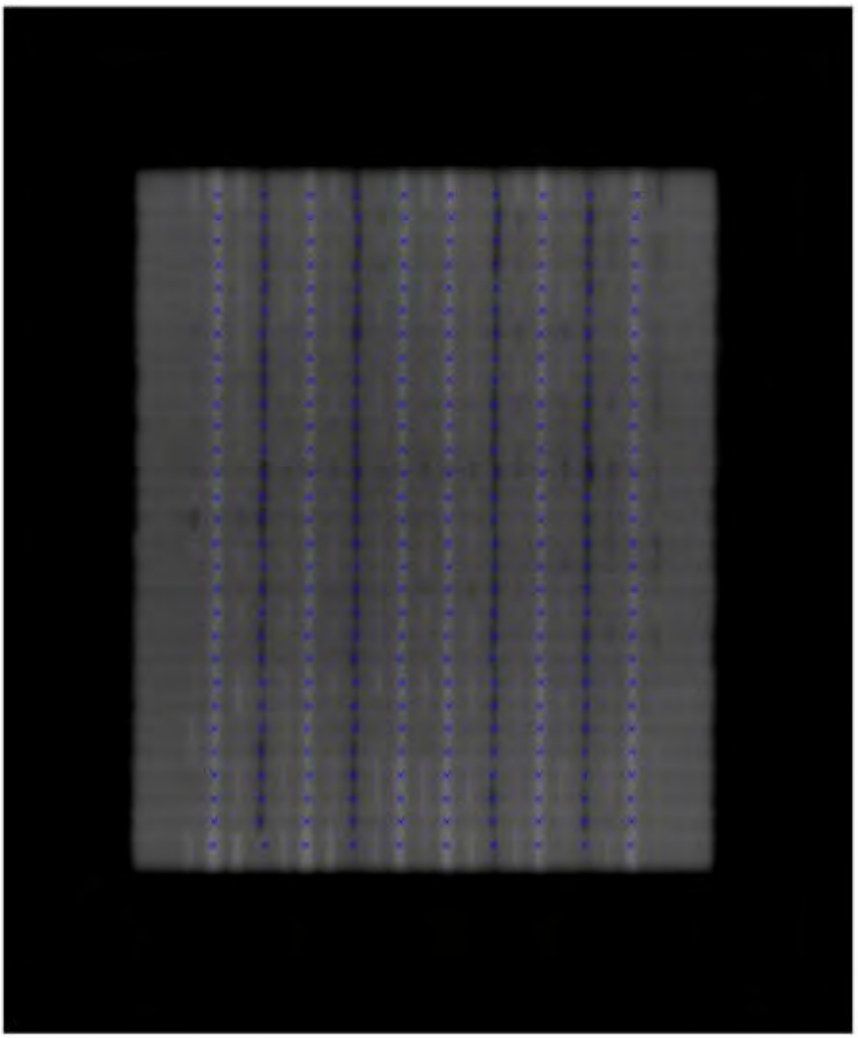
3. Resultados

El sistema genera imágenes con una distorsión geométrica despreciable, no fue necesario aplicar ninguna corrección. Se comprobó que el tamaño de píxel era igual en ambas dimensiones, siendo éste determinado en 0.175 mm, con una precisión de 0.001 mm. El sistema de alineación permite ajustar el centro de la imagen con respecto al eje de giro del colimador con una precisión de 0.2 mm. La posición de las láminas puede determinarse con una precisión de 0.5 mm. El error en el ángulo de avance de los bancos respecto de la mandíbula Y se mide con un error inferior a 0.2º. El tiempo para la obtención de la imagen en el acelerador es inferior a 5 minutos, mientras que el tiempo para la importación, procesado y evaluación es inferior a 7 minutos.

4. Conclusiones

Este método permite llevar a cabo el control de calidad de un MLC, eliminando la dependencia de posicionamiento del chasis. El sistema CR, dado su gran tamaño de imagen y resolución, constituye una herramienta óptima para verificaciones geométricas del MLC. La rutina de autocentrado reduce el tiempo empleado en su realización, permitiendo incluso una periodicidad diaria sin interferir la agenda de los pacientes.





ID: 01142
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

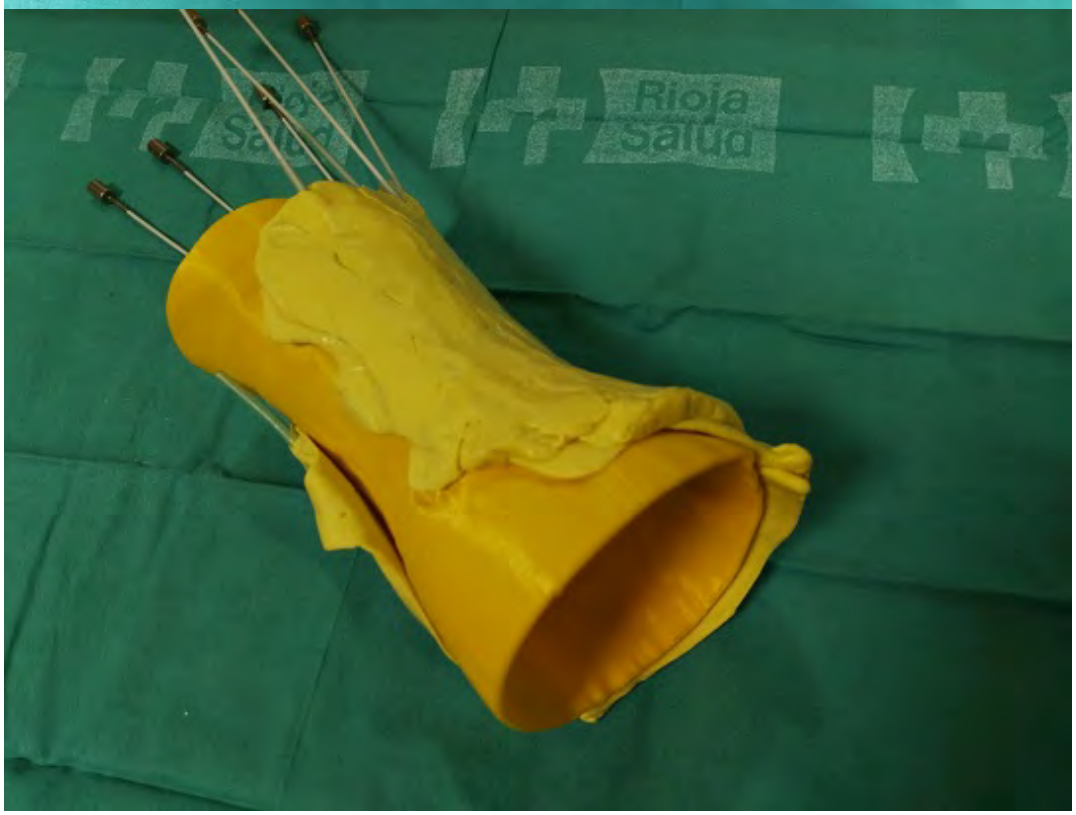
Dos años de experiencia en impresión 3D en el ámbito asistencial. Aspectos prácticos

Pedro Collado Chamorro[1] , Camilo José Sanz Freire[1]

1) Centro de Investigación Biomedica de La Rioja. (CIBIR)

1. Objetivo. La impresión 3D de objetos tridimensionales de utilidad en el ámbito hospitalario es un campo en plena expansión y de creciente interés, como demuestran las cada vez más numerosas publicaciones al respecto. El presente trabajo resume la experiencia acumulada durante dos años de desarrollos 3D impresos por el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, haciendo especial hincapié en los aspectos prácticos del procedimiento
2. Material y métodos. Software *ImageJ* y *plugin 3DViewer*, software *MeshLab*, impresora 3D *PRUSA i3 Hephestos*, material ácido poliláctico (PLA), herramientas para mecanización y suavizado, barniz impermeabilizador. Set de imágenes CT/MR/PET o set de estructuras. El proceso en general comprende: 1. Segmentación de imagen: Filtrado previo, realce de bordes (*unsharp mask*) en CT/MR, en PET filtro de mediana o gaussiano, también útil si se va a segmentar tejido blando en CT. 2. Umbralización: com resultado una imagen de máscara binaria. 3. Eliminación de estructuras adyacentes: Empleando ROI y eliminación pixel exteriores o *flood fill* en estructuras no conexas. 4. Eliminación de píxeles aislados mediante filtro mediana, cuando no sea posible (en paredes finas el filtro deteriora la estructura), eliminación manual. 5. Creación de superficies: Con *3DViewer*, representar como \"*surface*\", seleccionar umbral para definir valor de píxel a partir del que se crea la superficie. El “Factor de Muestreo” define los puntos que tiene la malla que conforma la superficie (muestreo completo, muestreo mitad, etc). Exportación de superficies en formato “*stl*” binario. 6. Postprocesado de superficies con Software *Meshlab*. Realizar “Inversión de normales” pues *ImageJ 3D plugin* define normales de las caras con criterio de signos que ocasiona problemas en algunos programas de procesado. Suavizado de superficies (opcional). 7. Loncheado por capas para impresión 3D. 8. Con software de impresión 3D: Creación de trayectoria de cabezal de impresión. Parámetros típicos: -Altura de capa/loncha: 0.1-0.25mm, -Temperatura de impresión: ~200ºC. –Velocidad de impresión: 20–60 mm/s
3. Resultados. Mediante el procedimiento descrito se han impreso en nuestra Unidad objetos diversos como: lesiones en piel para construcción y verificación de moldes de silicona para plesioterapia, cilindro vaginal multicanal de diámetro personalizado para tratamiento braquiterápico de lesiones en vagina, maniquí de cerebro estanco rellenable para QA de imagen PET, portadosímetros personalizados para dosimetría de cristalino, maniquí anatómico de heterogeneidadades para QA de planes de tratamiento en técnicas complejas, entre otros (ver fotografías). La experiencia ha permitido establecer y refinar el procedimiento, pudiendo hacer las siguientes recomendaciones: Altura de capa: 0.1mm o menor (0.05mm) obligatoriamente para objetos estancos (pobre resultado de barnices impermeabilizadores). Máximo 0.25mm para objetos grandes, para evitar tiempos de impresión excesivos. Emplear temperaturas altas (210-215º) para objetos grandes, ya que con tiempos de impresión altos, tendremos menos problemas de extrusión, y temperaturas bajas (195-200º) para objetos pequeños para enfriamiento rápido y evitar deformaciones. Emplear velocidades bajas (20mm/s) para estructuras anatómicas debido a su complejidad (deposición del plástico más compleja), y velocidades altas (40-60mm/s) para estructuras geométricas. Se tendrán tiempos de impresión típicos, para capas de 0.25 mm y un objeto macizo 1x15x15cm, de 20h a baja velocidad
4. Conclusión. Tras dos años de experiencia se ha adquirido el *know-how* necesario para el manejo práctico de la impresión 3D. Demostramos la factibilidad del empleo de este tipo de sistemas dentro de un Servicio de Radiofísica. La potencialidad de la impresión 3D en el ámbito asistencial es enorme, sus posibles aplicaciones difíciles de acotar. En este escenario, los sistemas de impresión 3D serán previsiblemente una herramienta habitual del radiofísico


Rioja
Salud


Rioja
Salud

ID: 01199
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Extracción y manejo de códigos de actividad de vías clínicas en ARIA® 11 mediante aplicación informática propia.

Alejandro Ferrando Sánchez[1] , Eduardo Cabello Murillo[1] , José Fermín Pérez-Regadera Gómez[1] , Raúl Díaz Fuentes[1] , Ana Milanés Gaillet[1] , Gustavo Pozo Rodríguez[1]

1) Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario "12 de Octubre". Madrid.

INTRODUCCIÓN

Una vía clínica es un conjunto de actividades dispuestas en diagrama de flujo que se asignan a personal responsable de realizarlo y que permiten a éste conocer el trabajo que tiene pendiente de realizar desde que inicia el sistema integrado de información ARIA®. Presentamos una herramienta programada en nuestro servicio para leer los informes de códigos de actividad generados por esta red de registro y verificación, identificar datos de doctores, pacientes y códigos de procedimiento, y finalmente volcar a un archivo Excel® una selección de estos códigos con su fecha de realización para evaluar la evolución o hacer estadística del servicio.

MATERIAL Y MÉTODOS

La implementación de vías clínicas para la gestión de flujo de trabajo se realizó en el sistema de información oncológica (*OIS*) ARIA® versión 11 (Varian Medical Systems, Palo Alto CA.), cuyo servidor y clientes comparten la red informática local del hospital. Todas los procedimientos realizados a pacientes en nuestro centro están plasmados en vías clínicas diseñadas y configuradas bajo ARIA®. Su diseño e implementación fueron presentados en el anterior congreso.

Una vez que se completa una actividad, el sistema habilita la siguiente. ARIA® permite insertar códigos de procedimiento (*CPT*) en las actividades de modo que cuando son completadas registra automáticamente el usuario y la fecha de realización de la misma. Aprovechando esta posibilidad y de cara a obtener estadísticas se incluyen diversos códigos en actividades clave de las vías clínicas (programa *Data Administration* que Varian provee con ARIA®, figura 1). Bajo cuatro grandes categorías:

- NIVELES DE COMPLEJIDAD (*A1, A2, B1…*)
- TÉCNICA (*2D, 3DCRT, VMAT, IMRT…*)
- FECHAS CLAVE (*de 1ª consulta, simulación, contorneo TER, contorneo médico, dosimetría clínica, revisión dosimétrica, informe dosimétrico, lista de espera…*)
- SESIONES DE TRATAMIENTO (*inicio, cada sesión y final de tratamiento*)

Con el entorno de programación y lenguaje Visual Basic 6.0 se ha programado un ejecutable bajo Windows® al que hay que suministrar el archivo *.xls* que resulta de exportar el informe preconfigurado \"Actividades completadas\" en el módulo *Report Manager* de ARIA®. El programa interpreta los campos de datos correspondientes a doctores, pacientes y códigos CPT y los almacena jerárquicamente en memoria de ejecución. Presenta un formulario en el que están programados tres tipos de informes: selección y listados de códigos CPT, listado de tiempos entre dos códigos seleccionables y listado de días laborales sin tratamiento de cada paciente. Sobre cada una de estas acciones permite además filtrar por doctor o número de historia clínica. Aquellos

registros que satisfacen la acción requerida por el usuario son volcados a un archivo Excel® para su posterior manipulación o análisis.

RESULTADOS

En la figura 2 puede verse el orden de trabajo y el resultado en forma de listado en Excel® que generaría la ejecución de esta aplicación informática (caso de gestión de días sin tratamiento). De igual forma se ha obtenido una estadística de actividad del año 2016 por niveles de complejidad en nuestro servicio y listados de tiempos de demora orientativa entre procedimientos. Resulta de gran utilidad poder generar informes sencillos configurables a demanda de la unidad de gestión del hospital. La aplicación se encuentra disponible para su uso libre previa petición al autor.

CONCLUSIÓN

Conocer periódica y fácilmente la actividad asistencial del servicio, tiempos de demora y paradas de tratamiento de los pacientes mediante una aplicación que provee además herramientas de filtrado por doctor o paciente es de gran utilidad para la mejora de la actividad asistencial de un servicio de radioterapia. Es esencial una persona que gestione y supervise la correcta ejecución de las vías clínicas y que, datos que requieran introducción manual sean sistemáticamente completados. Estos hábitos requieren curva de aprendizaje e implicación de la plantilla del servicio.



Fig.1.Plantilla de vía clínica en la que se muestra el flujo de actividades a realizar. Finaliza con la actividad de puesta en tratamiento del paciente (no se muestra).



ID: 01369
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Estudio de la estabilidad del Sk de las fuentes de una unidad de braquiterapia electrónica

JOSE ANTONIO FONT GOMEZ[1] , ALMUDENA GANDÍA MARTÍNEZ[1] , SERGIO ALBERTO LOZARES CORDERO[1] , DAVID CARLOS VILLA GAZULLA[1]

1) Hospital Universitario Miguel Servet, Zaragoza

Objetivo

El objetivo de este trabajo es presentar nuestro estudio de garantía de calidad (iniciado en mayo de 2015) sobre la estabilidad del factor de calibración (en unidades de tasa de kerma en aire) de las fuentes S7000 de la unidad de braquiterapia electrónica Axxent (XOFT Inc.) adquirida en nuestro centro para el tratamiento radioterápico de mama intraoperatoria, ginecología y piel. Presentamos este trabajo por dos motivos fundamentales: es original en nuestra Sociedad y somos el único centro en el país con esta unidad.

Material y Métodos

El equipo Axxent (fig. 1) utiliza fuentes miniaturizadas emisoras de RX de 50 KVp, siendo la irradiación cuasiisotrópica. Dispone de electrómetro y cámara pozo integrados para la realización de la calibración de las fuentes.

Las fuentes son desechadas tras 500 minutos de uso aunque se encuentren en buen estado físico (de acuerdo a especificaciones del fabricante) o cuando no superen los controles de calidad del Servicio (fuga de agua, superación de la tolerancia del factor de calibración o aparición de arcos). Previamente a los tratamientos diarios realizamos control de calidad, el cual incluye una calibración de la fuente en uso. Adicionalmente y con carácter previo a cada tratamiento, es obligatorio realizar una nueva calibración de la fuente. El tiempo empleado por calibración es aproximadamente de 3 minutos. El valor de la tasa de kerma en aire (Sk) en ese momento es corregido automáticamente por la presión y temperatura en el interior de la cámara pozo del equipo y será el que la unidad tome para el ajuste de los tiempos nominales de irradiación en cada posición de parada.

En el proceso de calibración, tanto en el control de calidad diario como previamente a cada tratamiento, registramos los siguientes datos:

- N/S de la fuente
- Factor de calibración del fabricante y fecha de calibración
- Fecha de la medida
- Tasa de kerma en aire medida por el sistema cámara-electrómetro corregida por P y T
- Desviación del valor de Sk medido respecto al suministrado por el fabricante
- Desviación del valor de Sk medido respecto al día anterior

Los niveles de tolerancia máximos en el valor de Sk medido recomendados por el fabricante son los siguientes:

- 5% respecto al día anterior
- 10% respecto al valor Sk del certificado de calibración

Resultados

En la tabla 1 se describen los siguientes datos para cada fuente:

- N/S de la fuente
- Fechas de inicio y final de uso de la fuente por nuestro Servicio
- Factor de calibración del fabricante y fecha de calibración
- Valor mínimo de SK que hemos obtenido en el tiempo de uso de la fuente
- Valor máximo de SK que hemos obtenido en el tiempo de uso de la fuente
- Valor medio de SK que hemos obtenido en el tiempo de uso de la fuente
- Desviación típica de los valores de Sk obtenidos
- Causa de la baja de uso:
    - A: por superación de los 500 minutos de uso (recomendación del fabricante)
    - B: por aparición de arcos recurrentes que impiden la utilización de las fuentes
    - C: por superación del valor de tolerancia de Sk
    - D: por fuga de agua (el fabricante desaconseja su uso por potenciales daños a la cámara de ionización)
- Tiempo (minutos) de uso de la fuente

Del estudio de las 10 fuentes utilizadas hasta el momento se desprende:

- que en 3 de las fuentes hemos alcanzado los 500 minutos de uso
- · que 4 de ellas han causado baja por aparición recurrente de arcos, no obstante, con un número apreciable de tiempo de uso
- · que el valor de la tasa de kerma en aire de las fuentes S7000 es bastante estable, con bajos valores de desviación respecto a los máximos recomendados por el fabricante. Solo 2 de las fuentes han causado baja por superación de la tolerancia
- · que en 2 de las fuentes han aparecido pequeñas fugas de agua

Conclusión

El sistema en su conjunto se comporta de forma estable, dando confianza al radiofísico para su uso. Incluso en el caso extremo de tener que cambiar una fuente durante un tratamiento radioterápico, el tiempo empleado no supera los 10 minutos.



Fuente	Fecha inicio	Fecha fin	Fecha calib.	Sk certificado	Mín Sk (%)	Máx Sk (%)	Sk medio	Desv. típica	Causa baja *	Tiempo uso
926889	14/05/2015	14/04/2015	06/04/2015	118211	105886 (10,60%)	———	———	———	C	10
926791_pelZ	14/05/2015	20/04/2016	07/04/2015	127694	129488 (1,68%)	139785 (9,64%)	134221	1048,06	A	363
916805_mama1	13/05/2015	06/08/2015	07/04/2015	129859	130859 (0,94%)	135143 (4,23%)	133678	1373,79	B	247
916443_mama2	13/05/2015	06/08/2015	02/04/2015	133868	130267 (-2,76%)	134952 (0,1%)	132279	1717,22	B	96
926792_mama3	06/08/2015	06/04/2016	07/04/2015	131579	129717 (-1,42%)	134122 (1,93%)	132716	1287,41	A	506
916511_mama4	06/04/2016	03/06/2016	06/06/2015	130368	129864 (-0,37%)	137452 (5,44%)	133540	2269,57	B	472
916515_mama5	06/05/2016	23/08/2016	06/06/2015	127609	126609 (-0,85%)	139802 (8,98%)	134252	2715,48	B	350
926854_mama6	23/08/2016	15/09/2016	06/06/2015	125706	108391 (-13,78%)	127267 (1,26%)	126361	6897,83	C	35
930238_mama7	30/08/2016	23/09/2016	12/08/2015	118139	120980 (2,40%)	125493 (6,22%)	124339	851,01	D	101
930242_mama8	26/09/2016	15/01/2016	13/10/2015	130504	131150 (-1,07%)	134603 (1,51%)	133145	676,29	A	502

ID: 01392
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

COMPARATATIVA DE MEDIDAS DE CONTROL DE CALIDAD CON CUBA Y MATRIZ PLANA

ESTHER BAILÓN CASTRO[1] , FRANCISCO PINO SORROCHE[1] , CRISTINA PICÓN OLMOS[1]

1) ICO HOSPITALET

OBJETIVO

Comparar la realización del control de calidad con una matriz plana y el sistema analizador de haces en cada una de las unidades de tratamiento, de l'ICO Hospitalet, con sus correspondientes energías.

MATERIAL Y MÉTODOS

El material que se ha utilizado para las medidas del control de calidad han sido, el STARCHEKmaxi (PTW, Freiburg Germany), concretamente referido posteriormente a él como la matriz plana, y el sistema analizador de haces cilíndrico 3D Scanner (Sun Nuclear, Melbourne, FL), referida como la cuba.

Durante todo un año, en las cinco unidades de tratamiento y para cada una de sus energías correspondientes, se ha ido alternando la cuba y la matriz para el control de calidad en los controles trimestrales.

Se han comparado los resultados obtenidos de uniformidad y simetría en los perfiles radiales y transversales.

Al mismo tiempo se ha contabilizado, tanto para la cuba como para la matriz, el tiempo de montaje y desmontaje, y el tiempo de medida por cada una de las diferentes energías y unidad de tratamiento.

RESULTADOS

En la Tabla1 destacamos el tiempo de medida total del control de calidad tanto de la cuba y la matriz para cada una de las unidades de tratamiento y sus energías correspondientes.

La figura 2 muestra la uniformidad y simetría para los perfiles radial y transversal registrada de los últimos controles de calidad de una energía que necesitó ajustar la simetría radial. Los marcadores de color azul corresponden a las medidas realizadas con la cuba y los marcadores en color rojo corresponden a la matriz. Se observa que la simetría radial sobrepasa la tolerancia para ambos sistemas de medida, y después de ajustar el perfil la simetría vuelve a estar dentro de tolerancia para ambos sistemas de medida.

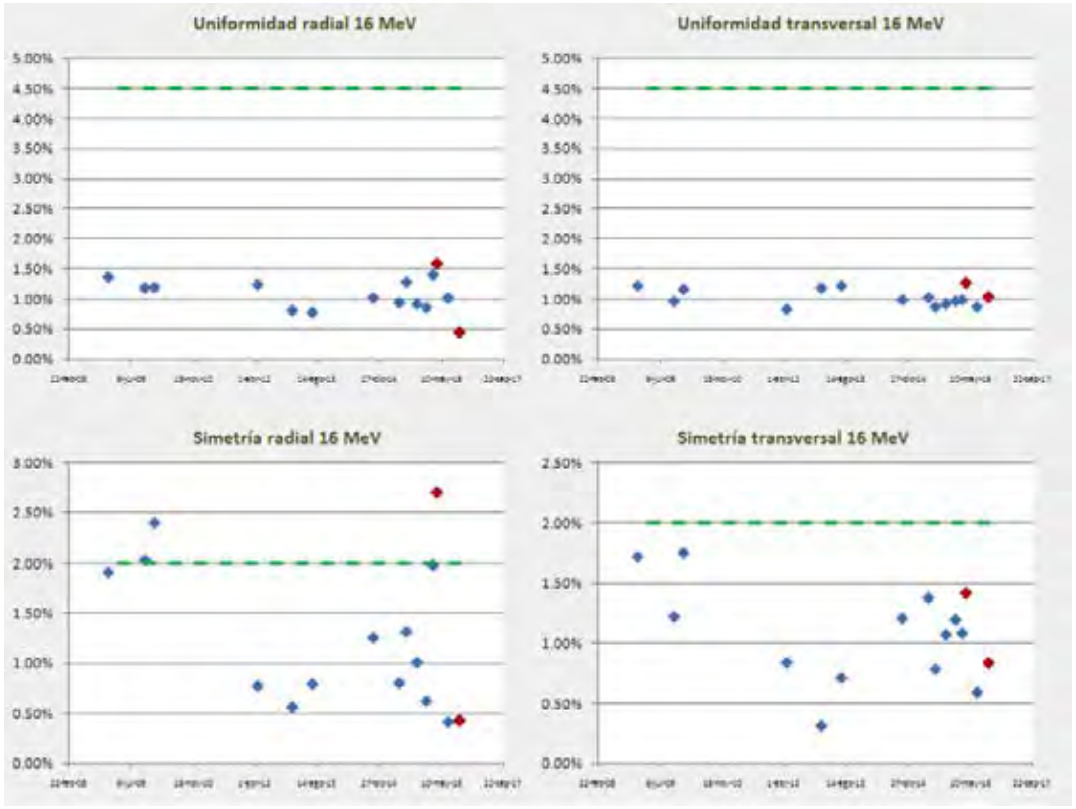
CONCLUSIONES

Comparando los dos equipos de medida, claramente podemos observar que la matriz por su montaje y desmontaje rápido y sencillo es un sistema mucho más práctico que la cuba.

Al mismo tiempo observamos que los resultados obtenidos en los controles de calidad son equivalentes entre ambos.

ACELERADOR	N. ENERGÍAS	CUBA	MATRIZ
CLÍNAC 665	1	105 min	25 min
CLÍNAC 2100	6	180 min	50 min
TRILOGY	7	195 min	55 min
TRUEBEAM	5	165 min	45 min
TRUEBEAM BL	2	120 min	30 min

Tabla 1. Comparación de tiempo total de medida del control de calidad para cada unidad de tratamiento del ICO Hospitalet


Uniformidad radial 16 MeV
5.00%
4.50%
4.00%
3.50%
3.00%
2.50%
2.00%
1.50%
1.00%
0.50%
0.00%
Uniformidad transversal 16 MeV
5.00%
4.50%
4.00%
3.50%
3.00%
2.50%
2.00%
1.50%
1.00%
0.50%
0.00%
Simetría radial 16 MeV
3.00%
2.50%
2.00%
1.50%
1.00%
0.50%
0.00%
Simetría transversal 16 MeV
2.50%
2.00%
1.50%
1.00%
0.50%
0.00%

ID: 01223
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

ESTABLECIMIENTO DEL ESTADO DE REFERENCIA INICIAL DE UN TOMÓGRAFO PET

Jaime Gordillo Cerezo[1] , José Abelardo Martín-Viera Cueto[1] , Francisco Javier Casado Villalón[1] , Manuel Sánchez Hidalgo[1] , Eloy Moreno Anaya[1] , Salvador García Pareja[1]

1) Unidad de Gestión Clínica de Radiofísica Hospitalaria. H.R.U. de Málaga. Av. Carlos Haya s/n. 29010-Málaga. España.

Objetivo

Evaluación de las características de funcionamiento de un PET siguiendo los estándares NEMA NU-2-2012[1], y el protocolo español de garantía de calidad en medicina nuclear[2].

Este trabajo resume las pruebas realizadas para la aceptación y establecimiento del estado de referencia inicial del tomógrafo PET de un equipo híbrido Biograph mCT Siemens Medical Solutions, EE. UU.). Esta es la primera unidad de este tipo instalada en el centro.

Método

El equipo Biograph mCT combina un tomógrafo TC de 24 cortes y un tomógrafo PET con las técnicas tiempo de vuelo (TOF) y función de dispersión del punto (PSF).

Para asegurar su correcto funcionamiento, Siemens realiza la verificación del centrado de los gantrys del PET y del TC y la prueba de uniformidad tomográfica, esta última siguiendo la norma NEMA NU 2-1994.

Para el establecimiento del estado de referencia inicial del tomógrafo PET se ha seguido el protocolo de control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear y la norma NEMA NU 2-2012:

- Resolución espacial: inyectando ^{18}F en un tubo capilar que aloja una resina captadora de aniones se obtuvo una fuente puntual con la que se adquirieron cuentas en distintas posiciones del campo de visión.
- Medida de la fracción de dispersión, fracción de pérdidas y aleatorios: en el maniquí específico de la prueba se insertó una fuente lineal de FDG. El análisis de los sinogramas obtenidos permite evaluar el parámetro tasa de cuentas equivalentes al ruido (NEC).
- Sensibilidad: se obtiene la tasa de cuentas medidas en función del espesor usando una fuente lineal de FDG alojada en el maniquí específico. Con el tubo cilíndrico de menor radio se midieron los perfiles axiales de sensibilidad.
- Resolución en energía: se emplea una fuente lineal de ^{68}Ge posicionada en el centro del campo de visión.
- Resolución temporal para PET con TOF: Se coloca en el centro del campo de visión una fuente lineal de ^{68}Ge.

Adicionalmente, se ha verificado la exactitud de las correcciones de sucesos aleatorios y pérdidas de sucesos y se ha llevado a cabo una calibración cruzada entre el tomógrafo PET y el activímetro de la celda de dispensación de FDG.

Resultados

El software del equipo proporciona resultados numéricos y gráficos para las diferentes pruebas realizadas. En todos los casos los parámetros obtenidos se encuentran dentro de las especificaciones empleadas por Siemens Healthcare S.L. para la aceptación de sus equipos.

Conclusiones

La caracterización del tomógrafo PET ha sido la primera experiencia de trabajo en nuestro centro con la norma NEMA NU 2-2012 y con el capítulo dedicado a los equipos PET del nuevo protocolo de control de calidad de la instrumentación en medicina nuclear.

Los resultados de las pruebas están acordes a los obtenidos en tomógrafos PET de otros centros y los encontrados en la bibliografía. En concreto, la resolución energética y la fracción de dispersos mejoran los resultados esperados.

Bibliografía

[1]NATIONAL ELECTRICAL MAUNFACTURERS ASSOCIATION. 2013. NEMA NU 2-2012: *Performance Measurements of Possitron Emission Tomographs*. Rosslyn: NEMA.

[2]SEFM; SEMNIM; SEPR. 2015. *Control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear*.

Prueba	Resultado
Rès. espacial transversal en dirección radial a 1 cm (FWHM)	4.49 mm
Fracción Dispersa	31% a 5 kBq/ml
Sensibilidad absoluta	50,9 kcps/MBq
Uniformidad. Coeficiente de variación del volumen y del sistema	5,1 % y 0,6 %
Resolución en energía	10,62 %
Resolucion temporal (FWHM)	552,46 ps

ID: 01377
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

CONTROL DE CALIDAD DEL MLC

Adrián Vargas Rodriguez[1] , Jesús Bernardino Alonso Hernández[1] , Juan Ignacio Godoy Cazorla[2] , David Macías Verde[2] , Carlos Manuel Travieso González[1] , Alba Díaz Martín[2] , Eugenio Ruiz Egea[2]

1) IDeTIC. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. 2) Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín

1.Introducción

Para la realización de un tratamiento de IMRT se hace necesario un control de calidad del sistema de colimación multilámina (MLC) del acelerador lineal. Las pruebas que propone el fabricante *VARIAN*® para determinar el correcto posicionamiento y velocidad de las láminas del MLC son: *PicketFence, Synchronized Segmented Stripes, Non-Synchronized Segmented Stripes, X Wedges, Y Wedges, Pyramids, Complex Field A, Complex Field B* y *Continuous Stripes*. En este trabajo se presenta una herramienta software preliminar en la que de forma automática permite evaluar el MLC usando las pruebas propuestas por el fabricante a partir de las imágenes obtenidas por el Sistema de Imagen Portal (SIP).

2.Materiales y métodos

Se ha desarrollado una herramienta software en el entorno matemático MATLAB R2014a la cual permite evaluar cada una de las pruebas propuestas por el fabricante para el control de calidad de MLC. El software permite cuantificar de forma automática los errores del MLC en las diferentes pruebas. Para ello, se aplican técnicas de procesado digital de imágenes, creando un procedimiento algorítmico específico para cada prueba.

Figura1. Interfaz de las pruebas del MLC propuestas por VARIAN.

Para validar la herramienta software desarrollada se han utilizado imágenes tomadas en un acelerador lineal CLINAC DHX provisto de un SIP que genera una imagen de 384x512 píxeles de tamaño 0.784X0.784mm² cada uno. Para la realización de estas pruebas el SIP se situó a una distancia de 200 mm del isocentro de la máquina. Las pruebas son proporcionadas por el fabricante.

Los procedimientos algorítmicos seguidos en cada una de las pruebas son los siguientes:

- ***Picket Fence***: en esta prueba se traza el perfil en las 40 láminas centrales, se localizan los máximos y se evalúan los errores de la posición de los mismos respecto a los propuestos por el fabricante.
- ***Synchronized Segmented Stripe*** y ***Non Synchronized Segmented Stripes***: se calculan los niveles de intensidad de cada una de las franjas resultantes y se analizan el tamaño de las mismas.
- ***Y Wedges*** y **X *Wedges***: se comprueban los niveles de intensidad y tamaño de los cinco segmentos de cada una de las dos imágenes y posteriormente se evalúa la homogeneidad realizándose un ROI en la suma ambas imágenes.
- ***Pyramids***: en esta prueba se comprueban los niveles de intensidad y tamaños de las zonas que conforman las imágenes piramidales, y posteriormente se analiza su uniformidad de la suma de las dos imágenes.

- ***Complex Field A*** y ***Complex Field B****:* se muestra la imagen con las líneas de tolerancia marcadas por *VARIAN*® y se procede a la evaluación de las ROI para comprobar los distintos patrones complejos de intensidad modulada.

- ***Continuous Stripes***: Se realiza el mismo procedimiento del *Picket Fence*, y además se analiza la distribución de los niveles de intensidad de los ROI que están entre los máximos.

3.Resultados

Han sido evaluadas diferentes imágenes utilizando el software presentado en este trabajo y se obtuvieron los resultados esperados en cada una de las pruebas. A modo de ejemplo se muestra en la figura 2 diferentes imágenes generadas por el software.

Figura 2. Análisis Non Synchronized Segmented Stripes. Análisis X Wedges. Análisis Complex Field B. AnálisisContinuous Stripes

4.Conclusiones

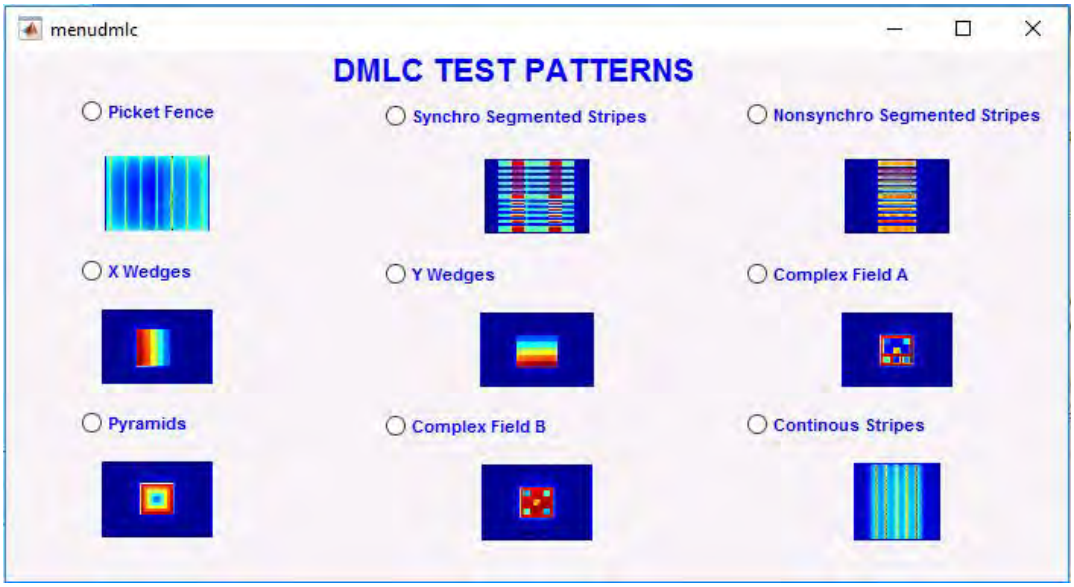
Se ha diseñado una aplicación software en MATLAB capaz de evaluar los resultados de los test de *VARIAN*® de forma automática y objetiva, eliminando cualquier subjetividad en la valoración propia de una inspección visual. Esta herramienta presenta los resultados de las pruebas con una alta precisión y exactitud, mejorando el control de calidad del MLC de un acelerador lineal.

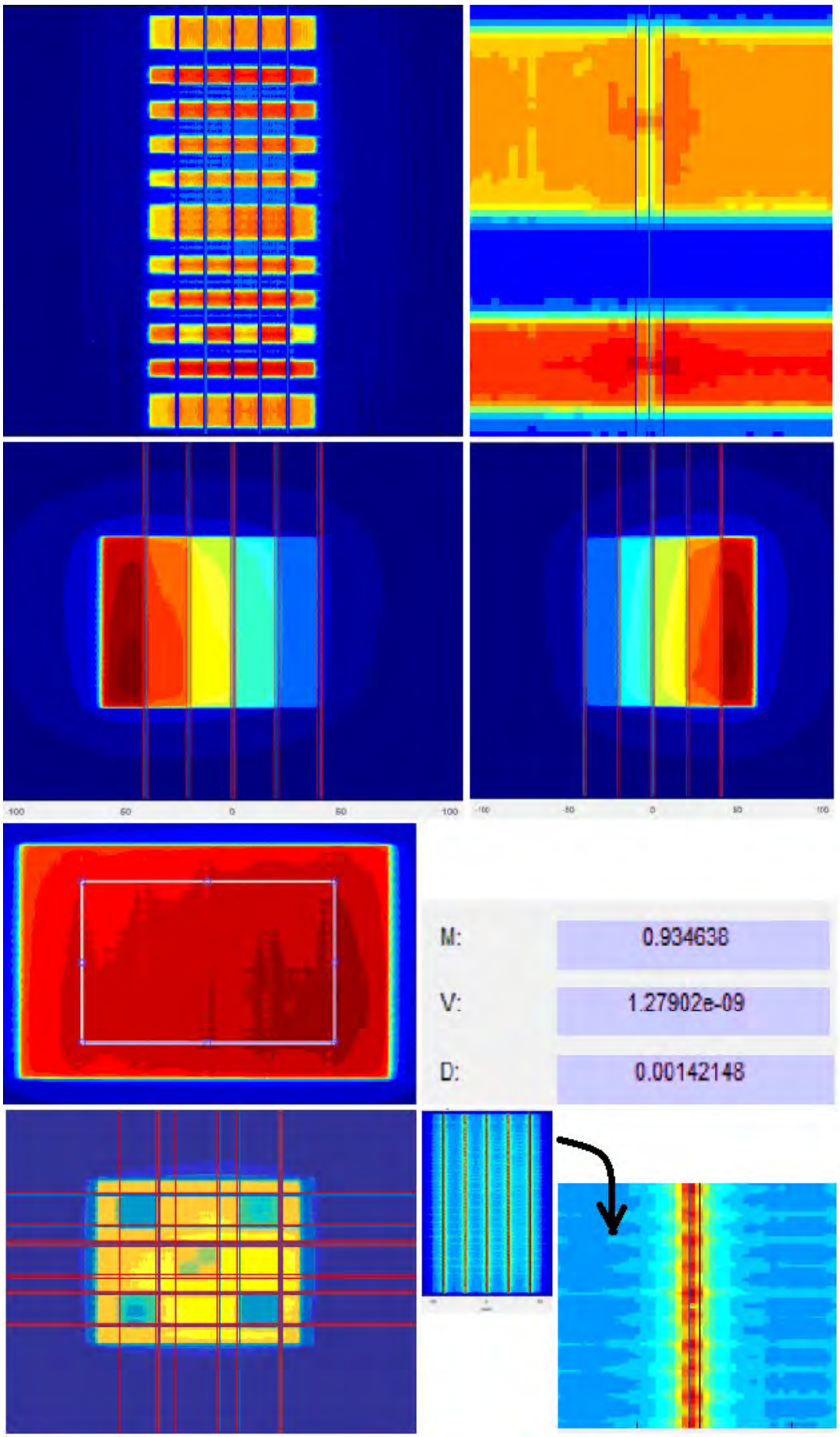
En este trabajo se presentan los primeros resultados de una línea de investigación orientada a la aplicación de sistemas avanzados de ayuda al control de calidad que permitan la detección precoz de anomalías basada en la identificación de las averías en sus estados incipientes.

BBibliografía

[1] DMLC, Q. (2001). Test Patterns and Procedures. *Varian*, (100012878).

[2] Webb, S. (2014). The physical basis of IMRT and inverse planning. *The British journal of radiology*.


menudmlc
DMLC TEST PATTERNS
Picket Fence
Synchro Segmented Stripes
Nonsynchro Segmented Stripes
X Wedges
Y Wedges
Complex Field A
Pyramids
Complex Field B
Continous Stripes


M:
0.934638
V:
1.27902e-09
D:
0.00142148

ID: 01282
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

GENERACIÓN MAPA DE PROCESO PARA PROCESO RADIOTERÁPICO EN HOSPITAL UNIVERSITARIO SON ESPASES

Daniel Morera[1] , Raquel Roncero[1] , Julio Martínez[1] , Francesc Sansaloni[1] , Juan Romero[1] , Joan Font[1]

1) Hospital Universitario Son Espases, Palma de Mallorca

Introducción
El aumento en la complejidad de los tratamientos de radioterapia ha hecho necesario la conversión del concepto “calidad”. Hoy en día, ya no sólo es necesario monitorizar todos los aspectos funcionales de los aceleradores y equipos asociados, comparándolos con unos valores de referencia asumiendo estrictas tolerancias. De hecho, la mayoría de los errores más comunes que ocurren en radioterapia son debidos al simple proceso radioterápico. Por ello el objetivo de este trabajo es la elaboración de un mapa de todo el proceso radioterápico de nuestro centro, que nos permita identificar los posibles puntos débiles en futuros análisis de riesgo.

Material / Métodos
Un mapa de procesos es una ilustración visual de un proceso y de las relaciones entre los diferentes pasos que se llevan a cabo, desde un inicio hasta el final.
El paso inicial es la elaboración de un grupo de trabajo multidisciplinar, con la participación de cada uno de los diferentes profesionales que participan en el proceso, aportando así todos los puntos de vista. El hilo conductor del proceso ha sido el paciente, es decir, se ha considerado al paciente como el centro del proceso, y a partir de él se ha ido generando cada uno de los pasos y tareas que puedan afectar a la calidad del proceso de radioterapia, y por ende, a la calidad dosimétrica del tratamiento.

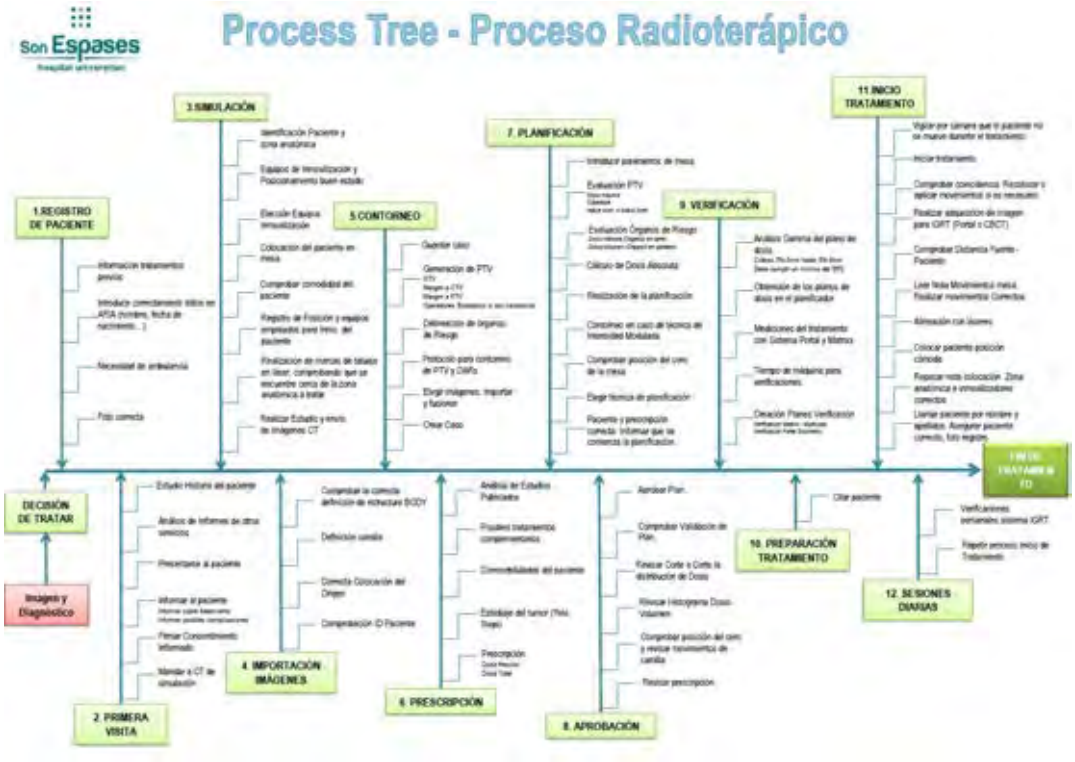
Resultados
El mapa se ha elaborado desde que se decide que se inicie el tratamiento del paciente, hasta que finaliza el mismo. Se han identificado una serie de tareas y subtareas. Las principales tareas son:

1. Registro de Paciente
2. Primera Visita
3. Simulación del tratamiento
4. Importación de las Imágenes
5. Contorneo de las Estructuras
6. Prescripción de Dosis
7. Planificación del Tratamiento
8. Aprobación del Tratamiento
9. Verificación en caso de Tratamiento con IMRT
10. Preparación del Tratamiento
11. Inicio del Tratamiento
12. Sesiones Diarias

Cada una de estas partes del proceso tiene una serie de subtareas, que están representadas en el mapa de procesos

Conclusiones
La generación del mapa de procesos es el paso inicial para realizar un estudio más en profundidad de todo el proceso, permitiendo el análisis detallado de cada uno de los pasos que pueden afectar al resultado dosimétrico final sobre el paciente. Además supone un punto de partida para la aplicación del método de análisis de riesgo en el proceso de radioterapia, siendo los siguientes pasos la generación de Análisis de Modos de Fallo y Efecto (FMEA) o Análisis por Matrices de Riesgo, herramientas de calidad empleadas en el análisis de procesos de otro tipo de industrias, como la aeronáutica o la industria de la automoción. Estas herramientas de calidad, permiten no sólo identificar los puntos flacos del proceso, sino además ayudar en la implementación de medidas que permitan

mejorar estos puntos, y por tanto el proceso en su conjunto.



ID: 01373
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Implementación de control de calidad de acelerador TrueBeam en la plataforma myQA

Luis Brualla González[1] , Mariano Skumanic[2] , María Trinidad García[1] , Ana Serrano[1] , Domingo Granero[1] , Begoña Bordería[1] , Aurora Vicedo[1] , Gislene Pando[1] , Amparo Salvador[1] , Rocío Sandoval[1] , Joan Roselló[1]

1) Hospital General Universitario de Valencia_ERESA. Servicio de Radiofísica 2) Universidad de Valencia

Objetivo:

En el año 2015 la firma dosimétrica Iba presenta un nuevo producto: la plataforma multipropósito myQA. Este sistema permite la implementación del control de calidad de un acelerador lineal. Dispone para ello de aplicaciones integradas para dosimetría con matrices de detectores, para control de calidad de imagen y para control de calidad del sistema multiláminas.

En nuestro servicio se ha implementado el control de calidad de un acelerador TrueBeam basado en el protocolo de la AAPM TG-142 y en el Real Decreto de Control de Calidad en Radioterapia. myQA permite la planificación periódica de los tests del control y el análisis de la evolución en el tiempo de las pruebas registradas.

Material y métodos:

Acelerador TrueBeam (Varian Medical Systems) con las siguientes energías de fotones: 6, 10 y 15 MV con filtro aplanador y 6 y 10 MV sin filtro aplanador. Técnicas especiales implementadas: IMRT y VMAT.

A nivel de Software se emplea la plataforma myQA de iba.

Como equipos dosimétricos se utilizan las matrices de detectores StarTrack y MatriXX, cámaras de ionización Farmer IC70 y compactas CC13 y CC01, y el maniquí de dosimetría Blue Phantom^2 (todo ello suministrado por la firma iba). Además, se emplea el sistema portal de imagen del acelerador y películas radiocrómicas y radiográficas.

Los maniquíes para control de calidad de imagen son el Tor-18 y el Catphan 504.

Para el control de calidad del multiláminas se emplean secuencias de segmentos que permiten la irradiación del campo “picket fence” y los campos recomendados en el artículo de Ling et al. para el control de calidad en RapidArc.

Las pruebas de control de calidad implementadas se ajustan al programa propuesto por el TG-142 asegurando que se cumple lo estipulado por el Real Decreto de Control de Calidad en Radioterapia.

Resultados:

Se han elaborado en myQA las pruebas del control de calidad agrupadas en tareas según la periodicidad: diarias, mensuales y anuales (en la Figura 1 se observa parte de la estructura del protocolo y un ejemplo de denifición de una de las pruebas). Se han incluido los procedimientos de calibración y mantenimiento del acelerador, así como pruebas específicas de Varian para el control de calidad de imagen (IsoCal) y dosimetría y geometría (MPC:”Machine Performance Check”).

Se han registrado los valores correspondientes desde el periodo de implantación, sin variaciones significativas tanto en imagen como en geometría y en el sistema de colimación multiláminas. En dosimetría se observa una tendencia a aumentar la dosis por unidad de monitor, gradual en el tiempo, que debe ser corregida (aproximadamente un 1% cada tres meses). En la Figura 2 se pueden observar los registros de la dosis de

referencia diaria medida con StarTRack para X6 MV FFF. El valor que presenta una mayor desviación fue debido a una avería en el medidor de presión interno del propio StarTrack.

Conclusión:

La aplicación myQA permite unificar en un único entorno el software para medición, análisis y evaluación de las medidas necesarias para el control de calidad de un acelerador lineal. Contempla, además, la posibilidad de la gestión de las diferentes actividades en función de su periodicidad. En este trabajo se ha elaborado el control de calidad para un acelerador TrueBeam con capacidad para implementar VMAT. Se ha elaborado a partir de las recomendaciones del TG-142 teniendo en cuenta lo establecido en el Real Decreto de Control de calidad en Radioterapia.



ID: 01101
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Script C# para la elaboración de informes ICRU 83 de planificaciones en ECLIPSE

David Jiménez Feltström[1] , Francisco Manzano Martínez[1] , Manuel Muñoz Espejo[1] , María José Hungría Estévez[1] , Cristina Nuño Rodríguez[1] , Belén Rios Pozo[1]

1) Hospital Vithas Xanit Internacional

OBJETIVO Y APORTACIÓN ORIGINAL

A la hora de evaluar una planificación de radioterapia externa, hacemos un examen visual de la distribución 3D de dosis absorbida, analizando las curvas de isodosis en los distintos cortes de las imágenes CT. El histograma de dosis volumen (DVH) muestra de forma concisa, aunque simplificada, la relación dosis volumen en las distintas estructuras. Una inspección visual nos puede llevar a identificar puntos de dosis máxima o mínima en un volumen de interés, falta de homogeneidad en la distribución de dosis, etc. Sin embargo, en el histograma perdemos cierta información espacial en dicha distribución de dosis.

A la hora de comparar planificaciones similares, o evaluar distintas técnicas de tratamiento, existen diversas herramientas o parámetros cuantitativos que nos ayudan a decidir entre una u otra planificación o modalidad de tratamiento.

Estos parámetros para el control de calidad de una planificación pueden clasificarse en dos grupos distintos:

- Parámetros físicos como la dosis casi máxima (D2), dosis casi mínima (D98), índice de homogeneidad (HI), índice de conformidad (CI), etc.

- Parámetros radiobiológicos como la probabilidad de control tumoral (TCP), probabilidad de complicaciones en tejido normal (NTCP), dosis uniforme equivalente generalizada (gEUD), etc.

Algunos de estos parámetros se exigen para alcanzar el nivel 2

de \"reporting\" mencionado en el ICRU 83 (D2, D98,...), y otros se exigen para alcanzar el nivel 3 del mencionado ICRU (HI, CI, TCP, NTCP, gEUD).

En el ICRU 83 se menciona que es probable que algunos de los parámetros exigidos en el nivel 3 se incluyan en un futuro próximo en el nivel 2.

El objetivo de este trabajo ha sido desarrollar una herramienta, la aplicación EclipseDvhAnalyzer, la cual nos permite optimizar los tratamientos 3DCRT e IMRT de radioterapia externa y calcular los parámetros para el control de calidad de las planificaciones de forma sencilla y automática.

MATERIAL/MÉTODOS

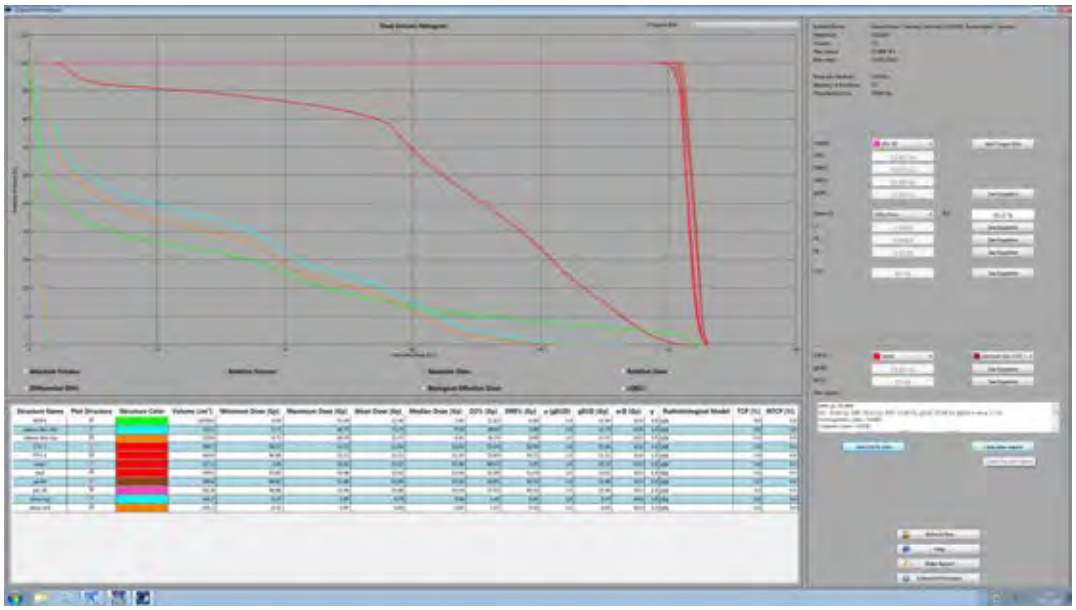
La aplicación EclipseDvhAnalyzer es un script desarrollado en C# con Visual Studio Community 2015 de Microsoft. La \"Eclipse Scripting Application Programming Interface\" (ESAPI) es una interfaz de programación a la vez que una librería de software de Eclipse, que permite a desarrolladores de software escribir scripts que tienen acceso a la información de las planificaciones de tratamiento de Eclipse y de la red Aria. Estos scripts pueden ser integrados en la interfaz gráfica de Eclipse o pueden ser ficheros ejecutables independientes.

RESULTADOS

EclipseDvhAnalyzer se ha compilado en forma de fichero dll. De este modo, no es un fichero ejecutable, si no que se ejecuta desde el espacio de trabajo de Eclipse, de forma que no es necesario volver a introducir la clave de usuario de Aria. La aplicación puede acceder a la información en modo lectura, es decir, no puede modificar información en la base de datos de Aria. El Script crea una interfaz gráfica (ver figura) que nos permite visualizar DVHs en dosis absoluta o relativa, volumen absoluto o relativo, en forma diferencial, y también, introduciendo parámetros alfa/beta de las distintas estructuras, podemos visualizar el histograma en dosis biológica equivalente. Nos permite seleccionar que información queremos que aparezca en el informe que la aplicación crea en formato pdf: D2, D98, HI, CI (Salt-Lomax, Paddick, RTOG) para GTV, CTV Y PTV, así como objetivos cumplidos (o no cumplidos) en órganos de riesgo (tolerancias tipo EMAMI o QUANTEC).

CONCLUSIÓN

EclipseDvhAnalyzer ayuda a escoger de entre varias planificaciones y distintas técnicas con resultados muy similares. Permite crear informes para el control de calidad de planificaciones realizadas en Eclipse de forma muy sencilla en menos de un minuto, calculando de forma automática los parámetros indicados en el apartado resultados. En una próxima versión permitirá también evaluar parámetros radiobiológicos como TCP y NTCP.



ID: 00891
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

EJEMPLOS DE PROCEDIMIENTOS CREADOS EN EL SISTEMA DE SCRIPTING DE VARIAN

Antonio Otal Palacín[1] , José Richart Sancho[1] , Vicente Carmona Meseguer[2] , Silvia Rodríguez Villalba[1] , Manuel Santos Ortega[1] , José Pérez Calatayud[2]

1) Hospital Clínica Benidorm 2) Hospital Universitari i Politècnic La Fe de Valencia

PROPÓSITO: Aunque los planificadores actuales en radioterapia incorporan cada vez más funcionalidades, es interesante que el usuario de los mismos disponga de algún tipo de herramienta que le permita implementar soluciones a problemas concretos propios de cada servicio. Diversas casas comerciales ofrecen en sus entornos de planificación este tipo de herramientas, como en el caso de Pinnacle o RayStation. Varian a partir de la versión 11.0 de Eclipse, incorporó una herramienta de *scripting* basada en el lenguaje de programación c#. El objetivo de este trabajo es la de introducir algunas soluciones creadas en nuestro servicio con el propósito de motivar a los profesionales de otros centros para formar grupos de programación de este tipo de scripts, para su uso compartido, en el seno de la Sociedad Española de Física Médica.

MATERIAL/MÉTODOS: El planificador utilizado es Eclipse en su versión 11. Esta fue la primera versión de dicho planificador que permitió el *scripting*. En versiones posteriores, las posibilidades de este van aumentando y por tanto las tareas a automatizar también. En nuestro centro hemos implementado tres tipos de *scripts*:

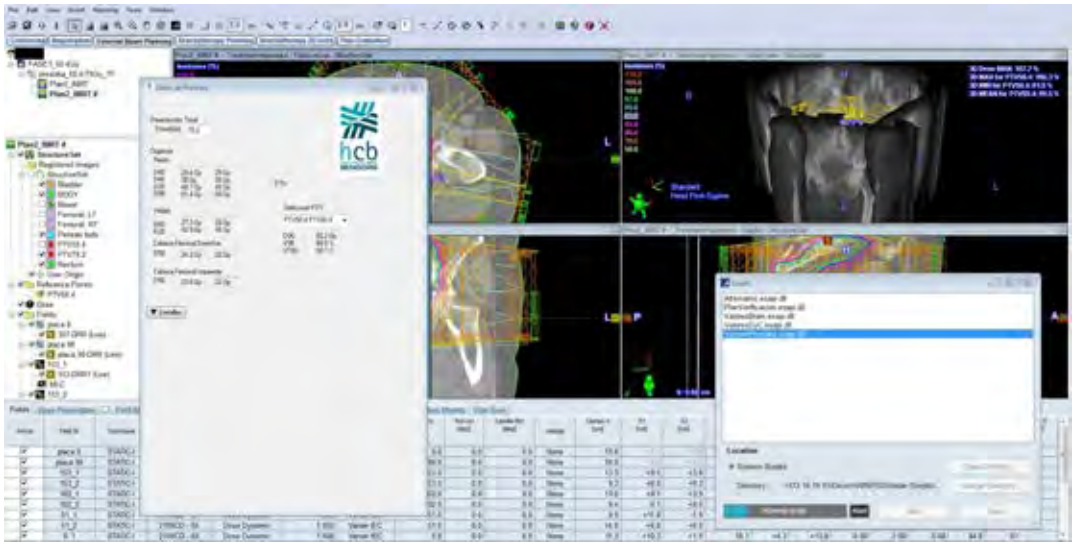
- Tipo 1. Son los que presentan datos dosimétricos concretos en pantalla extraídos de los histogramas.
- Tipo 2. Son aquellos que vuelcan en una hoja de cálculo, en nuestro caso Excel, los datos de los planes de verificación de IMRT en maniquí cilíndrico con hueco para cámara de ionización. Además de la dosis en los puntos seleccionados, vuelca automáticamente los desplazamientos de camilla para el posicionamiento del maniquí..
- Tipo 3. Programa de cálculo independiente de dosis que se ejecuta directamente en el entorno de Eclipse. Este genera un fichero .pdf con la comparativa entre el plan calculado por el TPS y el obtenido a través de un cálculo independiente sencillo, además de una hoja con datos de colocación del paciente (desplazamientos mesa).

RESULTADOS: En el caso de los de Tipo 1, han eliminado la tediosa tarea de buscar los datos sobre la interface gráfica de los histogramas. Además, hemos incorporado una columna de datos anexa con los límites para cada parámetro (Figura 1).

Los de tipo 2 nos evitan copiar los datos a mano de la pantalla al programa, agilizando significativamente el proceso y evitando errores de copia.

Por último, con los de tipo 3 tenemos un cálculo alternativo que nos evita tener que, o bien copiar a mano los datos sobre una hoja de cálculo, o bien tener que exportar de Eclipse algún tipo de fichero, (texto, Dicom…) los datos del plan para ser importados por el programa de cálculo independiente. De momento no lo tenemos implementado para tratamientos de intensidad modulada, siendo este un proyecto futuro.

CONCLUSIONES: Las posibilidades que nos brinda el *scripting* para los usuarios de Eclipse son muchas y muy variadas. Por lo tanto, sería de gran utilidad el establecimiento de grupos de trabajo amparados por la SEFM que desarrollasen estas herramientas permitiendo el uso compartido para los usuarios del planificador de Varian en España.



ID: 00893
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Integración de los sistemas de información oncológico y hospitalario en una institución multicentro

Francesc García Córdoba[1] , Carles Muñoz Montplet[1] , Rodolfo de Blas Piñol[1] , Joan Pera Fabregas[1] , Diego Jurado Bruggeman[3] , Jordi Marruecos Querol[3] , Jaume Molero Savall[2] , Victoria Tuset Bertran[2] , Juan Pedro Rivas Cañas[1]

1) Institut Català d'Oncologia-L'Hospitalet de Llobregat 2) Institut Català d'Oncologia-Badalona 3) Institut Català d'Oncologia-Girona

Objetivos: El \"Institut Català d\'Oncologia\" dispone de tres sedes en las que se realiza radioterapia. Desde la adquisición del primer sistema de información oncológico (OIS) VARIS 4.3 hasta la última versión ARIA 13.0, de Varian Medical Systems, siempre ha existido la necesidad de compartir datos con los sistemas de información hospitalaria (HIS), originariamente SIAH y en la actualidad un desarrollo denominado Argos sobre la plataforma SAP-ISH-Med. El objetivo de este trabajo es integrar a nivel de datos demográficos, actividad e informe de fin de tratamiento, ARIA 13.0 con SAP-Argos en todos nuestros centros, aportando una mayor seguridad y eficiencia en el proceso radioterápico.

Métodos: Para integrar los datos a nivel demográfico, se utilizó el estándar de intercambio electrónico de información clínica, Health Level Seven (HL7), a través de mensajería de ficheros entre los dos sistemas pasando por una capa intermedia (Middleware) que transformaba las peticiones de los usuarios de radioterapia en llamadas a los servicios web del HIS que devolvía y transformaba los datos demográficos de los pacientes de cada centro en ARIA.

En el caso del traspaso de actividad de ARIA a SAP, la estrategia fue configurar el servidor encargado de gestionar el intercambio de información (IEM), para que fuese capaz de consumir directamente servicios web del sistema ARGOS. El segundo paso fue personalizar las agendas de SAP, para que fueran capaces de recibir peticiones de ARIA y que los dos sistemas se entendieran mediante tablas de conversión.

Finalmente en el caso del informe de fin de tratamiento, se optó por la realización de una aplicación en .NET capaz de extraer mediante una compleja consulta SQL la información directamente de la base de datos de ARIA, y exportarla dándole un formato de informe técnico a un fichero PDF, que se puede editar, copiar y pegar directamente en el informe completo de radioterapia de SAP.

Resultados:

Se ha desarrollado una integración entre ARIA y SAP. A nivel de datos demográficos la solución permite eliminar los errores derivados de la trascripción manual entre los dos sistemas. En cuanto a actividad, ha permitido sincronizar las agendas de los dos sistemas, evitando errores de duplicidad y simplificando la carga de trabajo asociada a la gestión de agendas. También ha permitido la incorporación de métricas con la información relativa a tratamientos en el cuadro de mando de la institución, facilitando el seguimiento de objetivos, análisis de desviaciones, así como realizar comparativas entre centros. Con el informe técnico de fin de tratamiento se ha conseguido la unificación y automatización de una parte de la documentación clínica.

Conclusiones: Es posible integrar los sistemas de información oncológica ARIA y hospitalario SAP técnica y funcionalmente. Este desarrollo minimiza errores, facilita el seguimiento y unifica la documentación clínica del proceso radioterápico.

ID: 01046
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Impacto de la retirada del uso de papel en una unidad de radiofísica

Pedro Sánchez Galiano[1] , Alfonso Villacé Gallego[1] , Daniel Rodríguez Latorre[1] , Diego Crelgo Alonso[1] , Jesús Herrero Rojas[1] , José Fernández García[1] , José Manuel González Sancho[1] , Zahara Martín Rodríguez[1]

1) Unidad de radiofísica. Hospital universitario central de Asturias

Objetivo

Analizar el efecto que ha tenido la informatización completa de la Unidad de radiofísica del Hospital universitario central de Asturias (HUCA).

Método

Entre agosto de 2013 y agosto de 2014 se procedió el traslado del HUCA a su actual ubicación. Para la nueva instalación de radioterapia se adquirió un sistema informático de gestión que permite crear y almacenar documentos electrónicos. También incorpora una aplicación para el diseño y manejo de procesos, donde se pueden configurar tareas, asignarlas a usuarios y enlazarlas entre sí para facilitar que se hagan de manera estandarizada, respetando el orden y los tiempos de realización. Con ayuda de este programa se modificó el flujo de trabajo del servicio de radioterapia y de la unidad de radiofísica, reduciendo notablemente el uso de papel.

En primer lugar se configuró la base de datos para incluir a todos los usuarios, divididos en categorías con distintos privilegios de acceso, las unidades de tratamiento (aceleradores lineales, equipo de terapia superficial y unidades de braquiterapia) y otros dispositivos (TAC, PET y simulador). Después, mediante análisis prospectivo se rediseñaron completamente todos los procesos para su adecuación a la nueva instalación, su simplificación y clarificación. Además se incorporaron controles de calidad en puntos considerados estratégicos. También se copiaron digitalmente las plantillas de todos los formularios e informes utilizados, que se adaptan a cada paciente con información de la base de datos.

Se ha estudiado el impacto que han tenido todas estas modificaciones en la actividad de la unidad de radiofísica. En particular se ha investigado el número de dosimetrías mensuales realizadas y su tiempo de tránsito por la unidad, y se ha comparado con datos previos al traslado. Se han exceptuado los meses inmediatamente anteriores y posteriores al cambio de ubicación.

Resultados

Para la comparación de resultados solo se han tenido en cuenta las planificaciones 3D, ya que por un lado técnicas como IMRT y VMAT solo pasaron a estar disponibles tras el traslado, y por otro las dosimetrías sin TAC prácticamente se han dejado de realizar en la actualidad.

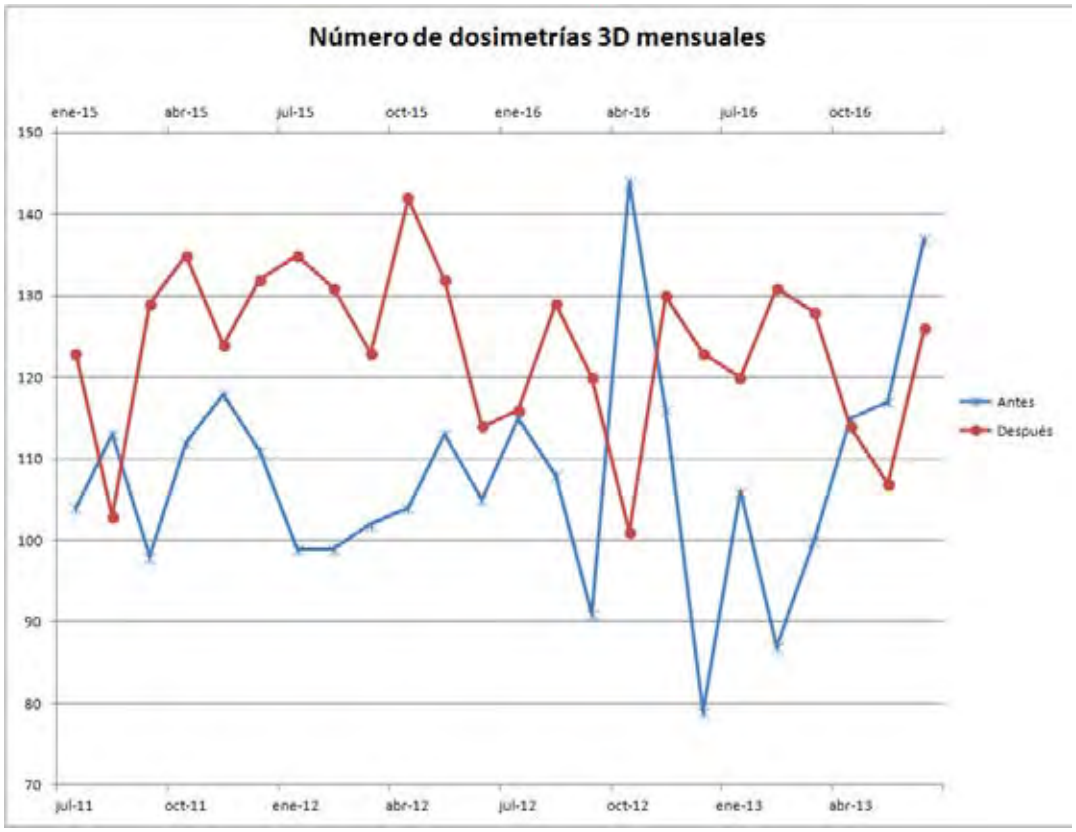
En la figura 1 se muestran simultáneamente la actividad anterior y la posterior al cambio. Se observa que pocos meses después del traslado ya se había igualado o superado la producción, y que el flujo de salida se ha vuelto más homogéneo. Hay que mencionar que la proporción de planes 3D en la actividad total era en promedio del 75% en el antiguo hospital, mientras que en la actualidad las dosimetrías 3D junto con las VMAT suponen el 90%.

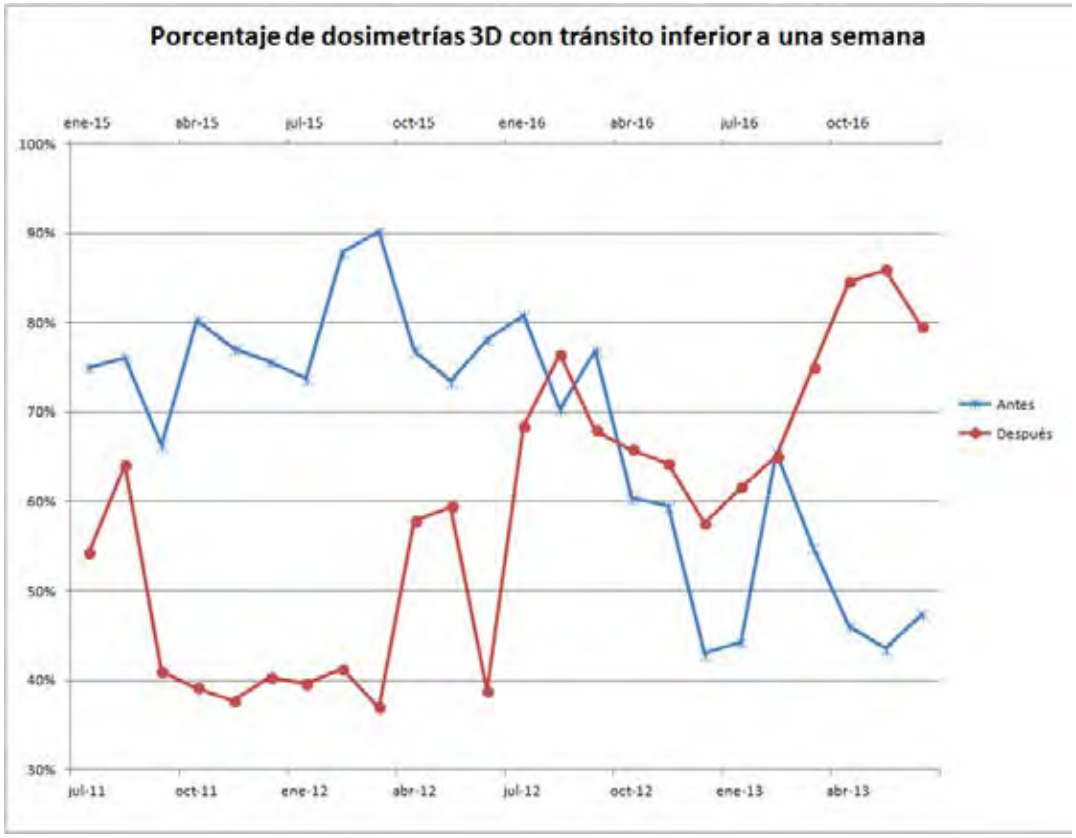
El tiempo de tránsito de las dosimetrías por la unidad de radiofísica se mide desde la prescripción hasta que el tratamiento está preparado para ser administrado. No se contabiliza pues la realización del TAC, ni el contorneo ni la espera hasta la entrada en máquina. En la figura 2 se grafica el porcentaje de dosimetrías 3D con tiempo de tránsito inferior a una semana. Se observa que en los meses previos al traslado los tiempos de planificación fueron aumentando, debido seguramente a la desviación de recursos para la puesta en marcha de la nueva instalación. Inversamente, en el nuevo hospital el porcentaje fue incrementándose hasta igualar los valores anteriores al cambio. Nótese que además de trasladar íntegramente la actividad clínica se pusieron en marcha varias técnicas

de tratamiento, lo que posiblemente explica las elevadas demoras iniciales.

Conclusión

La informatización de la actividad presenta ventajas funcionales como la seguridad, la accesibilidad, la trazabilidad, sin olvidar el ahorro económico, medioambiental y de tiempo que se consigue prescindiendo del papel. Además es una de las herramientas más efectivas para la gestión de la calidad, ya que facilita la verificación y automatización de muchas actividades, con la consiguiente reducción de los fallos humanos. Se ha demostrado que es posible alcanzarla en un tiempo razonable.




Porcentaje de dosimetrías 3D con tránsito inferior a una semana
ene-15
abr-15
jul-15
oct-15
ene-16
abr-16
jul-16
oct-16
100%
90%
80%
70%
60%
50%
40%
30%
jul-11
oct-11
ene-12
abr-12
jul-12
oct-12
ene-13
abr-13
Antes
Después

ID: 01072
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Validación de un sistema de IGRT con cone beam adquirido simultáneamente al tratamiento del paciente

Juan María Pérez Moreno[1] , Leyre Alonso Iracheta[1] , Pedro Fernández Letón[1] , Paz García de Acilu Laá[1]

1) Hospital Universitario HM Puerta del Sur - HM Hospitales

OBJETIVO

Los tratamientos de SRS y SBRT implican la impartición de dosis y, por tanto, tiempos de tratamiento notablemente superiores a los fraccionamientos convencionales. Los altos gradientes de dosis presentes en este tipo de tratamientos aconsejan un control del posicionamiento del paciente durante toda la sesión del tratamiento.

Se pretende evaluar los parámetros de geométricos y de calidad de imagen de un sistema de cone beam en el que la adquisición se realiza de forma simultánea a la impartición de los campos de tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de un acelerador lineal Versa HD, equipado con colimador multilámina Agility. Dispone de sistema de IGRT de haz cónico (CB) XVI R5.0, que permite la adquisición de una imagen de CB simultánea a la impartición del tratamiento. Para ello se configuran protocolos de imagen específicos que pueden ser asociados a cada campo de tratamiento, como un parámetro más del tratamiento.

Se dispone de los siguientes maniquís para control de calidad del sistema de imagen:

- puntero de plexigás con una esfera de tungsteno de 4mm de diámetro en su extremo, que puede ser fijado al tablero de la mesa de tratamiento
- Catphan modelo 503

Se han realizado las pruebas de control de calidad del sistema de imagen para diferentes protocolos de adquisición de CB:

1. Protocolo recomendado por el fabricante para las aceptaciones y empleado en el control de calidad periódico.
2. Protocolo de cone beam con giro horario simultáneo a haces de alta dosis, baja dosis y dosis cero.
3. Protocolo de cone beam con giro antihorario simultáneo a haces de alta dosis, baja dosis y dosis cero.

Por alta dosis se entienden haces que imparten más de 5Gy en el punto de referencia del tratamiento y por baja dosis entorno a 1Gy. Por dosis cero se entiende un haz en el que no se imparte dosis alguna con el haz de tratamiento, sólo se hace girar el brazo del acelerador.

Los parámetros evaluados para cada protocolo de imagen han sido:

1. Uniformidad 3D
2. Ruido
3. Visibilidad a bajo contraste 3D
4. Resolución espacial 3D
5. Escala espacial 3D

Se comparan los resultados obtenidos en los protocolos de CB simultáneo con los del protocolo de referencia para evaluar el impacto en la calidad de imagen de la radiación dispersa por el maniquí procedente del haz de tratamiento que alcance el sistema de imagen.

RESULTADOS

En la figura 1 se ilustran un cortes axiales correspondiente a la sección de resolución espacial del maniquí para el protocolo de referencia para evaluar calidad de imagen (a y b) y para una adquisición simultánea a irradiación de un campo de tratamiento de SBRT de vértebra (c y d).

En la tabla 1 se resumen los valores obtenidos para los parámetros evaluados con cada protocolo.

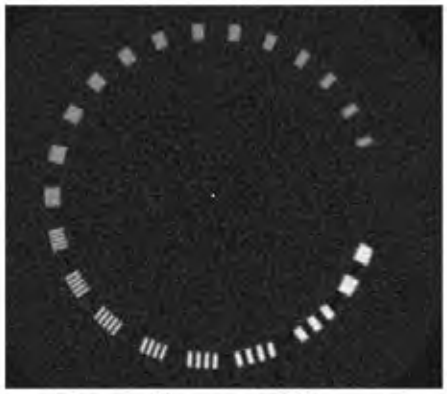
CONCLUSIONES

El parámetro más afectado en los protocolos de CB simultáneo es la uniformidad. Este hecho es independiente de la dosis impartida por el campo de tratamiento, lo que sugiere que está relacionado con una falta de uniformidad en la adquisición de la imagen durante el giro del brazo. La resolución espacial se ve afectada fundamentalmente por el voxel de reconstrucción.

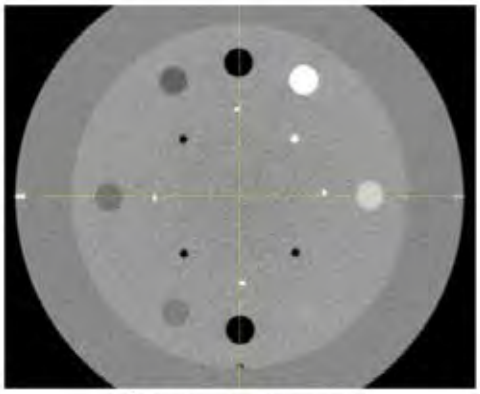
El ruido es difícil evaluar, pues la carga disparada en la adquisición de IFCB es variable, aunque sí aumenta su valor respecto a un CB convencional.

El sistema de CB simultáneo XVI5.0, permite registros con fiabilidad aceptable en localizaciones donde el contraste de estructuras supere el 8%, como es el caso de presencia y/o cercanía de estructuras óseas fiables y en región torácica.

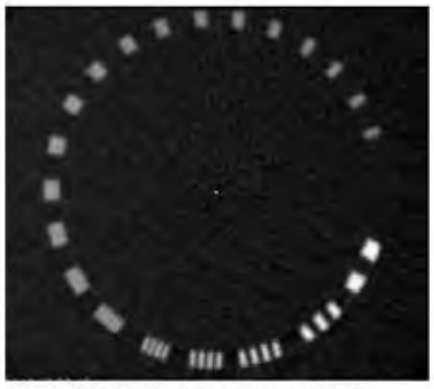
Es necesario realizar pruebas adicionales para optimizar los protocolos de adquisición y reconstrucción de imagen, con el objetivo de llegar a un compromiso entre uniformidad, ruido y resolución espacial, a través del ajuste de tiempos y cargas de disparo, filtros y tamaño del voxel de reconstrucción.



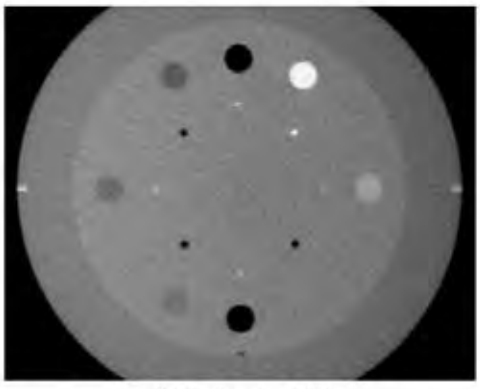
a) Resolución espacial CB normal



b) Contraste CB normal



c) Resolución espacial IFCB



d) Contraste IFCB

	Uniformidad	Bajo contraste	Res espacial (lp/cm)	Escala espacial (mm)
Ref	0.5%	1.9%	10	0.1
CW alta dosis	8.1%	4.1%	6	0.1
CW baja dosis	7.7%	3.8%	6	0.2
CW dosis cero	8.2%	2.8%	7	0.2
CCW alta dosis	7.6%	4.8%	6	0.3
CCW baja dosis	8.2%	2.6%	6	0.2
CCW dosis cero	8%	3.4%	7	0.1

ID: 01081
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Análisis automatizado del control de calidad para VMAT usando una librería gratuita en Python

Alfonso Villacé Gallego[1] , Jesús Herrero Rojas[1] , José Manuel González Sancho[1] , Diego Crelgo Alonso[1] , Daniel Rodriguez Latorre[1] , Zahara Martín Gutiérrez[1] , Pedro Sanchez Galiano[1] , José Fernández García[1]

1) Hospital Universitario Central de Asturias

Objetivo:

Implementar un software para el análisis de las imágenes de las pruebas de control de calidad específicas del multiláminas dinámico para la técnica de VMAT.

La técnica de arcoterapia volumétrica modulada requiere de pruebas específicas del buen funcionamiento de los distintos sistemas del acelerador implicados en la administración de la distribución de dosis calculada. Las pruebas pueden implementarse para ser adquiridas mediante un dispositivo de imagen portal y el análisis de los test suele realizarse de manera cualitativa o bien mediante herramientas de análisis de imagen que consumen mucho tiempo a la hora de obtener los resultados.

Se hace por tanto necesario implementar alguna herramienta que analice las imágenes y que permita cuantificar los resultados de forma reproducible y evitar subjetividades.En nuestro hospital hemos usado el paquete de herramientas de libre distribución Pylinac[1] para el análisis de las pruebas.Se ha diseñado una pequeña interfaz gráfica en Python para ejecutar los scripts de forma automática.

Materiales y métodos:

Para implementar el programa de control de calidad de VMAT,se ha utilizado un paquete de libre distribución denominado Pylinac[1] escrito en Python por James Kerns,cuya librería permite realizar el análisis de distintas pruebas propuestas en el TG-142.

Las pruebas has sido realizadas con rayos X de 6MV en un acelerador modelo Varian Novalis-Tx equipado con multiláminas de alta definición HD-120 desde finales del año 2014 hasta el 2016.Los test específicos de VMAT realizados están basados en las pruebas propuestas por Ling et al[2]:constancia del output a distintos ángulos de gantry;test picket fence a distintos ángulos de gantry estáticos y test picket fence en modo RA;test de exactitud en el control de la tasa de dosis y velocidad de gantry en modo RA y test de control de la velocidad de las láminas en modo RA.Las imágenes fueron adquiridas mediante el panel de silicio amorfo aS1000 de Varian y analizados con el software.

El análisis de los test picket fence consiste en la localización mediante un ajuste de la posición teórica de cada picket y posteriormente de la posición de cada par de láminas ajustando el centro del FWHM,se analizan cuantitativamente todas las láminas.Este test es sensible a errores inferiores a 0,5 mm, tanto en la separación(gap) entre láminas opuestas como en el posicionamiento de las mismas.En nuestro caso la tolerancia aplicada es de 0,3 mm para detectar con facilidad errores inducidos de 0,5mm.

El test de control de la tasa de dosis y velocidad de gantry genera 7 bandas de dosis con distintas combinaciones de tasa y velocidad de gantry en distinto rango de gantry.El módulo genera ROIs de 10x0,5cm^2, después calcula el valor medio de todas las bandas y la desviación de cada una respecto a este.La tolerancia aplicada a la desviación máxima de cualquiera de las bandas es de ±1,5%.

El test de control de velocidad de las láminas durante RA usa 4 combinaciones de velocidad de láminas y tasa de

dosis para conseguir bandas de dosis constante normalizadas al perfil de campo abierto,el análisis es similar al anterior y la tolerancia aplicada es de ±1,5%.

Interfaz gráfica (fig1)

Resultados:

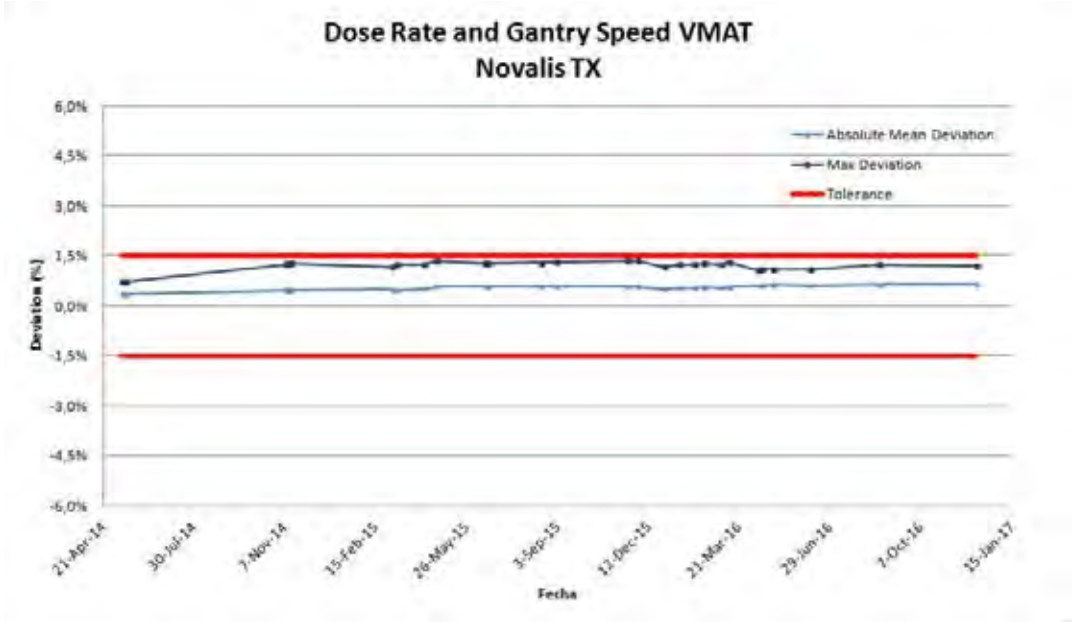
Se presentan imágenes del análisis de las pruebas y los resultados desde 2014 hasta finales de 2016 del programa de garantía de calidad del MLC específico de VMAT.

Ejemplo de la evolución para el test de tasa de dosis: (fig2)

Conclusión:

El control de calidad del programa de RapidArc debe ser lo más eficiente posible.Pylinac proporciona una librería de código abierto muy útil para automatizar el análisis de las pruebas.Los test realizados periódicamente demuestran el buen comportamiento de los sistemas del equipo implicados en la administración de los tratamientos en modo RA.




Dose Rate and Gantry Speed VMAT
Novalis TX
6,0%
4,5%
3,0%
1,5%
0,0%
-1,5%
-3,0%
-4,5%
-6,0%
Deviation (%)
Absolute Mean Deviation
Max Deviation
Tolerance
21-Apr-14
30-Jul-14
7-Nov-14
15-Feb-15
26-May-15
3-Sep-15
12-Dec-15
21-Mar-16
29-Jun-16
7-Oct-16
15-Jan-17
Fecha

ID: 01097
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

AUTOMATIZACIÓN DEL CONTROL DE CALIDAD DE MULTILÁMINAS

Ernest Luguera Sánchez[1] , Jaume Molero Savall[1] , Álex Melero Nogués[1] , Lluis Prats Cabacès[1]

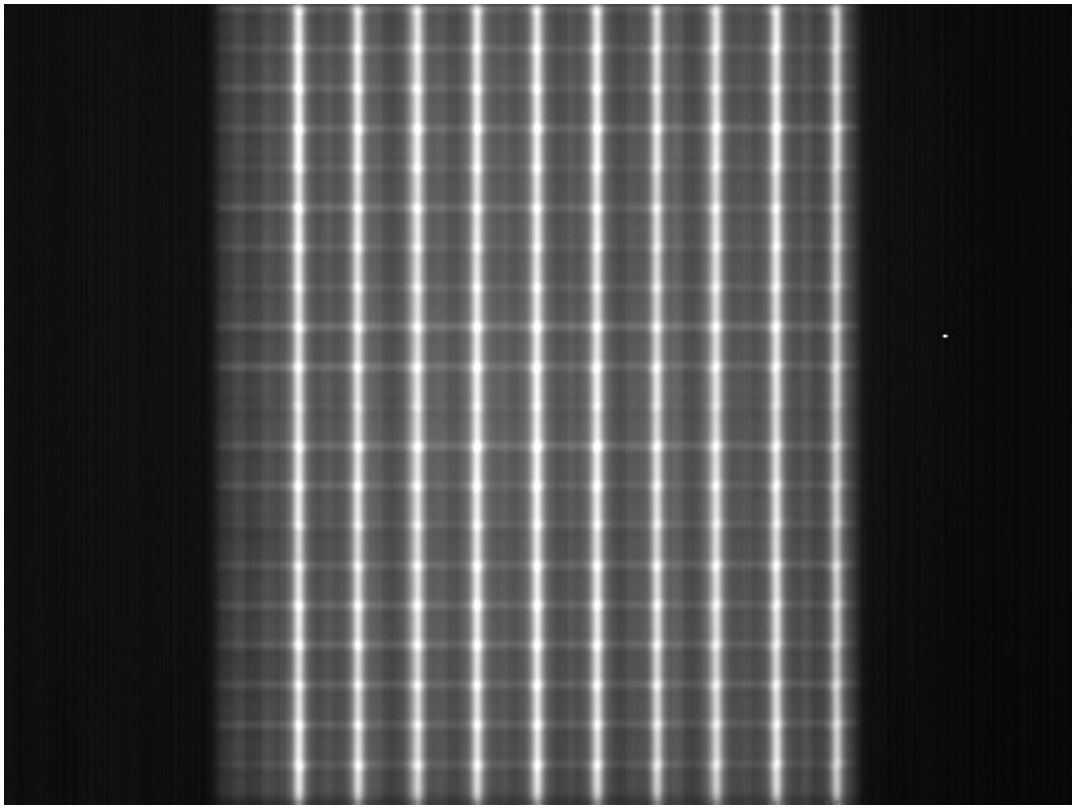
1) INSTITUT CATALA DE ONCOLOGIA

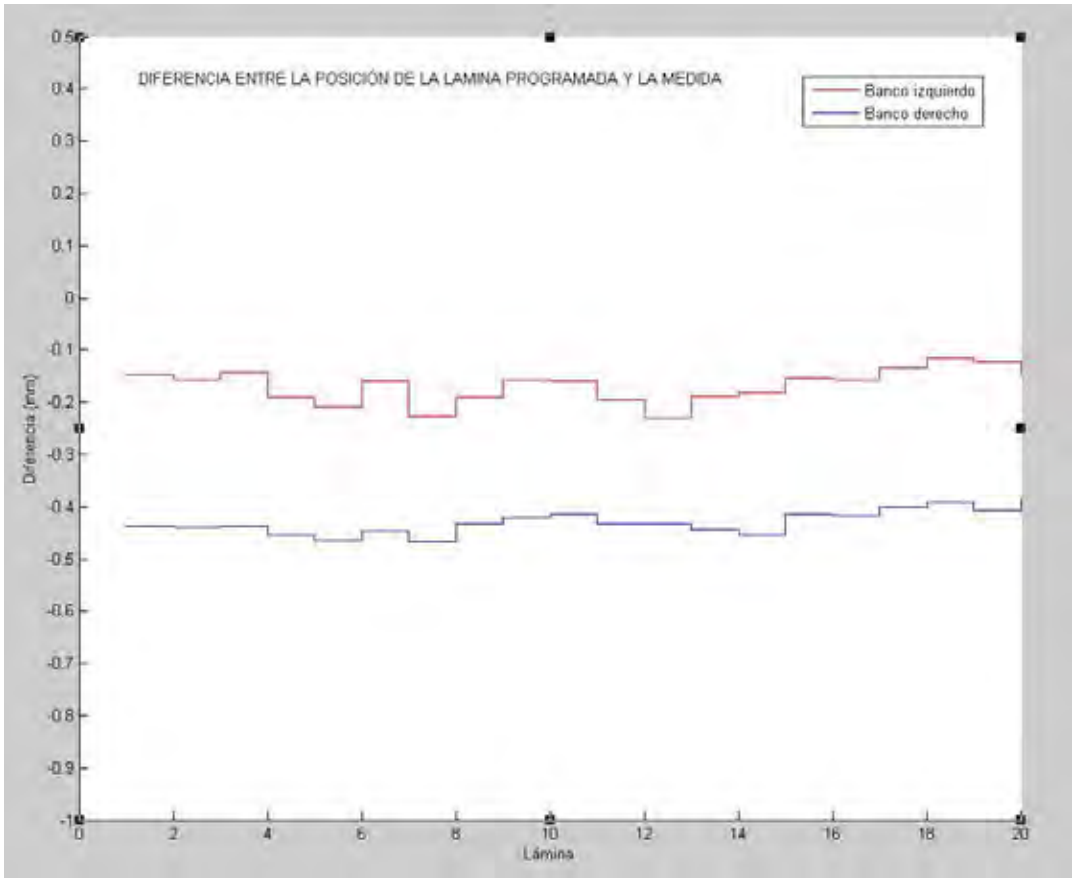
Resumen: Las técnicas actuales de tratamiento con campos conformados tanto estáticos como dinámicos, obliga una intensa vigilancia del comportamiento del colimador multiláminas (MLC). Este control de calidad (CC) del MLC supone una gran carga de trabajo y su automatización ha de facilitar un mejor y más fiable control del mismo . Con este propósito desarrollamos una aplicación informática para el CC rutinario del MLC de forma rápida y sencilla a partir de una configuración del MLC y una imagen electrónica de portal vision (EPID).

Material/Métodos: La aplicación se ha escrito en Matlab 10.0 (Matworks Inc.), y utiliza imágenes portal adquiridas con EPID aS-500 de Varian (Varian medical system) y en aceleradores Varian© Clinac 2100CD e iX. Los MLC analizados son tipo Millenium de 80 láminas y de 120 láminas. La imagen se obtiene en modalidad de imagen integrada para un test Picket-Fence de 10 bandas tanto para campos estáticos como dinámicos. Los algoritmos desarrollados detectan el número de láminas implicadas y la posición de cada una de ellas, el tamaño cada banda y su posición, la apertura entre bandas y su posición y la alineación de cada banco (derecho e izquierdo) de láminas solo para la apertura central. Todos los valores se dan en milímetros correspondiente a SSD= 100cm, con una precisión de 0.1 mm. Las desviaciones que superen los límites pre-establecidos quedan indicadas de forma automática mostrándose una alerta. Los datos y los resultados se exportan en ficheros ASCII/Excel para análisis posteriores.

Resultados: Las imágenes obtenidas de los EPID (fig.1) han sido procesadas independientemente del equipo que procedían. La aplicación detecta sin error el número de láminas y su posición. Los resultados de posición se muestran (fig.2) con una precisión de 0.1 mm (1s), y es capaz de detectar desviaciones inferiores a 0.5mm. La prueba de repetibilidad , para campos estáticos y dinámicos, sobre la misma imagen no muestra desviación alguna. La repetibilidad sobre un conjunto de 10 imágenes, de campos estáticos y dinámicos, consecutivas es inferior al 1% (1s) para ambos. El tiempo total de la prueba, incluido la adquisición y procesado, es inferior a 10 min

Conclusión: La herramienta desarrollada cumple los criterios de diseño y cubre uno de los aspectos, que mas tiempo consume en los CC de los aceleradores lineales . El tiempo de adquisición de imagen y procesado es suficientemente corto para incluir este control en los controles diarios y poder así garantizar el correcto funcionamiento del MLC. La explotación de los datos exportados permitirá el seguimiento en el tiempo del funcionamiento de MLC y poder actuar sobre el MLC de forma preventiva.




DIFERENCIA ENTRE LA POSICIÓN DE LA LAMINA PROGRAMADA Y LA MEDIDA
Banco izquierdo
Banco derecho
Diferencia (mm)
Lámina
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
-0.1
-0.2
-0.3
-0.4
-0.5
-0.6
-0.7
-0.8
-0.9
-1
0
2
4
6
8
10
12
14
16
18
20

ID: 01120
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Bases de datos web para controles de calidad en radioterapia. Track-it.

Jose Olasolo Alonso[1] , Gaspar Sánchez Merino[1] , Rodrigo Lope Lope[1] , Jesús Cortés Rodicio[1] , Tomás Martín González[1] , Jesús Ruiz Pomar[1] , María Ángeles García Fidalgo[1]

1) Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. OSI Araba. Hospital Universitario de Araba. Vitoria-Gasteiz.

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Los resultados de las pruebas de control de calidad del equipamiento de radioterapia deben ser almacenados de forma adecuada, facilitando un correcto seguimiento que permita evaluar la estabilidad de los equipos. El uso de diferentes sistemas de medida provoca que normalmente los resultados queden almacenados en bases de datos distintas asociadas al programa de análisis. Actualmente se están desarrollando programas que unifican en una única plataforma web la información de todos los controles de calidad. Estos programas pretenden facilitar el acceso, la gestión y el seguimiento de los resultados. El objetivo de este trabajo es describir la experiencia en la puesta en marcha del software comercial Track-it.

MATERIAL Y MÉTODOS

Track-it es un software comercial de PTW de gestión de datos de controles de calidad en radioterapia . Está basado en una base de datos web SQLite que es instalada en un servidor del hospital. Cualquier usuario conectado en red puede acceder a través de un navegador web convencional. Los datos se pueden introducir en la base de datos manualmente o importándolos a través de un interfaz Open XML. Las nuevas versiones del software de PTW (Mephysto, Quickchek, Multicheck, etc.) incorporan una funcionalidad que permite enviar los resultados de forma automática. Track-it permite, a través de filtros configurables, acceder a los datos y visualizarlos de forma gráfica para evaluar tendencias. Se pueden crear informes personalizados que permiten un seguimiento de las tareas completadas. Track-it estructura los informes según la periodicidad de sus pruebas (diaria, semanal, bisemanal, mensual, semestral y anual).

Se ha desarrollado un programa en Matlab que permite enviar a Track-it datos externos a programas de PTW a través del interfaz Open XML. Para ello se ha seguido la descripción de la estructura de los ficheros XML proporcionada por PTW.

RESULTADOS

Se crea la base de datos conteniendo todos los resultados de las pruebas establecidos en nuestros protocolos de control de calidad (mecánicas, geométricas, dosimétricas, MLC, EPID y CBCT). La definición inicial de la base de datos es compleja, requiere una reflexión sobre qué información almacenar y cómo adaptarla a la estructura de Track-it. Se ha intentado minimizar el número de variables en la base de datos.

Se crean informes personalizados de nuestros protocolos de control de calidad. Siempre que es posible se envían a Track-it los datos a través del software de PTW. Con otros programas, cuando permiten exportar los resultados en forma de fichero de texto, se envía a través del software propio desarrollado. Los resultados del resto de pruebas se introducen de forma manual completando el informe correspondiente.

Track-it, a nivel de usuario, permite acceder a los datos y visualizar tendencias de una manera rápida y sencilla. El software cuenta con las herramientas básicas de configuración y administración de la base de datos.

CONCLUSIÓN

Las bases de datos web permiten un acceso rápido y eficiente a los datos de los controles de calidad en radioterapia. La mejora en la organización de la información ayuda a un adecuado seguimiento de los resultados.

ID: 01122
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

TEST PARA EL ANÁLISIS DE ERRORES DE POSICIONAMIENTO DE UN COLIMADOR MULTILÁMINAS SIGUIENDO EL TG-142

Gema Muñiz[1] , María Carrasco[1] , Carlos Baeza[1] , María Perucha[1] , Javier Luís[1]

1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

1. Objetivo

Los tratamientos con técnicas de VMAT en los cuales la entrega de dosis al paciente implica la variación de parámetros como la velocidad de giro de gantry, el movimiento de las láminas que forman el MLC (multileaf colimator), la velocidad de las mismas, la rotación del colimador y la modulación de tasa de dosis hacen que los controles de calidad de estos aceleradores deban ser más estrictos. La dosis real entregada durante el tratamiento dependerá fuertemente de la precisión del movimiento de las láminas, por lo que es fundamental asegurarse que este movimiento es exacto. Los archivos “dynalogs” de MLC son una fuente, de fácil acceso, de información detallada acerca del posicionamiento de las láminas durante el tratamiento, que permiten analizar tanto los errores cuadráticos medio (RMS) como el percentil 95, tal y como se indica en el protocolo TG-142[1]. El objetivo del presente estudio es diseñar varios test que permitan evaluar los errores de posicionamiento de un colimador de 120 láminas modelo Millenium de un acelerador Varian DHX en el hospital Virgen del Rocío.

2. Material/Métodos

Utilizando el sistema de planificación *Eclipse v. 10,* se han diseñado 3 test, cada uno con diferentes propósitos. Con el primer test, donde la zona de tratamiento es un cilindro de diámetro 1 cm y 40 cm de largo lateralizado a 8 cm del centro, se consigue un movimiento continuo de todas las láminas del colimador, dando lugar a un patrón tipo “picket fence”. Para el segundo test, la zona de tratamiento es una esfera de diámetro 2 cm y situada a 10 cm del centro, con el colimador girado 90º. Por último, para el tercer test se diseña una zona de tratamiento con una geometría más compleja, tal y como se observa en la figura 1, para que todas las láminas tengan que realizar amplios desplazamientos al mismo tiempo. En todos los test, la zona de tratamiento se encuentra en el interior de un maniquí cilíndrico de 30 cm de diámetro y 40 cm de largo. Todos los test serán evaluados para velocidades máximas de las láminas de 2.5 cm/s y 2 cm/s. Además, se trabajará con cinco fraccionamientos diferentes de 20, 10, 5, 2 y 1.5 Gy/sesión, cubriéndose así desde un fraccionamiento típico de SBRT (20 Gy/sesión) hasta el más común para tratamientos pediátricos (1.5 Gy/sesión). La velocidad del gantry disminuye a medida que aumenta el fraccionamiento utilizado, por lo que también es posible relacionar los errores de posicionamiento de las láminas con la velocidad de giro del gantry.

3.Resultados

Como se puede observar en la tabla 1 tanto el error RMS medio como el error RMS máximo aumentan a medida que aumenta la velocidad máxima de las láminas. Además, se observa una clara dependencia con el fraccionamiento. Mientras que, para un fraccionamiento alto, tipo SBRT, los errores RMS son del orden de 0.1 mm, éstos pueden alcanzar los 0.5 mm para fraccionamientos de 1.5 Gy/sesión, manteniéndose en cualquier caso inferiores a 1 mm. La misma tendencia está presente al analizar el histograma de errores, como el mostrado en la figura 1. En este caso se observa que los fraccionamientos más altos tienen un porcentaje de errores mayor en los primeros intervalos, tendiendo rápidamente a cero. En cualquier caso, el error máximo en el posicionamiento de una lámina siempre es inferior a 2 mm.

4. Conclusiones

A raíz de los resultados obtenidos, en nuestro centro es posible disminuir la tolerancia de los errores RMS medio y máximo con respecto a la indicada por el TG-142 (3.5 mm) ya que para todos los test estos errores son inferiores a 1 mm. De igual forma, también es posible disminuir la tolerancia para el percentil 95 hasta 1 mm. En nuestros test la cantidad y magnitud de los errores no depende del giro del colimador, pero sí de la velocidad máxima de las láminas, así como de la velocidad de giro del gantry, que cambia en función del fraccionamiento.

[1]TG-142: Quality assurance of medical accelerators. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group,

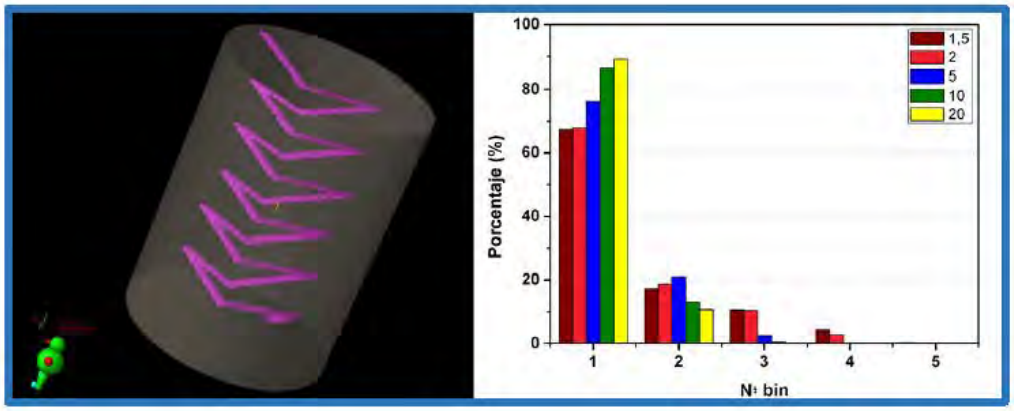


Figura 1: Maniquí diseñado para el test 3 e histograma de errores para el mismo test con una velocidad máxima de láminas de 2,5 cm/s. El bin 1 corresponde a errores inferiores a 0.05 mm, el bin 2 a errores entre 0.05 y 0.5 mm, el bin 3 a errores entre 0.5 y 1 mm, el bin 4 a errores entre 1 y 1.5 mm y el bin 5 a errores entre 1.5 y 2 mm.

Test 1		Carro A		Carro B	
Fracción (Gy/sesión)	Velocidad máx MLC (cm/s)	RMS medio (mm)	RMS máximo (mm)	RMS medio (mm)	RMS máximo (mm)
20	2.0	0,09	0,10	0,10	0,11
	2.5	0,10	0,11	0,11	0,12
10	2.0	0,12	0,14	0,11	0,13
	2.5	0,14	0,15	0,13	0,14
5	2.0	0,16	0,19	0,17	0,18
	2.5	0,19	0,25	0,20	0,21
2	2.0	0,32	0,37	0,31	0,36
	2.5	0,35	0,39	0,35	0,38
1.5	2.0	0,35	0,41	0,34	0,39
	2.5	0,36	0,44	0,41	0,45

Tabla 1: RMS medio y máximo obtenido para cada fraccionamiento en función de la velocidad máxima impuesta al MLC

ID: 01128
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Análisis de los errores de posicionamiento del MLC en tratamientos dinámicos en aceleradores Clinac y TrueBeam.

Jose Olasolo Alonso[1] , Alejandro Vázquez Galiñanes[2] , Santiago Pellejero Pellejero[3] , Jose Fernando Pérez Azorín[4] , Jesús Cortés Rodicio[1] , Gaspar Sánchez Merino[1] , Jesús Ruiz Pomar[1] , Tomás Martín González[1] , Rodrigo Lope Lope[1] , María Ángles García Fidalgo[1]

1) Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. OSI Araba. Hospital Universitario de Araba. Vitoria-Gasteiz 2) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. CIBIR. Logroño 3) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona 4) Unidad de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Cruces. Barakaldo

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y la radioterapia volumétrica (VMAT) utilizan colimadores multiláminas (MLC) para generar distribuciones de dosis con alto gradiente. En éstas técnicas el posicionamiento del MLC es crítico ya que los errores del MLC afectan directamente a la dosis administrada. Varios autores han propuesto los log files como herramienta para evaluar los errores de posicionamiento del MLC. Éste trabajo analiza log files de aceleradores Varian Clinac (dynalogs) y TrueBeam (trajectory log files) para estudiar los errores de posicionamiento del MLC en aceleradores de diferentes generaciones.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio han sido analizados cerca de 30,000 log files pertenecientes a 6 aceleradores de 3 centros diferentes. Los log files de tratamientos IMRT corresponden a 4 aceleradores Clinac (un Trilogy, 2 Clinac 21EX y un Clinac 2100CD), todos equipados con un MLC Millennium 120. Los log files de tratamientos VMAT corresponden a 2 aceleradores TrueBeam (un TrueBeam STx 2.0 y un TrueBeam STx 2.5) ambos equipados con un MLC HD120.

Los log files han sido analizados con un programa propio desarrollado en Matlab. Para cuantificar los errores de posicionamiento, se calculan sus valores RMS y percentil 95 (métricas propuestas por el TG-142). Se estudia la influencia de ciertos parámetros mecánicos (velocidad máxima, velocidad media, velocidad instantánea, ángulo de gantry, etc.) en los errores de posicionamiento del MLC. Para ello se estudia las correlaciones de estos parámetros con el valor RMS del error a través del coeficiente de correlación de Spearman (r_s).

En los aceleradores Clinac (pre-TrueBeam), es conocido que el bucle de control del MLC tiene un retardo de comunicaciones de aproximadamente 50 ms, tiempo de un ciclo de control. Esto provoca que, en un tratamiento dinámico, las láminas vayan retrasadas respecto a la posición planeada un ciclo de control. Así los errores de posicionamiento del MLC poseen una componente de error proporcional a la velocidad de la lámina. En este trabajo se calculan los errores de posicionamiento del MLC con y sin el efecto del retardo. En los aceleradores TrueBeam no existe el efecto del retardo mencionado debido a que el diseño proactivo del bucle de control evita el ciclo de retraso en la posición de las láminas.

RESULTADOS

Para tratamientos IMRT en aceleradores Clinac los valores promedio de error RMS y percentil 95 son 0.306 mm y 0.693 mm respectivamente. Sin el efecto del retardo fueron 0.03 mm y 0.049 mm. Se observa una fuerte correlación lineal entre el valor RMS y la velocidad media (r_s=0.909) y la velocidad máxima (r_s=0.911) . Sin el efecto del retardo esta correlación es más débil (r_s=0.374 y r_s=0.186, para velocidad media y máxima respectivamente). Sin el efecto del retardo se observa una tendencia de errores RMS mayores en ángulos de gantry con movimientos en contra de la gravedad. Con el efecto del retardo no se observa esta tendencia.

Para tratamientos VMAT en aceleradores TrueBeam los valores promedio de error RMS y percentil 95 son 0.038 mm y 0.075 mm respectivamente. También se observa una correlación lineal entre el valor RMS y la velocidad media (r_s=0.887) y máxima de lámina (r_s=0.4). Tanto en tratamientos VMAT como IMRT, el error RMS y el percentil 95 están fuertemente correlacionados.

CONCLUSIÓN

Los errores de posicionamiento del MLC en aceleradores TrueBeam son menores que en aceleradores Clinac, fundamentalmente debido al diseño proactivo del bucle de control. El análisis de dynalogs sin el efecto del retardo es adecuado para estudiar la influencia de factores que se ven enmascarados por el efecto del retardo.

ID: 01153
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Evaluación de la desviación mecánica del giro de mesa mediante el sistema Exactrac X-Ray 6D

José Manuel Fandiño[1] , Arturo Candal[1] , Inma Díaz[1] , Carlos Fernández[1] , Carlos Gesto[1] , Pilar Izquierdo[1] , Carme Martínez[1] , Victoria Parra[1] , Marisa Poncet[1] , Marcos Soto[1] , Gabriel Triana[1] , María Veiras[1] , Carlos Losada[1] , Alfonso Mariño[1]

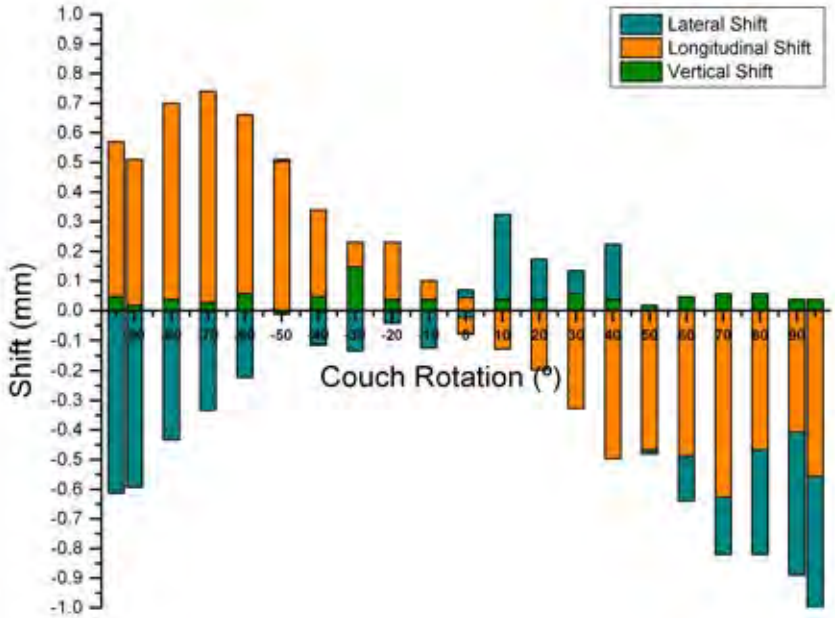
1) Fundación Centro Oncológico de Galicia

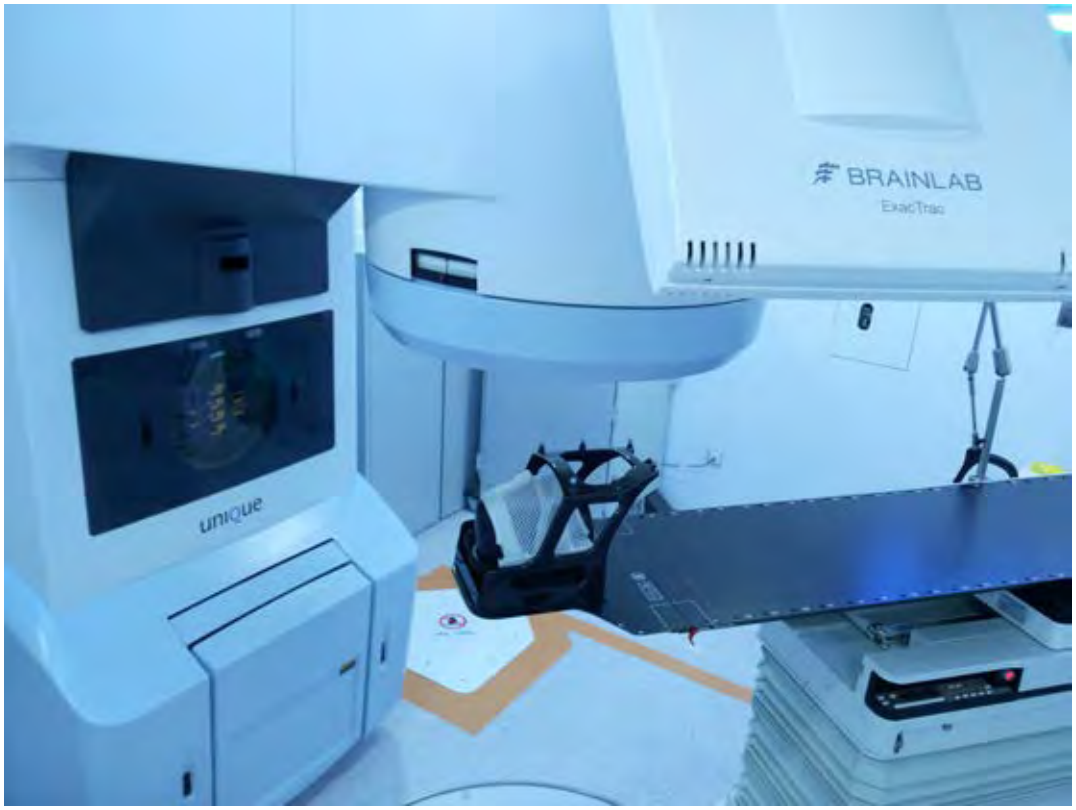
1) Objetivo:
Evaluar las desviaciones mecánicas del isocentro debido a los giros de mesa, ampliamente utilizados en las técnicas de radiocirugía con acelerador.

2) Material/Métodos:
En la Fundación Centro Oncológico de Galicia se dispone desde agosto de 2016 de un sistema de imagen estereoscópica ExacTrac X-Ray 6D (BrainLab) instalado en un acelerador monoenergético Unique Perfomance Edition (Varian), los cuales permiten realizar tratamientos de radiocirugía sin marco gracias al control de imagen y correciones 6D de la posición del paciente.
Se ha utilizado un maniquí ET Verification Head Phantom (The Phantom Laboratory) que simula la anatomía craneal humana y contiene varios marcadores radiopacos en su interior. Inmovilizado con ayuda de una máscara termoplástica doble, se fijó de forma no invasiva el maniquí a la mesa de tratamiento y se situó el isocentro de radiación en uno de sus perdigones internos. Posteriormente se adquirieron varios pares de imágenes en distintos puntos a lo largo del recorrido de giro de mesa para analizar la desviación mecánica en cada angulación.

3) Resultados:
Las pruebas con el maniquí muestran desviaciones cercanas al milímetro (±1 mm) en los extremos del límite de giro de la mesa (±90º), las cuales son detectadas por el sistema de imagen Exactrac posibilitando su corrección con la mesa Robotics. Estas desviaciones son inasumibles en la mayoría de tratamientos de radiocirugía craneal y pasarían inadvertidos en un sistema de control por imagen CBCT.
Del análisis preliminar de las incertidumbres residuales del sistema Exactrac, hemos estimado la precisión global de nuestros procedimientos estereotáxicos craneales en 0,7mm ± 0,5mm.

4) Conclusión:
Esta evaluación inicial demuestra la necesidad de un sistema de imagen para reducir las incertidumbres sistemáticas introducidas por los giros de la mesa de tratamiento y así poder asegurar la exactitud necesaria para los tratamientos intracraneales con radiocirugía.


Lateral Shift
Longitudinal Shift
Vertical Shift
Shift (mm)
Couch Rotation (°)


BRAINLAB
ExacTrac
unique

ID: 01167
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Scripting en procesos de planificación de RTE; mejora de la calidad y seguridad de los tratamientos.

María del Carmen Castellet García[1] , Rafa García Mollá[1] , Natalia Montenegro Iglesias[1] , Paula Monasor Dénia[1] , Juan David Quirós Higueras[1] , Noelia de Marco Blancas[1] , Juan López Tarjuelo[1] , Xavier Jordi Juan Senabre[1] , Juan Moreno Sánchez[1] , Desiré Rodríguez Vidal[1] , Agustín Santos Serra[1]

1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.

Objetivo

Descripción del proceso de optimización y automatización del flujo de trabajo, dentro del contexto de la mejora de la calidad y seguridad de los tratamientos de radioterapia externa (RTE), mediante la utilización de *scripts*.

Material y métodos

Sistema de Planificación Computarizada de Tratamientos (TPS) *RayStation 5.0* (*RaySearch Laboratories*, Suecia), sistema de información de gestión de pacientes *Mosaiq* ***Radiation Oncology*** *2.62* (*Elekta*, Estocolmo), editor de código fuente *Notepad++ 6.4.5* y *Microsoft Office Excel 2003.*

Se ejecutan *scripts* (programados en nuestro centro mediante el lenguaje *IronPhyton 2.7.1)* para el control de calidad del TPS y para la automatización, optimización y/o verificación de distintos procesos en la planificación de los tratamientos de RTE. En la figura 1 puede verse la utilización de estos *scripts* en el diagrama de flujo de trabajo empleado en nuestro servicio.

En el control de calidad del TPS realizado diariamente, el *script* verifica la constancia de unidades de monitor (UM), los histogramas dosis-volumen y las dosis en varios puntos en un paciente-virtual creado para dicho propósito.

En cuanto al proceso de planificación, tras la realización de la dosimetría clínica y en función del tipo de tratamiento, se ejecuta un *script* de verificación del plan. Para tratamientos convencionales, el *script* chequea que: el plan tenga origen de coordenadas (referencia del TC de planificación del paciente); todos los campos y segmentos tengan un número mínimo de UM; la posición de las láminas esté dentro de un rango determinado; el nombre (identificador) de los campos sea correcto, por lo que evita duplicidades y errores tipográficos; los puntos de pesado se encuentren a una profundidad mínima determinada; la máquina seleccionada para el tratamiento sea la establecida; la plantilla DRR seleccionada sea la adecuada para una correcta visualización de la escala de grises; e indica si todos los campos tienen el mismo isocentro o no. Para tratamientos más complejos, como IMRT, además de las verificaciones anteriores, comprueba que las energías de los campos son las correctas y que el ángulo del colimador es igual a 2º.

A continuación, se ejecuta un *script* que extrae toda la información necesaria para el cálculo alternativo de UM, generándose un archivo .txt. Los datos obtenidos para cada segmento en el punto de pesado, son posteriormente analizados en una hoja Excel, donde, mediante una macro (*Microsoft Visual Basic 6.3*), se calculan las UM y se verifica que dicho cálculo es correcto.

Finalmente, tras la aceptación de la dosimetría por parte del oncólogo radioterápico, se transfieren los campos desde el TPS a *Mosaiq*. Para verificar que la transferencia se ha realizado correctamente, se exporta el archivo RTP (RT Plan) de *Mosaiq* a la hoja Excel empleada anteriormente para el cálculo de las UM, y se comprueba automáticamente, segmento a segmento, que todos los parámetros del RT Plan coinciden con los extraídos del TPS.

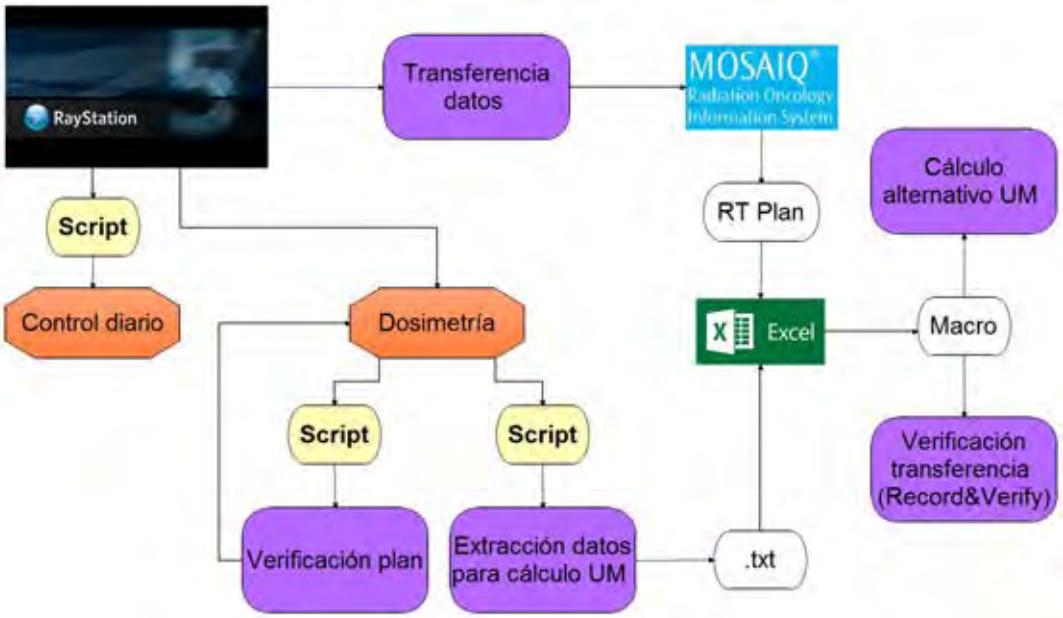
Resultados

Se consigue una mejora sustancial en los patrones de calidad. Por ejemplo, el número de campos y segmentos de los tratamientos, que suponía una dificultad y una limitación en la verificación de los cálculos, desaparece con el *scripting*, por lo que es posible realizar un mayor número de tratamientos más complejos.

Además, se reducen los errores humanos en tareas mecánicas ejecutadas durante la dosimetría clínica, ya que mediante *scripting* se pueden detectan y corregir precozmente. También se reducen los errores tipográficos y/o numéricos en la transferencia de datos del TPS a *Mosaiq*, cuya comprobación se realiza de forma automática.

Conclusiones

La utilización de *scripts* ha permitido la automatización de ciertos procesos en la planificación, preparación y comprobación de los tratamientos de RTE; por lo que ha aumentado la seguridad del procedimiento, ya que es posible realizar comprobaciones más exhaustivas. También se ha reducido considerablemente el tiempo necesario para efectuarlas.


RayStation
Transferencia datos
MOSAIQ
Radiation Oncology Information System
Cálculo alternativo UM
Script
RT Plan
Control diario
Dosimetría
Excel
Macro
Script
Script
Verificación transferencia (Record&Verify)
Verificación plan
Extracción datos para cálculo UM
.txt

ID: 01209
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

VALIDACIÓN DEL MÓDULO QA DEL MAPCHECK PARA LA MEDIDA DEL TAMAÑO DEL ISOCENTRO

Ana Cámara Turbí[1] , Francisco Candela Rodríguez[1] , Teresa García Martínez[1] , Sara Consuelo Moral Sánchez[1] , María Campos Ángeles[1] , Jose Hernandis Barbera[1] , María Isabel Asensio Martínez[1] , María Jesús Marco Collado[1] , Víctor Borredá Talón[1]

1) Hospital Universitario La Ribera, Alzira

Objetivo

La medida del tamaño del isocentro forma parte de los controles de calidad rutinarios del acelerador lineal. Tradicionalmente se realiza mediante película radiográfica o radiocrómica. Este procedimiento presenta las ventajas de una alta resolución espacial, a cambio de las desventajas de la lentitud en la lectura de resultados (tiempo de ennegrecimiento, escaneo, etc.). Se propone aquí realizarlos mediante la matriz de dosis 2D (Mapcheck2) que se usa para los controles de IMRT que adquiere los datos directamente de modo digital, entregando el resultado de modo inmediato y además así conseguir un ahorro de material fungible (películas).

El método se usa como prueba rutinaria, y si se alcanza el nivel de tolerancia se hacen pruebas adicionales con películas para detectar si ello se deba a fallos en el acelerador.

Material y métodos

Los materiales usados han sido, para el método tradicional de los controles, la película (GAFCHROMIC RTQA2) y el escáner EPSON 10000XL; y para el otro método, la matriz de dosis (MAPCHECK2) colocada sobre la mesa del acelerador. La película radiocrómicas se analiza con el software DOSELAB PRO, y la medida de la matriz de dosis 2D se procesa con su propio software. La imagen obtenida en la matriz de dosis hay que guardarla en modo movie (mcm) para después analizarla instantáneamente.

Se efectúa la prueba de control de calidad para isocentro de mesa y de colimador por ambos métodos en los dos aceleradores lineales del departamento (Varian 2100C y 2100C/D).

Los métodos para los controles geométricos mediante la matriz de dosis son equivalentes a los tradicionales:

1. ***Isocentro del colimador.*** Campos estrechos conformados con las mordazas de tamaños (Y=1, X=34). Las mordazas rotan con el colimador, usando la matriz de dosis en un caso y las películas en el otro.
2. ***Isocentro de mesa.*** Campos estrechos conformados con las mordazas de tamaños (Y=1, X=34). Se coloca la matriz de dosis o la película sobre la mesa, a la que se hace rotar sobre su eje.

Primero se realizaron varias irradiaciones repetidas mediante la matriz de dosis del control del isocentro del colimador para ver la reproducibilidad del método, y los resultados se desviaban como máximo 0.1mm. Después se compararon los resultados para el tamaño del isocentro en ambos métodos.

Resultados

Se presentan los resultados obtenidos mediante ambos métodos en la tabla 1 y en la imagen 1 un ejemplo de los resultados obtenidos con la matriz de dosis 2D. Presentando la matriz de dosis tamaños del isocentro similares a los de la película.

Conclusiones

Este sistema tiene muchas ventajas, porque ahorra tiempo de montaje y evita el uso de materiales fungibles y la

compra de más dispositivos de control de calidad. Además, los resultados se obtienen inmediatamente, sin esperas por procesos de revelado y escaneo.

La matriz de dosis puede utilizarse como sistema de constancia del tamaño del isocentro, estimando también la magnitud de la desviación, aunque con menor precisión debido al tamaño y separación de los diodos detectores.

Por ello, y por ser conservadores, se recomienda establecer un nivel de alarma adecuado, y en caso de observar tendencias en la serie histórica que lo sobrepasen, verificar redundantemente la medida con el método estándar de medida (la película).

	Acelerador Varian 2100C		Acelerador Varian 2100C/D	
Tabla 1	Radio isocentro del colimador (mm)	Radio del isocentro de mesa (mm)	Radio isocentro del colimador (mm)	Radio del isocentro de mesa (mm)
Película	0.05	0.40	0.40	0.45
Mapcheck2	0.1	0.5	0.5	0.6

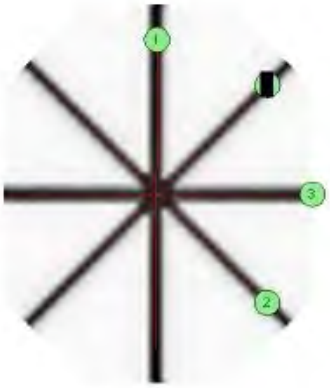
Collimator/Couch Rotation Report

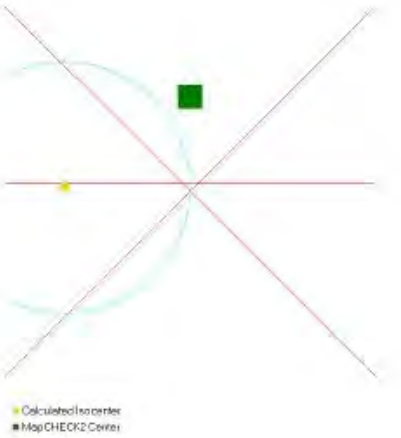
Analysis Results

Beam #	Gantry Angle (IEC)	Distance
1	179.9° (359.9°)	0.5 mm
2	45.1° (225.1°)	0.4 mm
3	90.0° (270.0°)	0 mm
4	135.0° (315.0°)	0.4 mm

Location of Isocenter: X = -0.5 mm, Y = -0.4 mm

Circle Radius: 0.5 mm





ID: 01215
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

NUEVO PROCEDIMIENTO DE CONTROL DE CALIDAD DE LAS SONDAS INTRAOPERATORIAS. OPTIMIZACIÓN DE LA CURVA DE RESOLUCIÓN

Carlos Juan Baeza Monedero[1] , Gema Muñiz Romero[1] , Maria Perucha Ortega[1] , Maria Carrasco Herrera[1] , Jose Maria Nieto-Guerrero Gomez[2] , Gerardo Sanchez Carmona[1] , Javier Luis Simón[1]

1) Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío 2) Servicio de Radioterapia. Hospital Universitario Virgen del Rocío

Objetivo. Las pruebas de control de calidad de las sondas intraoperatorias usadas en quirófano para la detección de ganglios centinela se realizan con una perioricidad anual, durante las cuales se comprueba la resolución espacial y angular de la misma, además del control de los cables, pruebas de fuga y conexiones y control de la señal acústica ante la detección de actividad.

La verificación de la misma se realiza con una serie de repeticiones de medidas en unas determinadas posiciones marcadas con ayuda de un maniquí de posicionamiento, con el fin de obtener el valor de la FWHM a través de una gaussiana, siendo necesarios una gran cantidad de pares de puntos para poder obtener un ajuste razonable, y una inversión de tiempo superior a las 3 horas.

Se propone un nuevo método de trabajo, en el que a través de una curva de resolución optimizada para cada una de las sondas, se realicen solo cinco medidas y se compruebe si entran o no dentro de lo establecido por nuestra curva de referencia.

Materiales y método. El primer objetivo será obtener una curva de optimización teórica para sustituir al hasta ahora ajuste gaussiano, para cada una de las sondas intraoperatorias. Se propone una curva optimizada sobre la exponencial, en la que se incluyen los siguientes términos (ver fómula en imagen 1)

1. Término gaussiano : asociado a la no puntualidad de la fuente radiactiva. Solo aplicando un ajuste gaussiano obtenemos un valor de R2=0,991.
2. Término inverso cuadrado de la distancia : termino asociado a la dependencia con el cuadrado de la distancia. Incorporando este término obtenemos una R2=0,995 .
3. Eficiencia geométrica: Al no poder considerar la fuente puntual, tendremos que utilizar una expresión corregida de la misma.
4. Eficiencia intrínseca: en este término incluimos el factor asociado a la atenuación en el aire y la atenuación en la propia sonda.

Donde los valores son parámetros introducidos en las expresiones son valores a determinar calculados a partir de la expresión obtenida de la resolución.

Para obtener por primera vez las curvas tomaremos

i) Resolución angular: cada 10º, tomaremos desde -90º a +90º de nuevo, 10 medidas en cada punto.

ii) Resolución espacial: tomaremos medidas cada 0,5cm desde x=-10cm hasta x=10cm.

De esta manera, una vez tengamos todo el conjunto de puntos, podremos ajustarlos cada una de las series a

nuestra curva, obteniendo cada uno de los parámetros particulares de la sonda y las curvas de resolución espacial y angular, con su incertidumbre asociada.

Una vez tengamos la curva, podremos realizar solo cincos medidas para verificar el equipo de medida en las siguientes posiciones propuestas

i) Para la resolución angular en O=-60º, -30º, 0º, 30º y 60º.

ii) Para la resolución espacial x=-6cm, x=-2cm, x=0cm, x=2cm, x=6cm.

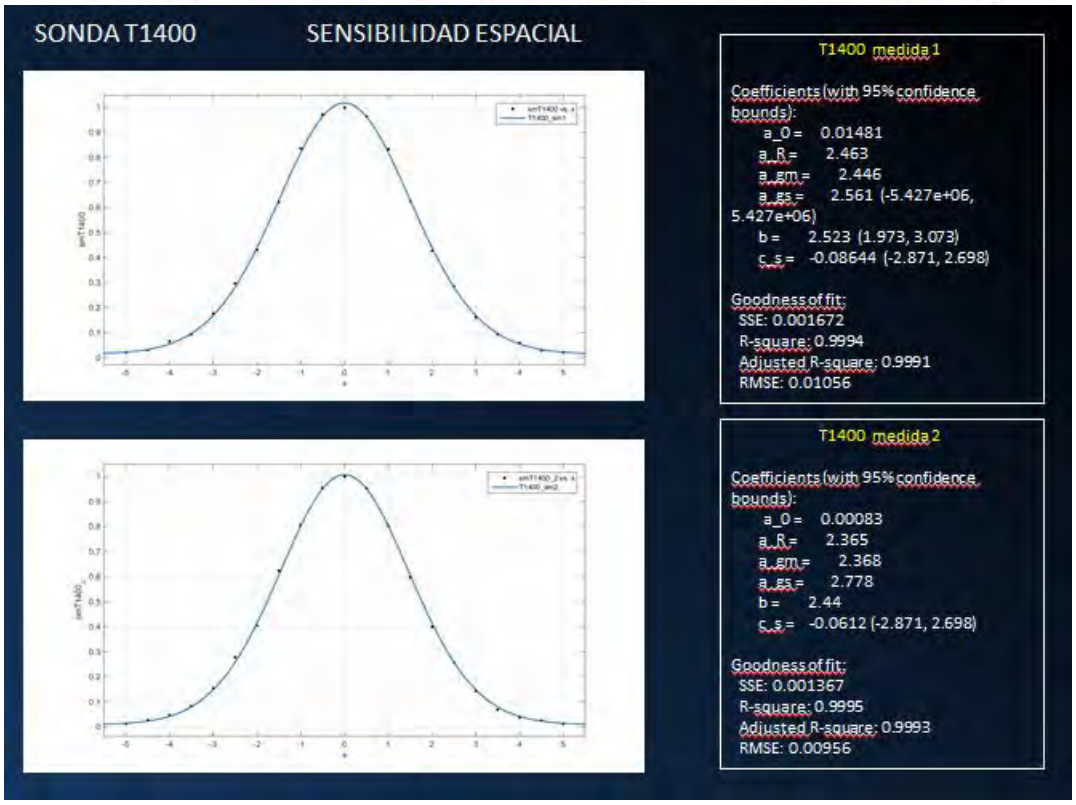
Estos puntos serán representados sobre las curvas correspondientes, con sus barras de error.

Resultados. En las curvas de calibración obtenidas para las sondas T1400, SOE11 , las curvas optimizadas obtenidas han proporcionado un ajuste con valores de R2=0,9992 y R2=0,9989, mejorando notablemente los resultados obtenidos por el ajuste exclusivamente gaussiano. El tiempo de medida una vez obtenidas las curvas han disminuido a 45 minutos de media. Además, se realizó un ajuste de estos 5 puntos ajustados bajo las curvas correspondientes (a partir de los parámetros obtenidos anteriormente) obteniendo resultados favorables, permitiéndonos implementar este nuevo método de actuación para el resto de las sondas intraoperatorias.

Conclusiones. La obtención de una curva de resolución optimizada para las sondas intraoperatorias aporta una disminución notable de los tiempos de realización del control de calidad ofreciendo unos resultados buenos comparando solo 5 puntos de medida frente a los 10 que medíamos antes.

$$S = S(x,y) = a_0 + a_g \cdot e^{-\left(\frac{x-x_0}{b}\right)^2} + a_r \cdot \frac{1}{x^2+y^2} + a_g \cdot \frac{1}{2}(1-\cos(\theta)) + a_{in} \cdot (1 - e^{(-\mu_a \cdot r_a - \mu_b \cdot r_b)})$$

Curva teórica de resolución espacial y angular de una sonda quirúrgica.



ID: 01224
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

E.R.I. de una unidad de braquiterapia electrónica para el tratamiento intraoperatorio de mama

Sergio Lozares Cordero[1] , José Antonio Font Gómez[1] , Almudena Gandía Martínez[1] , David Villa Gazulla[1]

1) Hospital Universitario Miguel Servet

Objetivo

El objetivo de este trabajo es presentar las pruebas del estado de referencia inicial (E.R.I.) de la unidad de braquiterapia electrónica Axxent (XOFT Inc.) adquirida en nuestro centro para el tratamiento radioterápico intraoperatorio (IORT) de mama.

Material y Métodos

El equipo Axxent utiliza fuentes miniaturizadas de RX de 50 KVp con emisión de radiación cuasi-isotrópica desde el interior de un balón introducido en el lecho tumoral. Debido a su bajo peso y portabilidad, se puede trasladar fácilmente a los diferentes quirófanos donde se desee realizar la técnica.

Se compone de una unidad de control formada por:

- Pantalla táctil para entrada/salida de datos
- Unidad USB para entrada/salida de ficheros
- Lector de códigos de barras
- Cámara pozo y electrómetro
- Brazo articulado para el posionamiento de las fuentes (con posición submilimétrica) y del balón

Las fuentes son desechables tras 500 minutos de uso clínico o cuando no superen los controles de calidad del Servicio. Previamente a cada tratamiento es obligatorio realizar una calibración de la fuente en uso (5 minutos). La tasa de kerma en aire en ese momento será la que la unidad tome para el ajuste de los tiempos nominales de irradiación en cada posición de parada.

Junto con el equipo y fuentes, la empresa XOFT proporciona un conjunto de maniquies para el control de calidad.

En nuestro Servicio de Radiofísica realizamos los pertinentes controles de calidad de acuerdo al E.R.I. de la unidad.

Resultados

A continuación se enumeran las pruebas del E.R.I.:

- encendido/apagado del equipo, entrada de datos del paciente vía pantalla táctil y lector de barras, entrada de presión y temperatura ambientales

- estado del sistema de refrigeración

- entrada de posiciones de parada y tiempos de irradiación de la fuente

- enclavamientos para las siguientes situaciones:

  - si frenos de ruedas no activados
  - si fuente no correctamente insertada en el brazo
  - si fuente o balón se sueltan
  - si no hay flujo de agua refrigerante
  - si el motor de posiciones de fuente detecta fuerza de oposición al avance

- precisión posicionamiento de la fuente con autorradiografías (submilimétrica) y regla (milimétrica)

- sistema de calibración de la fuente:

  - detección automática de la fuente; datos de fuente (nº serie, tasa de kerma nominal, tiempo de uso)
  - enclavamiento cuando el electrómetro no está operativo
  - enclavamiento cuando la fuente no está en la cámara pozo
  - botones en pantalla táctil de comienzo y parada de irradiación
  - modificación automática de la lectura del electrómetro por los factores de P y T y atenuación del balón
  - estabilidad del nivel de isotropía de la radiación con película

- tratamiento:

  - paso obligatorio por la pantalla de calibración
  - precisión del temporizador
  - reemplazar fuente durante el tratamiento:
    - detección automática de la fuente; datos de fuente (nº serie, tasa de kerma nominal, tiempo de uso)
    - sistema de calibración de la fuente
  - recuperación de datos tras apagado accidental
  - registro de los datos de tratamiento
  - recuperación de datos tras apagado accidental

Conclusión

Tras las pruebas de aceptación llevadas a cabo por la empresa, los radiofísicos definimos las pruebas del E.R.I., las cuales son la base de las pruebas de control de calidad. Tras casi dos años de utilización del equipo hemos ido redefiniendo las pruebas del control de calidad diario, cuatrimestral y anual pero siempre fielmente a las realizadas en el E.R.I., las cuales han demostrado ser un conjunto de pruebas fiables a la hora de determinar la estabilidad de la unidad.

ID: 01235
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Implementación de la radioterapia intraoperatoria de mama con el equipo de braquiterapia electrónica Axxent (Xoft)

Almudena Gandía Martínez[1] , Sergio Lozares Cordero[1] , José Antonio Font Gómez[1] , David Villa Gazulla[1]

1) Hospital Universitario Miguel Servet

Objetivo

El objetivo de este trabajo es presentar el papel del radiofísico en el quirófano en los tratamientos de radioterapia intraoperatoria (IORT) de mama con un equipo de braquiterapia electrónica (Axxent, XOFTInc) en nuestro hospital. Asimismo se presentan los tiempos típicos empleados por el físico médico para cada tarea y las incidencias que registradas tras165 tratamientos desde mayo de 2015.

Materiales y Métodos

Los tratamientos se llevan a cabo con la unidad Axxent (XOFT Inc.) compuesta de controlador de posición de la fuente de RX de 50 KVp y electrómetro (Max4000, Standard Imaging). Se han evaluado durante los 165 tratamientos efectuados los tiempos de físico médico empleados en las siguientes tareas rutinarias:

- (a) preparación y encendido del equipamiento
- (b) realización del control de calidad diario a la unidad Axxent y su fuente de RX y preparación de los datos de la paciente a tratar y calibración de la fuente para ese tratamiento
- (c) colocación de la unidad en posición de tratamiento y los elementos de radioprotección
- (d) tratamiento
- (e) backup final de datos y desmontaje

Adicionalmente, se presentan los tiempos empleados en la resolución de los incidentes acaecidos durante los tratamientos y el número de incidentes por tipo:

- (A) necesidad de sustitución de fuente de RX por avería
- (B) necesidad de sustitución de fuente de RX por llegar al final del tiempo nominal.
- (C) necesidad de sustitución del sistema de refrigeración
- (D) “error fatal” en la unidad durante el tratamiento que conduce a apagado de la misma
- (E) desconexión por error del suministro eléctrico a la unidad

Resultados

Durante todo el proceso, el radiofísico intenta realizar sus diferentes tareas de forma paralela al proceso quirúrgico. De esta forma se minimiza el tiempo de acto quirúrgico + IORT frente al tiempo usual de un solo acto quirúrgico ya que la preocupación principal, y entendible, del personal quirúrgico cuando se implementa la IORT de mama es precisamente el incremento de tiempo de quirófano que esta supone. Además, el radiofísico ha de

contar con tiempo suficiente para solucionar las posibles incidencias, las cuales se incluyen en este trabajo.

Tiempos en tareas rutinarias:

a. Se realiza una vez la paciente se encuentra anestesiada y los enfermeros instrumentistas centran su equipamiento en torno a la mesa de operaciones: 25 min.

b. Se realiza paralelamente a la intervención de extirpación del tumor: 15 min.

c. Se realiza una vez terminada la intervención quirúrgica y colocado el balloon por el cirujano: 5 min.

d. Tratamiento: 10 min

e. Se realiza paralelamente a la finalización de la intervención quirúrgica (extracción del balloon por el cirujano y cierre): 30 min.

Tiempos en resolución de los incidentes:

A. 6 ocasiones: 10 min (es necesaria nueva calibración)

B. 2 ocasiones: 10 min (es necesaria nueva calibración)

C. 1 ocasión: 15 min

D. 1 ocasión: 20 min (es necesario repetir el control de calidad diario)

E. 1 ocasión: 20 min (es necesario repetir el control de calidad diario)

Conclusiones

Con una adecuada organización, el radiofísico puede realizar sus tareas, con reserva de tiempo en atención a posibles incidentes, en un tiempo breve y paralelamente al acto quirúrgico de forma que no exista incremento de tiempo respecto a intervención usual sin IORT.

ID: 01256
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Implementación de Planificación 4D Eclipse en SBRT de pulmón, puntos de control y sistema gating

Francisco Manzano Martínez[1] , David Jiménez Feltström[1] , Cristina Nuño Rodríguez[1] , Manuel Muñoz Espejo[1] , Maria Jose Hungria Estevez[1]

1) Hospital Vithas Xanit Internacional

OBJETIVO Y APORTACIÓN ORIGINAL:

- Implementar la planificación 4D en Eclipse con los medios que tenemos.
- Proceso de adquisición de imágenes y experiencia para la mejor secuencia de imágenes con un TAC convencional.
- Normalización de las decisiones en el proceso de trabajo en el planificador.
- Una alternativa para el control de la respiración mediante un sistema de cámaras infrarrojas utilizadas en radiocirugía.

MATERIAL/MÉTODOS:

En el proceso de implementación del modo de inmovilización o forma de compresión utilizado se han probado distintos sistemas, estudiando la reproducibilidad de los mismos realizando varias adquisiciones incluyendo la recolocación completa. La evaluación fue mediante fusión de imágenes y cine.

Usando un TAC 3D, se realizan varias adquisiciones en distintas fases de la respiración, la experiencia de 2 años nos da como resultado la selección de lo que a nuestro criterio es la mejor secuencia.

En el proceso de contorneo se utiliza la fusión de imágenes en una imagen 4D.

Un margen de PTV se añade para realizar la planificación pero se añaden márgenes diferentes en las distintas imágenes y se calculan de manera consecutiva para la obtención del HDV final de planificación.

El gating de la respiración se realiza con un sistema de control de la posición frameless para radiocirugía de Varian, se ancla un reflector de infrarrojos sobre la zona de compresión diafragmática y se controlan los desplazamientos.

RESULTADOS:

En nuestro servicio nos hemos decantado por la creación de un colchón de vacío con una compresión diafragmática mediante cincha y la creación de una base personalizada mediante almohada modlcare. Esta varía conforme a la forma concreta de la zona diafragmática, repartiendo la presión de manera más amplia. Figura1

Para la adquisición hemos encontrado que hay fases de la respiración que al final se terminan desechando como la inspiración completa, puesto que se dispone de un sistema de gating, de otro modo habría que incluirlo para prever grandes desplazamientos durante el tratamiento.

Fases de espiración, inspiración media y varias de respiración normal parecen ser suficientes para la planificación 4D.

Para el contorneo se supone que el tumor solo cambia de posición y no de forma por lo que se traslada la

estructura a todas las fases y se actualiza su posición. En los pequeños cambios de forma se rehace la estructura para esta fase concreta.

Existen varias herramientas en Eclipse para obtener un TAC equivalente, como la imagen suma, promedio. etc. En nuestro caso se ha tomado la imagen que se encuentra en posición media de respiración, en ella se calcula el GTV acumulado y el PTV de planificación. Posteriormente se traslada el cálculo a todas las fases.

Esto afecta al cálculo y aparentemente pueden parecer subdosificadas zonas donde hay GTV acumulado pero la densidad puntual en esa fase es la de pulmón.

Se establece en cuanto a los márgenes que, para no ampliar indebidamente los mismos intentando cubrir zonas subdosificadas, se utilizan distintos márgenes para la planificación y el informe de dosis.

Para el control de la respiración evitando las fases desechadas en el cálculo, se utiliza un reflector de infrarrojos estableciendo márgenes para la parada del tratamiento o recolocación. Figura2

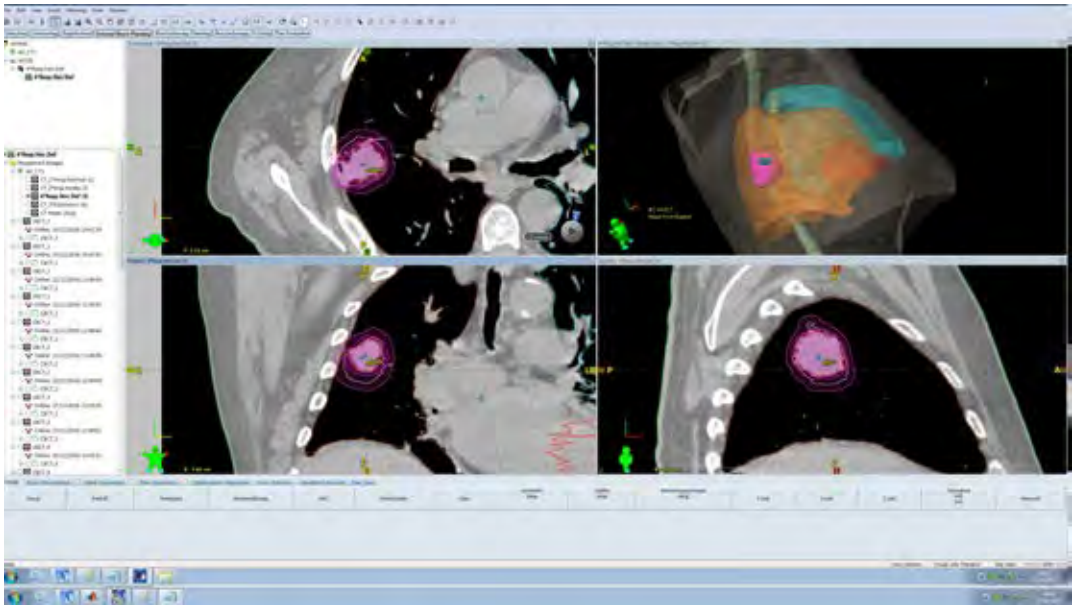
CONCLUSIÓN:
Un sistema de inmovilización mediante colchón y compresión uniforme sobre una zona amplia bajo las costillas parece ser adecuado para los tratamientos de pulmón con planificación 4D.

La obtención de imágenes en un TAC convencional es suficiente, si la secuencia es adecuada, para reproducir la imagen 4D de planificación.

Decisiones sobre la imagen de planificación, la forma de contornear el tumor y los márgenes, afectan a la planificación en sí y de manera diferente al informe de dosis, esto hay que tenerlo en cuenta si no queremos aumentar márgenes indebidamente.

Complementariamente se controla el posicionamiento mediante CBCT y se establece la referencia para el sistema de control de la respiración por infrarrojos.





ID: 01262
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Generación de indicadores de eficiencia en planes de radioterapia externa en función de su complejidad

Sonia Serrano Zabaleta[1] , Aznar León Palacios[1] , Alejandro Barranco López[1] , Pablo Ortega Pardina[1] , Miguel Canellas Anoz[1] , Araceli Hernández Vitoria[1] , Esther Millán Cebrián[1] , Alejandro García Romero[1]

1) Hospital Clínico Universitario

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

En los acuerdos de gestión entre el Servicio de Física y Protección Radiológica (SFPR) y la Dirección del Hospital, se han establecido indicadores que miden la eficiencia de la actividad desarrollada en relación a la elaboración de la dosimetría clínica de pacientes para ser tratados mediante radioterapia externa, tanto con técnicas RTC3D como con técnicas de IMRT Step&Shoot.

Dado que el sistema de Registro y Verificación (V&R) no permite extraer los datos necesarios, el objetivo ha sido desarrollar una aplicación que permita:

- Valorar cuantitativamente el tiempo de respuesta del servicio para cada una de las etapas de la planificación de tratamientos de radioterapia externa, desde el inicio, momento en que se recibe la petición, hasta final del proceso.

- Hacer un estudio de la complejidad de las planificaciones y

- Obtener indicadores objetivos relacionados con la eficiencia.

2. MATERIAL Y MÉTODO

Se ha diseñado una aplicación informática basada en Excel, programada en Visual Basic para Microsoft.
Para la valoración cuantitativa del tiempo de respuesta del SFPR se registran la fecha y hora en que:

- se recibe en el SFPR la solicitud de la dosimetría clínica.

- se termina la planificación por parte del SFPR.

- el oncólogo radioterápico aprueba la planificación propuesta

- se termina el informe dosimétrico y se exporta la planificación al sistema de V&R

Así mismo, se ha elaborado una clasificación de las dosimetrías clínicas en cinco grupos, los cuatro primeros atendiendo tanto a la patología como al grado de complejidad de cada caso basado en nuestra experiencia y el quinto contempla las planificaciones de IMRT.

3.RESULTADOS

En las figuras 1 y 2 se muestran parte de la hoja de recogida de datos correspondiente a finales del año 2016 y los datos estadísticos a 31 de diciembre de 2016 correspondientes a los grupos I a III y el total de planificaciones así como la distribución temporal de las planificaciones.

A lo largo de 2016 se han realizado 989 dosimetrías clínicas de pacientes con técnicas de IMRT y 3D conformada.

Se define “Tiempo de cálculo” como el tiempo transcurrido desde que la solicitud llega al servicio hasta que se termina su planificación. El tiempo medio de cálculo de todas las dosimetrías clínicas ha sido de 1,21 días (? =1.31). El máximo tiempo fue una planificación que requirió 10.07 días hasta su resolución.

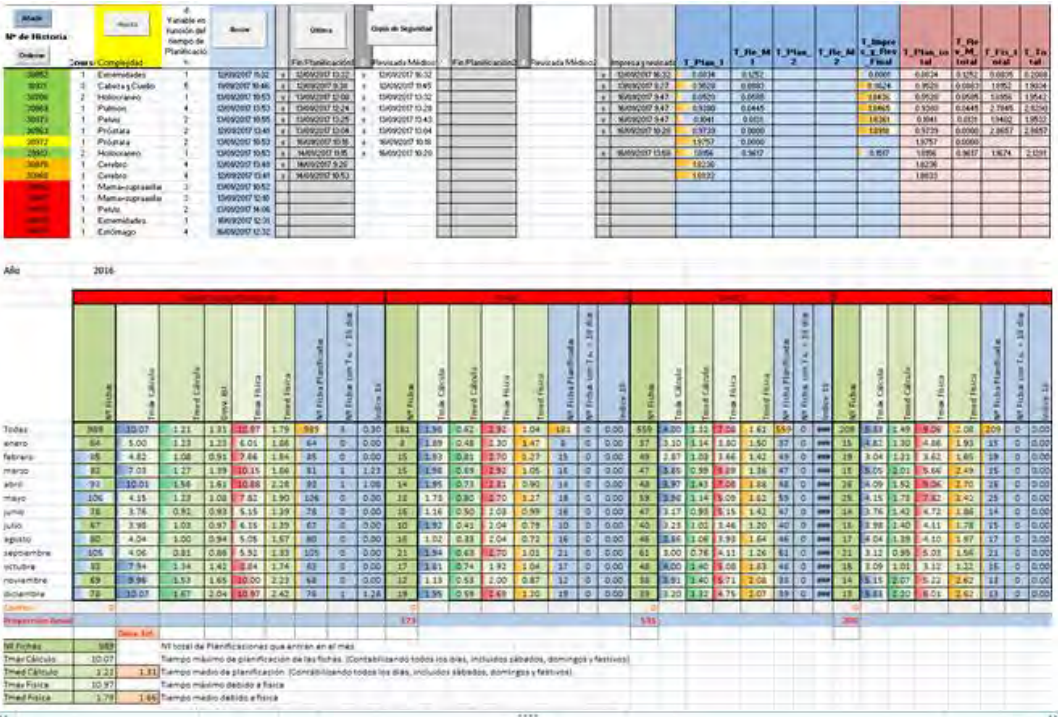
Se define “Tiempo en física” como el transcurrido desde que la solicitud llega al servicio hasta que se termina el informe dosimétrico y se exporta la planificación al sistema de verificación y registro, menos el tiempo que ha requerido el radioterapeuta para aprobar la planificación. El tiempo medio ha sido de 1.79 días (? =1.66)

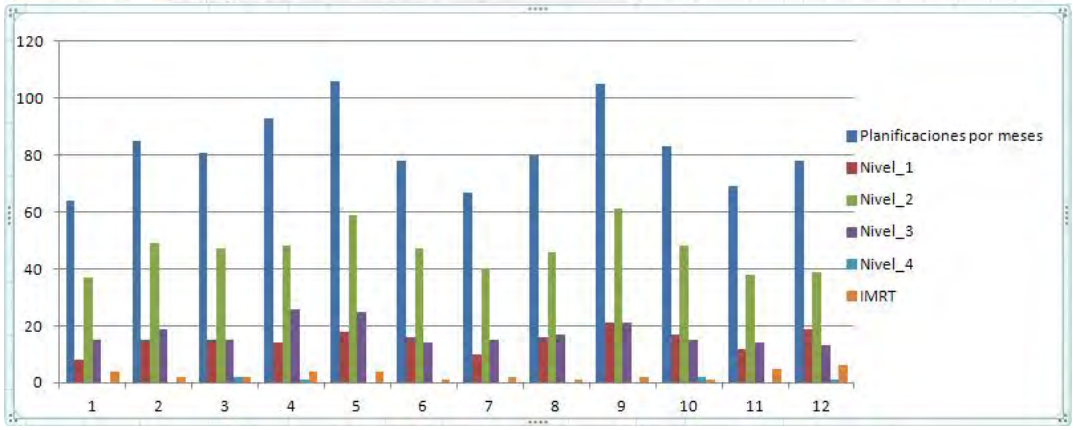
Se define “Indicador I_x”, como el número de planificaciones con tiempo en física > de X días dividido por el nº total de fichas expresado en porcentaje. En 2016 ha sido I_{10} = 0.30%

4. CONCLUSIONES

La aplicación permite:

- Ver de forma sencilla en qué situación se encuentra la planificación de cada paciente en todo momento mediante código de colores; rojo = pendiente de planificación; naranja = pendiente de revisión por el radioterapeuta; amarillo = pendiente de revisión final y exportación; verde = proceso terminado.
- Obtener de forma más realista indicadores objetivos a fin de evaluar la eficiencia del proceso de planificación en función de la patología y del grado de complejidad de cada planificación.
- Explotar los datos obtenidos para hacer un estudio estadístico de la actividad realizada.
- Encontrar posibles aspectos de mejora del proceso en función de los resultados.
- Encontrar e identificar \"cuellos de botella\" y analizar sus causas.





ID: 01264
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

TC de energía dual espectral para la caracterización del cáncer de pulmón

Víctor González Pérez[1] , Estanislao Arana Fernández de Moya[1] , Julia Cruz Mojarrieta[1] , Maria Barrios Benito[1] , Karol Elizabeth de Aguiar Quevedo[1] , Miguel Jesús Arrarás Martínez[1] , Francisco Blázquez Molina[1] , Albert Bartrés Salido[1] , Laura Oliver Cañamás[1] , Valentín Campo Sanmartín[1] , Cristina Bosó Martínez[1] , Vicente Crispín Contreras[1] , Juan Carlos Peñalver Cuesta[1]

1) Fundación Instituto Valenciano de Oncología

Objetivo

El objetivo de este estudio es evaluar las curvas espectrales de unidades Hounsfield (UH) generadas por un tomógrafo computarizado de energía dual (TCED) para caracterizar las masas pulmonares. Para ello, se relacionó las curvas espectrales de las lesiones con los resultados obtenidos en el análisis patológico de las lesiones.

Material y métodos

Entre julio de 2013 y diciembre de 2016 se estudiaron con TCED 252 pacientes, remitidos a nuestro hospital ante la sospecha de cáncer de pulmón. En el estudio se utilizaron 50 ml de contraste yodado (300 mg I/ml) a 4 ml/s.

El escáner utilizado fue un Discovery CT 750HD (GE Healthcare, EEUU). Se realizaron los estudios conmutando la energía del escáner entre los kilovoltajes de 140 kV y 80 kV. Los algoritmos de la TCED permiten la reconstrucción del estudio simulando cómo sería si se empleara un haz de fotones de energía monocromática. Los estudios espectrales de UH nos muestran la atenuación de una estructura en el rango de energía 40 - 140 keV en dichos estudios virtuales.

El volumen de la lesión fue contorneado por un radiólogo de manera semiautomática usando la función de nódulos pulmonares Dexus (GE Healthcare, EEUU). Se reconstruyeron en la estación de trabajo ADW4.6 (GE Healthcare, EEUU) las curvas espectrales de estas masas; y se parametrizaron mediante el software MATLAB 2014a (Mathworks Inc, EEUU). Para ello se ajustó cada curva al modelo:

$$UH = A + B\, e^{?C\,(E?40)/100}$$

donde UH es la atenuación (en unidades Hounsfield), A es la asíntota de la curva (valor al cual tiende a energías altas), B es el rango de la curva (valores entre los que está comprendida), C está relacionado con la curvatura y E es la energía del estudio virtual reconstruido en unidades de keV.

Se realizó el estudio estadístico con el software SPSS v22 (IBM, Armonk, USA). Mediante el test de U de Mann-Whitney se evaluó si estos parámetros diferenciaban de manera estadísticamente significativa ($p< 0.05$): a) lesiones malignas de benignas (200 vs 52 casos); b) adenocarcinoma de pulmón (ADC) de carcinoma epidermoide (120 vs 24 casos); c) lesiones que presentan región necrótica confirmada frente a las que no (47 vs 71 casos). Asimismo, se realizó un estudio de las curvas características operativas del receptor (COR) para evaluar la utilidad de estas variables en dichas diferenciaciones mediante el parámetro de área bajo la curva (AUC), y se calculó su sensibilidad y especificidad.

Resultados

Los valores obtenidos (media ± desviación estándar) para los distintos parámetros de las curvas espectrales de la

lesión fueron A = -100 ± 160 (rango -765 , -20); B = 180 ± 70 (rango 44 , 396) y C = 4.7 ± 0.2 (rango 4.17 , 5.29).

La variable A es la que presenta los mejores resultados para distinguir entre lesiones benigna vs maligna; necróticas vs no necróticas y ADC vs epidermoide, presentando un valor $p < 0.001$ para todos los casos.

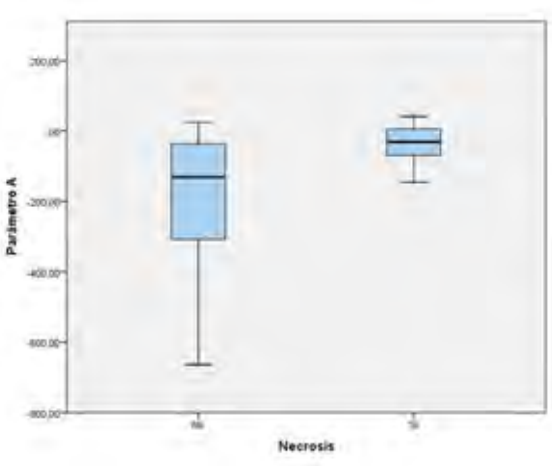
Se han recogido en la Tabla 1 los valores de AUC para las tres clasificaciones junto con la desviación estándar, su intervalo con un nivel de confianza del 95%, así como la sensibilidad y especificidad para el valor umbral óptimo.

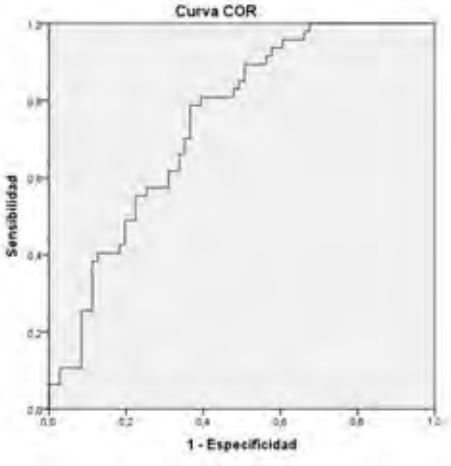
En la Figura 1 se muestra el diagrama de cajas y la curva COR de la variable A para el caso de diferenciar masas necróticas y no necróticas.

Conclusión

El parámetro A de las curvas espectrales nos indica el valor al que tienden las UH de la lesión en un estudio virtual reconstruido a energía monocromática alta. Distingue de manera estadísticamente significativa las lesiones benignas de las malignas; las necróticas de las no necróticas; y el ADC del carcinoma epidermoide. Sin embargo, sus valores de sensibilidad y especificidad son moderados, por lo que las curvas espectrales no parecen candidatas para ser incorporadas a la práctica clínica diagnóstica en el estudio de estas características del cáncer de pulmón.

	AUC	Rango N.C. 95%	Sensibilidad	Especificidad
Maligno vs Benigno	0.69 ± 0.04	0.614 - 0.772	60.5%	73.1%
ADC vs epidermoide	0.69 ± 0.05	0.581 - 0.792	70.8%	61.7%
Necrosis vs no necrosis	0.74 ± 0.04	0.656 - 0.830	80.9%	60.6%





ID: 01311
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

ANÁLISIS DE UNA HERRAMIENTA DE CONTROL DE CALIDAD AUTOMÁTICO DE UN ACELERADOR LINEAL

Roberto Rafael Martín Vaello[1] , Francisco Pino Sorroche[1] , Ismael Sancho Kolster[1] , José Padilla Peinado[1] , Elisa Montes Rubio[1] , Cristina Picón Olmos[1]

1) Servicio de Física Médica y Protección Radiológica, Institut Català d'Oncologia (L'Hospitalet de Llobregat)

OBJETIVO

El MPC (Machine Performance Check) es una herramienta de Varian que verifica que los parámetros críticos tanto dosimétricos como geométricos del acelerador lineal se encuentran dentro de tolerancias prefijadas por el fabricante de una forma rápida y sencilla.

El objetivo de este estudio es analizar y contrastar las verificaciones del MPC con pruebas habituales del control de calidad (CC) y entre dos aceleradores lineales TrueBeam (Varian, Palo Alto).

MATERIALES Y METODOLOGÍA

Se ha realizado el MPC semanalmente, con un total de 10 medidas, en dos TrueBeam (TB1020 y TB2303) para un haz de energía de 6MV, así como pruebas independientes que se realizan en el CC del acelerador y que evalúan los mismos parámetros geométricos y dosimétricos obtenidos con el MPC.

En el procedimiento del MPC se obtienen imágenes de KV y MV para distintas configuraciones de multiláminas (MLC), mandíbulas, giros del colimador y brazo y coordenadas de mesa. Un software automático analiza estas imágenes mostrando una evaluación final de cada parámetro respecto a una referencia. Los parámetros geométricos obtenidos son el tamaño del isocentro de radiación, las desviaciones de las mandíbulas y del MLC respecto al centro del campo y las desviaciones de los sistemas de imagen. En cuanto a las pruebas dosimétricas, se obtienen valores relativos de la constancia de la dosis y uniformidad del campo de radiación respecto a una medida de referencia.

Las pruebas geométricas independientes constan de un patrón de estrella obtenido con giro de brazo, la irradiación de campos conformados con distintas configuraciones de mandíbulas y MLC sobre una placa radiocrómica, y un análisis cualitativo de las desviaciones de las láminas con el test Picket-Fence. Además para el TB2303 se midió el isocentro con el test de Winston-Lutz, y una verificación del isocentro de radiación con el software IsoCal (Varian, Palo Alto). Las pruebas dosimétricas constan de la medida de la uniformidad con la matriz StarCheckmaxi (PTW, Freiburg) y con el analizador de haces QuickCheck (PTW, Freiburg) para la constancia de la dosis.

RESULTADOS

La Tabla1 muestra los resultados obtenidos para el isocentro, colimador, y sistemas de imagen.

Isocentro

El determinado por el patrón de estrella en el TB1020 es notablemente mayor que el dado por el MPC, debido a la desviación de la posición de los carros del MLC. Una corrección de las desviaciones de los carros del MLC en el resultado del MPC podría explicar la discrepancia encontrada.

En la medida con el test de WL debemos contemplar el error de posicionamiento con los láseres.

Colimador

En general se observa que hay correspondencia entre los resultados dentro de las incertidumbres de las pruebas independientes.

Sistemas de imagen

Los resultados de la desviación del centro de los sistemas de imagen indican equivalencias entre los dos métodos.

MLC

Los resultados obtenidos del análisis cualitativo del patrón de PF y del MPC coinciden para láminas con desviación significativa, según el test con el patrón de PF, mientras que para desviaciones menores los dos procedimientos ofrecen resultados distintos.

La Tabla2 muestra los resultados para la desviación de la dosis y de la uniformidad.

Desviación de la dosis y de la uniformidad

Ambos procedimientos reflejan una buena correspondencia en la evolución temporal a pesar que el MPC muestra una mayor fluctuación en los valores obtenidos.

Finalmente se midió el tiempo empleado para la realización del MPC resultando ser de unos 10 minutos, siendo una ventaja frente al tiempo requerido para las demás pruebas del CC.

CONCLUSIONES

El MPC resulta ser un instrumento de fácil uso y rápida realización para chequear gran parte de los parámetros básicos para el tratamiento, pudiéndonos dar en un breve periodo de tiempo una valoración del estado del acelerador. El MPC nos permite obtener información adicional y complementaria a las pruebas habituales del control de calidad.

Tabla1. Pruebas Geométricas

	TRUE BEAM 1020	TRUE BEAM 2303
ISOCENTRO (mm)		
MPC	0,26 ± 0,00	0,32 ± 0,01
ESTRELLA	1,1 ± 0,1	0,20 ± 0,06
TEST DE WINSTON-LUTZ	-	0,63 ± 0,08
IsoCal	-	0,36 ± 0,02
COLIMADOR		
CARRO A (mm)		
MPC	-0,15 ± 0,02	-0,03 ± 0,03
CAMPOS CONFORMADOS	-0,1 ± 0,5	0,1 ± 0,5
CARRO B (mm)		
MPC	0,70 ± 0,03	0,18 ± 0,02
CAMPOS CONFORMADOS	0,5 ± 0,5	0,1 ± 0,5
MANDÍBULA X1 (mm)		
MPC	-0,50 ± 0,06	0,5 ± 0,3
CAMPOS CONFORMADOS	-0,5 ± 0,5	-0,3 ± 0,5
MANDÍBULA X2 (mm)		
MPC	0,12 ± 0,03	-0,1 ± 0,3
CAMPOS CONFORMADOS	-0,3 ± 0,5	-0,1 ± 0,5
MANDÍBULA Y1 (mm)		
MPC	-0,59 ± 0,07	0,5 ± 0,3
CAMPOS CONFORMADOS	-0,34 ± 0,5	-0,1 ± 0,5
MANDÍBULA Y2 (mm)		
MPC	0,2 ± 0,1	0,36 ± 0,07
CAMPOS CONFORMADOS	0,4 ± 0,5	-0,1 ± 0,5
SISTEMAS MV Y KV		
Desviación MV (mm)		
MPC	-	0,27 ± 0,08
IsoCal	-	0,23 ± 0,01
Desviación KV (mm)		
MPC	-	0,23 ± 0,04

Tabla2. Pruebas Dosimétricas

	TRUE BEAM 1020	TRUE BEAM 2303
DESVIACIÓN DE LA DOSIS (%)		
MPC	-1 ± 1	0,1 ± 0,3
QuicCheck	-1,3 ± 0,7	0,1 ± 0,3
DESVIACIÓN UNIFORMIDAD (%)		
MPC	-0,05 ± 0,09	0,1 ± 0,2
StarCheck	0,00 ± 0,06	0,03 ± 0,04

ID: 00906
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Consideraciones prácticas en la aplicación del TG-100 en braquiterapia electrónica de piel

Blanca Ibanez-Rosello[1] , Juan Antonio Bautista-Ballesteros[1] , Jorge Bonaque[1] , Mar Adria[1] , Francisco Celada[1] , Jose Gimeno-Olmos[1] , Vicente Carmona[1] , Françoise Lliso[1] , Zoubir Ouhib[2] , Joan Rosello[3] , Jose Perez-Calatayud[1]

1) Hospital Universitari i Politècnic La Fe (Valencia) 2) Lynn Cancer Institute Boca Raton (Florida) 3) Eresa – Hospital General Universitari (Valencia)

Objetivo:

Se ha realizado un análisis de riesgo del proceso de tratamiento de lesiones en piel no melanoma mediante Esteya ® (Elekta Brachyterapy, Veenendaal, The Netherlands). Con este análisis se pretende garantizar la seguridad y aumentar la calidad del tratamiento, siguiendo un enfoque prospectivo de la gestión de la calidad.

Material y métodos:

Esteya es una unidad de braquiterapia electrónica, recientemente introducida en el campo de la radioterapia, que consiste en un dispositivo de rayos X de 69.5 kVp en cuya salida se incorpora un aplicador, que colima el área de tratamiento conformando campos de 1 a 3 cm de diámetro. En nuestro centro, la dosis prescrita es de 42 Gy (7 Gy/fx) a 3 mm o 4 mm de profundidad, dependiendo del grosor de la lesión.

El análisis de riesgo realizado para el proceso de tratamiento con Esteya se ha basado en la metodología propuesta por el TG-100 de la AAPM, cuyo procedimiento de evaluación es análogo al proporcionado por la ESTRO en el proyecto ACCIRAD. Para ello, un equipo multidisciplinar de personas familiarizadas con el proceso de tratamiento estableció el mapa del proceso (figura 1), que esquematiza el flujo cronológico de etapas que atraviesa el paciente. Se identificaron los modos de fallo (FMs) potenciales y se evaluó su gravedad (S), ocurrencia (O) y detectabilidad (D), siguiendo la escala del 1 al 10 propuesta por el TG-100. El producto de estos factores dio como resultado su número de prioridad de riesgo (RPN). Se estudiaron las herramientas de gestión de calidad que estaban siendo utilizadas en la instalación y se realizó una reevaluación de los FMs para comprobar la eficacia de las mismas. Finalmente, los FMs con mayor valor de RPN y S fueron examinados en profundidad y se propusieron nuevas herramientas de gestión.

Resultados:

Se identificaron 146 FMs, 106 de las cuales tenían RPN ? 50 y 30 tenían S ? 7. Después de introducir las herramientas de gestión de calidad, sólo 21 FM tenían RPN ? 50.

Se observó que la sobrecarga de trabajo era la causa principal de los FMs de mayor prioridad de riesgo, presente en el 81% de los mismos (tabla 1). También, se puso de manifiesto la importancia de asegurar el contacto entre el aplicador y la superficie de la piel del paciente (tabla 1), por lo que se propuso una revisión de la configuración por un segundo individuo antes de cada sesión de tratamiento y un control de calidad periódico para asegurar la estabilidad de la presión del aplicador. Además, se destacó la importancia de las plantillas simples de posicionamiento reproducible, una herramienta esencial que permite delimitar el área de tratamiento y determina el posicionamiento del tubo de rayos X en cada fracción.

No obstante, la implementación de este análisis de riesgo puso de manifiesto las limitaciones del mismo. La primera evaluación de los factores O, S y D, obtenida como promedio de la valoración individual asignado por cada miembro, demostró la subjetividad del método, que ya había sido cuestionada en trabajos similares. Mientras que la evaluación posterior, realizada por consenso, plantea como inconveniente la posible introducción de sesgos. Otra limitación es la determinación de la frecuencia de los controles, ya que resulta complejo establecer un criterio que determine su periodicidad de manera objetiva.

Conclusión:

El FMEA reveló algunos de los FMs potenciales que no se tuvieron en cuenta durante la implementación inicial de las herramientas de gestión de la calidad, haciendo necesario incorporar en el programa de garantía de calidad nuevas herramientas.

No obstante, la práctica clínica previene de la necesidad de someter el proceso de tratamiento mediante Esteya a evaluaciones de riesgo periódicas, dada la aparición constante de nuevos FMs potenciales, con la finalidad de mantener la calidad y seguridad del tratamiento.

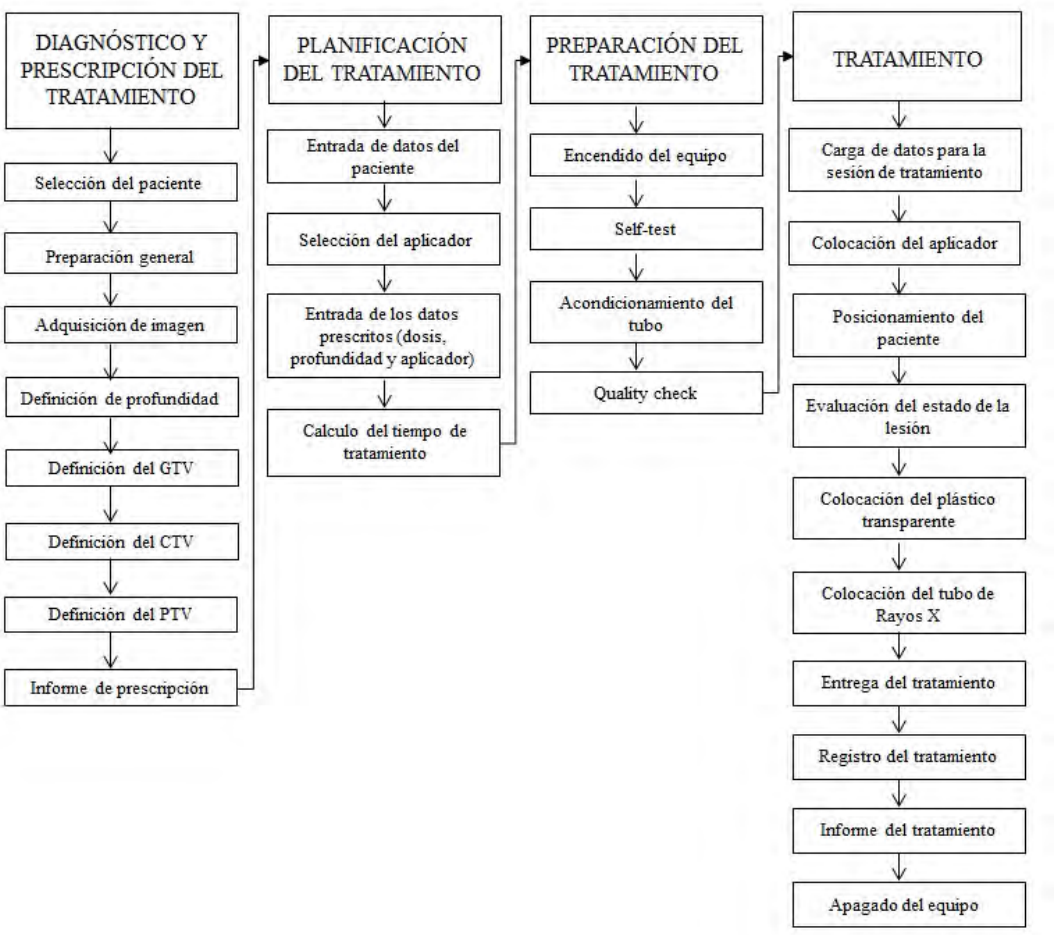


Figura 1. Mapa del proceso de tratamiento de lesiones de piel mediante Esteya.

Tabla 1. Los 21 FMs que tenían RPN ≥ 50 tras la reevaluación teniendo en cuenta las herramientas de gestión, dispuestos en orden decreciente de RPN. Los valores fuera del paréntesis son el resultado de la evaluación considerando las herramientas de gestión, los valores dentro del paréntesis son sin considerarlas.

#	Paso	Modo de fallo	Causa	Efecto	O	S	D	RPN	Notas y ejemplos
134	**Colocación del tubo de Rayos X**	Presión insuficiente	Sobrecarga de trabajo	Distribución de dosis incorrecta	(4) 4	6	(5) 5	(126) 126	El tubo de rayos X no está colocado con la suficiente presión, se genera un espacio de aire entre el cabezal y la lesión; también se genera una falta de uniformidad en la superficie de entrada de la lesión
121	**Posicionamiento del paciente**	Movimiento del paciente	Posición del paciente incómoda	Distribución de dosis incorrecta	(4) 4	6	(5) 4	(141) 101	
122	**Posicionamiento del paciente**	Movimiento del paciente	Elementos de sujeción insuficientes	Distribución de dosis incorrecta	(4) 4	6	(5) 4	(144) 101	
133	**Colocación del tubo de Rayos X**	Presión insuficiente	Falta de atención	Distribución de dosis incorrecta	(4) 3	6	(5) 5	(106) 94	El tubo de rayos X no está colocado con la suficiente presión, se genera un espacio de aire entre el cabezal y la lesión; también se genera una falta de uniformidad en la superficie de entrada de la lesión
56	**Informe de prescripción**	Error en la lesión en un paciente con múltiples lesiones	Sobrecarga de trabajo	Tratamiento incorrecto	(4) 4	7	(6) 3	(178) 79	
125	**Evaluación del estado de la lesión**	Error en la lesión en un paciente con múltiples lesiones	Sobrecarga de trabajo	Tratamiento incorrecto	(4) 4	6	(6) 3	(147) 75	
135	**Colocación del tubo de Rayos X**	Presión insuficiente	Malfunciona miento del equipo o software	Distribución de dosis incorrecta	(3) 3	6	(4) 4	(84) 75	El tubo de rayos X se coloca con la suficiente presión pero pierde la presión durante el tratamiento, se genera un gap de aire entre el cabezal y la lesión; también se genera una falta de uniformidad en la superficie de entrada de la lesión
13	**Adquisición de imagen**	Imagen inadecuada	Sobrecarga de trabajo	Distribución de dosis incorrecta	(4) 4	6	(6) 3	(145) 72	
17	**Definición de profundidad**	Profundidad definida incorrecta	Sobrecarga de trabajo	Distribución de dosis incorrecta	(4) 4	6	(7) 3	(160) 72	
74	**Entrada de los datos prescritos**	Profundidad incorrecta	Sobrecarga de trabajo	Distribución de dosis incorrecta	(3) 3	7	(6) 3	(145) 62	
5	**Selección del paciente**	Selección inadecuada	Sobrecarga de trabajo	Tratamiento subóptimo	(4) 4	5	(7) 3	(147) 60	Elección de Esteya en lugar de otra técnica más adecuada
6	**Selección del paciente**	Selección inadecuada	Sobrecarga de trabajo	Tratamiento subóptimo	(4) 4	5	(7) 3	(142) 60	Elección de otra técnica en lugar de otra Esteya
20	**Definición de profundidad**	Se le asigna a una lesión la profundidad de otra	Sobrecarga de trabajo	Distribución de dosis incorrecta	(3) 3	6	(6) 3	(137) 58	
53	**Informe de prescripción**	Datos del paciente incorrectos	Sobrecarga de trabajo	Tratamiento incorrecto	(4) 4	7	(4) 2	(98) 54	
71	**Entrada de los datos prescritos**	Dosis por fracción incorrecta	Sobrecarga de trabajo	Tratamiento incorrecto	(4) 4	7	(4) 2	(91) 54	
77	**Entrada de los datos prescritos**	Aplicador incorrecto	Sobrecarga de trabajo	Distribución de dosis incorrecta	(4) 4	7	(4) 2	(92) 54	
38	**Informe de prescripción**	Dosis total incorrecta	Sobrecarga de trabajo	Dosis absoluta incorrecta	(4) 4	7	(4) 2	(89) 53	
41	**Informe de prescripción**	Dosis por fracción incorrecta	Sobrecarga de trabajo	Dosis absoluta incorrecta	(4) 4	6	(4) 2	(97) 51	
131	**Colocación del tubo de Rayos X**	Tubo de rayos X descentrado	Sobrecarga de trabajo	Distribución de dosis incorrecta	(4) 4	6	(4) 2	(114) 51	El tubo de rayos X no está centrado en la lesión
44	**Informe de prescripción**	Numero de fracciones incorrecto	Sobrecarga de trabajo	Dosis absoluta incorrecta	(4) 4	6	(4) 2	(96) 50	
68	**Entrada de los datos prescritos**	Numero de fracciones incorrecto	Sobrecarga de trabajo	Tratamiento incorrecto	(4) 4	6	(4) 2	(85) 50	

ID: 01151
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Sistema automatizado para verificación de la consistencia e integridad de datos en planes de Radioterapia

Manuel Ángel Benito Bejarano[1] , Francisco Sáez Beltrán[1]

1) Complejo Asistencial de Zamora, Hospital Provincial

1. Objetivos

Reducción de errores en planes de Radioterapia externa mediante un sistema de control de calidad automatizado que realiza verificaciones en varias fases de la realización de los tratamientos.

2. Material y métodos

El sistema utilizado para generar los planes de tratamiento fue XiO (Elekta A.B.). Se transmitieron utilizando el protocolo DICOM RT PLAN a los sistemas de registro y verificación LANTIS (Siemens Healthcare) y MOSAIQ (Elekta A.B.). Los tratamientos se administraron en un acelerador lineal Primus Impression (Siemens Healthcare). Se desarrollaron un conjunto de rutinas en MATLAB, que permiten la extracción de datos tanto de los ficheros DICOM generados por el planificador, como de los ficheros en formato texto OpenRTP exportados por el sistema de registro y verificación. El sistema funciona en varias fases: en la primera la rutina \"verifydicomrt\" analiza el fichero DICOM, modalidad RTPLAN, creado por el planificador para buscar inconsistencias en el plan de tratamiento. En una segunda fase, la rutina \"dicomprocess\" permite la extracción de datos que se utilizarán para una verificación secundaria de unidades de monitor mediante una hoja de cálculo desarrollada en nuestro servicio. Mediante el análisis de la configuración del multiláminas, se obtiene el cuadrado bloqueado equivalente de cada campo, que se usará en dicho cálculo. En la tercera fase, la rutina \"rtpdicomrtcomp\" compara los datos del sistema de planificación obtenidos del fichero DICOM con los datos existentes en el sistema de verificación y registro, exportados desde el mismo en formato OpenRTP.

3. Resultados

\"verifydicomrt\" permite la detección de errores comunes en el plan de tratamiento como parámetros de mesa, colimador, gantry o unidades de monitor fuera de rango, utilización de máquinas en desuso, posiciones de las mandíbulas inconsistentes con la configuración del multiláminas, o campos con el isocentro cambiado respecto del de los demás para un mismo tratamiento isocéntrico. Esto permite corregir los errores detectados antes de transferir el plan definitivo al sistema de verificación y registro. \"dicomprocess\" permite pasar automáticamente los datos del plan a la hoja de cálculo de unidades de monitor. Así, se puede verificar la corrección de los datos de cálculo de dosis producidos por el planificador. Por último, \"rtpdicomrtcomp\" permite comparar los datos generados por el planificador con los almacenados en el sistema de verificación y registro. De esta forma, se eliminan problemas relativos a la transferencia de datos entre ambos sistemas.

4. Conclusiones

La utilización de este conjunto de rutinas permite la automatización del control de calidad de gran parte de parámetros de los planes, así como la verificación de la integridad del tratamiento a administrar. De esta forma, puede controlarse la consistencia del plan desde la fase de diseño hasta la administración en la unidad de tratamiento. Esto permite, en gran medida, reducir la tasa de errores en los tratamientos de Radioterapia externa.

ID: 01324
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Desarrollo de un software para QA de MLC y QA in situ de los tratamientos IMRT con sliding window

Francisco Manzano Martinez[1] , David Jimenez Feltstrom[1] , Cristina Nuño Rodriguez[1] , Maria Jose Hungria Estevez[1] , Manolo Muñoz Espejo[1] , Fatima Jaen Ramos[1] , Elena Adrover Gonzalez[1]

1) Hospital Vithas Xanit Internacional

OBJETIVO Y APORTACIÓN ORIGINAL:

- Aprovechar la herramienta de Varian que genera un fichero con posiciones de láminas registradas cada 50ms.
- La idea original es crear un software capaz calcular a partir de los datos curvas de velocidades y aceleraciones que puedan detectar con más claridad el comportamiento de todas las láminas
- Analizar el comportamiento con distintas tasas y angulaciones o efectos como la gravedad sobre las láminas
- Generar a partir de los mismos mapas de fluencia reales durante el tratamiento
- Se buscan también criterios para la previsión de limitaciones en las técnicas de IMRT, pudiendo corregirlas y obtener así un mejor gamma en las verificaciones sobre maniquí previas a los tratamientos
- Finalmente el software se completa con comparaciones de los mapas de fluencia generados todos los días de tratamientos, ya sea comparados objetivamente con lo previsto o con los mapas de fluencia del día que se verifica con maniquí. Se usan para ello criterios gamma, DTA o diferencia de dosis.
- Esto nos daría un control total y completo de todo el ciclo de tratamiento con IMRT, todo ello con una herramienta rápida y sin accesorios.

MATERIAL/MÉTODOS:

Se desarrolla en Matlab un software capaz de analizar los ficheros que genera la aplicación dynalogs de Varian, se ejecutan sobre la unidad de tratamiento registrando de manera individualizada las posiciones previstas y las reales de todas las láminas en cada campo de tratamiento.

La herramienta es capaz de hacer análisis de velocidades y tiempos tanto previstos como reales pudiendo detectar las desviaciones y posibles problemas de rozamiento.

Asimismo es capaz de analizar también aceleraciones en el tiempo que son utilizados para detectar esfuerzos de motores.

El software es capaz además de generar mapas de fluencia de cada campo, tanto los previstos por la unidad como los reales que se obtienen durante el tratamiento.

Estos mapas de fluencia son además guardados en una base de datos por paciente, por lo que pueden ser comparados entre distintos días de tratamiento o con el tratado en el momento de la verificación.

El software analiza además todos los mapas de fluencia de los distintos campos utilizando las métricas mencionadas, con unos valores ajustables; además genera un informe con los resultados y la aceptación o no para cada campo de tratamiento.

RESULTADOS:

Esta herramienta que denominamos VDlogs es capaz de realizar QA rápidos de multiláminas sin necesidad de usar complejos sistemas de medidas o placas y sus posteriores procesos de escaneo y análisis.

Del diseño de distintos tratamientos a lanzar en el acelerador y del uso del software de análisis se han podido realizar controles ampliados y con una periodicidad muy corta, sin un coste significativo de tiempo.

Con esta herramienta y con un tratamiento diseñado especialmente para ello, se han podido realizar controles de calidad diarios de IMRT incluyendo movimiento conjunto y entrelazado de MLC para distintas angulaciones de campo. Figura 1

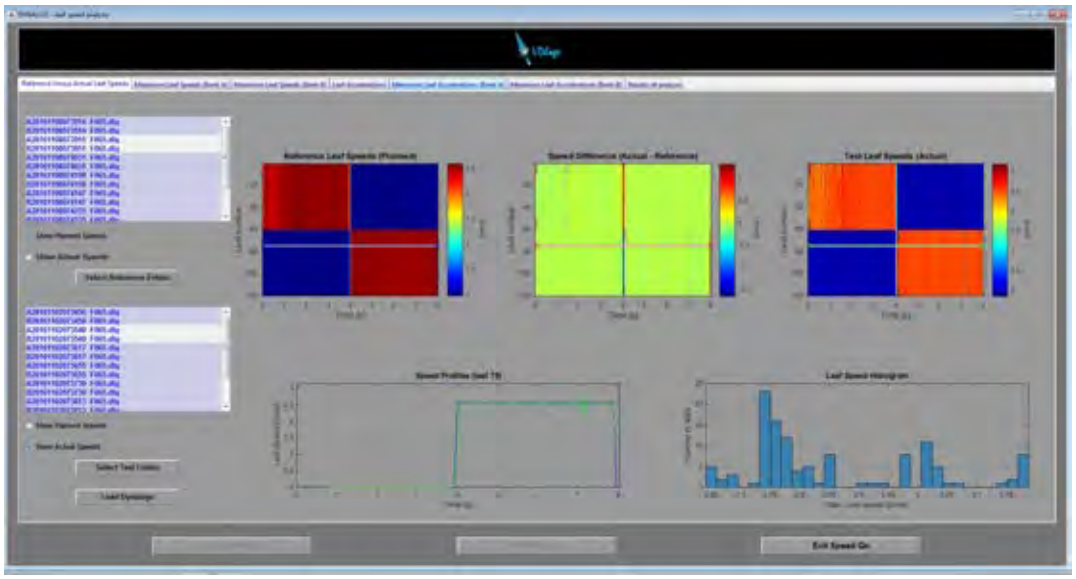
Realmente significativo es su capacidad para generar mapas de fluencia a partir de las posiciones previstas y reales de cada lámina con una resolución temporal muy corta (cada 50ms).

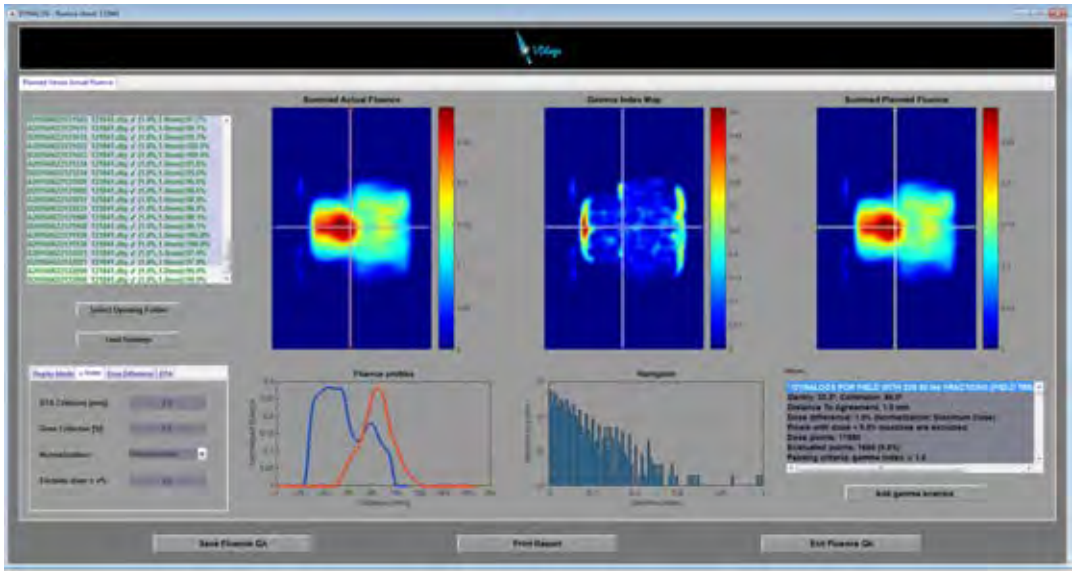
Para cualquier paciente se pueden establecer periodicidades incluso diarias que aseguran su control total de tratamiento limitando los gamma (1,1 en el ejemplo), lo cual es significativo en aquellos que pasaron el QA previo sin demasiado margen de tolerancia. Figura 2

CONCLUSIÓN:
Se ha creado una herramienta versátil capaz de simplificar al máximo los controles de multiláminas durante las revisiones periódicas de los aceleradores.

La herramienta es totalmente funcional y se puede utilizar lanzando un tratamiento simulado como QA diario previo a los tratamientos de IMRT.

El software puede ser utilizado para QA de tratamiento de pacientes con IMRT diariamente, generando mapas de fluencia que pueden ser comparados entre sí o con los planificados.





ID: 01360
Tipo: Poster
Área temática: Implementación de nuevas técnicas/tecnologías

Simulación de Imagen por Contraste de Fase de Rayos X

Albert Malet Planas[1] , Diego García Pinto[1] , María Castillo[1] , Margarita Chevalier[1]

1) Universidad Complutense de Madrid

Objetivo: El presente trabajo tiene como objetivo el desarrollo de un código de simulación para la obtención de imágenes por contraste de fase de rayos X.

Introducción: Las imágenes de atenuación de rayos X presentan un alto contraste entre tejidos que posean grandes diferencias en el número atómico, pero dicho contraste se reduce mucho entre tejidos con similar número atómico. Para aumentar el contraste de estos últimos y así aumentar las capacidades diagnósticas de los rayos X, se empezó a analizar el hecho de que cuando un haz de rayos X atraviesa un material, a la vez que disminuye la intensidad, sufre un cambio en su fase que depende del material. Este cambio puede llegar a ser 3 órdenes de magnitud mayor que el correspondiente en la intensidad, siendo más pronunciados en las superficies de separación entre tejidos, lo que se conoce como realce de borde [1]. Las imágenes en las que el contraste está determinado por las variaciones en la fase de los rayos X se denominan imágenes por contraste de fase y existen diversas técnicas para su obtención [2].

Materiales y métodos: El código de simulación se ha desarrollado en MATLAB y hace uso de la programación en GPU para optimizar los tiempos de cálculo. Dicho código permite obtener la imagen por contraste de fase de objetos de distinta geometría y composición. También es posible simular un haz de rayos X paralelo o cónico, compuesto por una sola energía o un espectro de energías. El efecto que tiene en la imagen la resolución del detector se introduce por medio del tamaño de píxel del mismo. Los resultados presentados en este trabajo se han obtenido utilizado una computadora con un procesador Intel Core i5 de 3GHz, con una memoria RAM de 8 GHz y una GPU NVIDIA GeForce GT 620.

Resultados: Con el código desarrollado se han realizado distintas simulaciones variando los parámetros de adquisición para analizar su efecto en el realce de borde de las imágenes.

Efecto de la resolución del detector: Para estudiar el efecto de la resolución del detector se ha simulado la distribución de intensidad para un cilindro de PMMA de 50 µm de radio para un haz de 15 keV y distintos tamaños de pixel. En la figura 1 (izq.) se muestra la imagen obtenida para una resolución de 30 µm. Así mismo en la figura 1(dcha.) se muestra el perfil de intensidad correspondiente a dicho cilindro para distintos valores de resolución. Como se observa en la figura, al disminuir la resolución disminuye el realce de borde.

Efecto de la distancia objeto-detector: En la figura 2 (izq.) se muestra el perfil de intensidad correspondiente a un cilindro de nylon de radio 50 µm para distintas distancias objeto detector, energía de 20 keV y resolución de detector de 30 µm. Como se puede observar, al disminuir la distancia fuente-objeto aumenta el realce de borde.

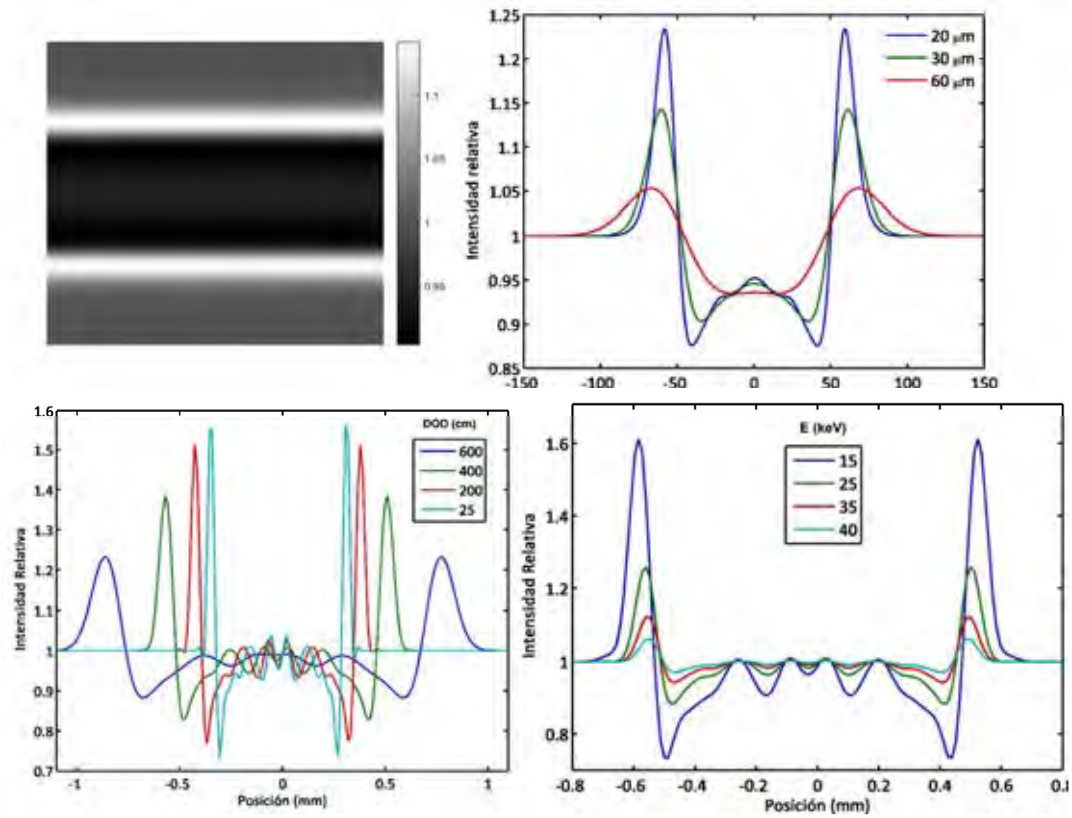
Efecto de la energía: En la figura 2 (dcha.) se muestra el perfil de intensidad para el cilindro anterior variando la energía para el caso de un detector de resolución infinita y una distancia objeto-detector de 400 cm. Como se comprueba, al disminuir la energía, manteniendo la distancia objeto-detector constante, aumenta el realce de borde.

Conclusiones: El código desarrollado en el presente trabajo nos permite extraer las siguientes conclusiones: Es posible obtener imágenes por contraste de fase utilizando rayos X en las que el realce de borde disminuye al aumentar la energía o disminuir la resolución del detector. Así mismo el disminuir la distancia objeto-detector implica un aumento en el realce de borde.

Bibliografía

[1] Jian Fu. Phase Contrast Computed Tomography, Computed Tomography - Clinical Applications, Dr. Luca Saba (Ed.), ISBN: 978-953-307-378-1, InTech, (2012).

[2] A. Momose, “Recent advances in X-ray phase imaging,” Jpn. J. Appl. Phys. 44, 6355–6367 (2005).



ID: 00957
Tipo: Poster
Área temática: Radiobiología

PROGRAMA DE EVALUACIÓN DE PARÁMETROS BIOLÓGICOS A PARTIR DEL HDV MODIFICADO MEDIANTE EL MODELO LQ

Roberto Berenguer Serrano[1] , Victoria de la Vara Olivas[1] , Miguel Rivera Jiménez[1] , Ana Teresa Núñez Quintanilla[1] , Maria Victoria Villas Sánchez[1] , Sebastià Sabater Martí[1]

1) Servicio de Radioterapia - Hospital General de Albacete

Objetivo:

El objetivo de este trabajo es la elaboración de un programa informático para evaluar los parámetros biológicos TCP y NTCP a partir del histograma dosis volumen (DVH). Sin embargo, el TCP y el NTCP utilizan unos parámetros de ajuste que están basados en un fraccionamiento convencional de 2Gy o 1,8Gy. Por lo tanto el objetivo del programa fue doble ya que inicialmente se tuvo que transformar el histograma siguiendo el formalismo lineal-cuadrático tal y como proponen Pizarro y Hernández.

Material y Método:

El material utilizado para realizar el programa informático fue el software MATLAB versión R2013b. En particular se empleó el módulo GUIDE para hacer una aplicación visual. El programa requiere como fichero de entrada el fichero que exporta XiO v4.62.00 de su DVH en formato csv. El programa también requiere de la entrada manual de la dosis total y del número total de sesiones del tratamiento para poder realizar la conversión del DVH. Con esa información se han utilizado dos métodos para calcular el DVH equivalente a fraccionamiento convencional; el primero basado en el TG-166[2] que utiliza el modelo lineal-cuadrático y el segundo basado en el artículo de Pizarro y Hernández [1] y que utiliza también el modelo lineal-cuadrático pero modificado. El método del TG-166 aplica la siguiente ecuación:

$$D(i)_{2Gy} = D(i)_{dGy} (?/? + (D(i)_{dGy}/n)) / (?/?+2) \quad (1)$$

donde n representa el número total de sesiones.

El método de Pizarro y Hernández aplica la siguiente ecuación:

$$D(i)_{2Gy} = D(i)_{dGy} (?/? + (D(i)_{dGy}/n)) / (?/?+(D(i)_{2Gy} / n_{2Gy})) \quad (2)$$

donde $n_{2Gy} = n\ d\ (?/? + d) / 2\ (?/? + 2)$

Con esta ecuación (2) de alguna manera se evita la contradicción de que el DVH del equivalente a dosis convencional de un tratamiento hipofraccionado resultara mejor que el DVH del tratamiento con fraccionamiento de referencia a bajas dosis.

Una vez realizada esta conversión, el siguiente paso consiste en utilizar ese histograma modificado a fraccionamiento convencional para el cálculo de los parámetros biológicos EUD, TCP y NTCP. El TCP se calculó siguiendo el modelo de Niemierko y el modelo sigmoidal, mientras que el NTCP se calculó utilizando el modelo de Niemierko y el LKB (Lyman-Kutcher-Burman). A continuación se muestran las expresiones utilizadas para el cálculo:

donde en este caso t vale:

Todos los parámetros de ajuste se han obtenido de la bibliografía. Todos estos parámetros se pueden modificar o bien directamente en el script o durante la ejecución del programa.

Así el programa solicita por parte del usuario el factor ?/?, así como el factor D_{50}, el parámetro g_{50}, n y m. De todas formas se le pide al usuario elegir una de las estructuras contorneadas en el tratamiento ya que el programa las captura automáticamente y entonces seleccionar entre tipo de estructura tipo “TARGET” o órgano de riesgo “OAR”. A partir de ahí el programa carga una serie de estructuras con sus parámetros biológicos por defecto. Pero como decimos el usuario puede modificarlos si posee unos valores más actualizados. Por último, el usuario tiene a su disposición 4 botones para calcular como hemos comentado los TCP de Niemierko con su EUD correspondiente o el TCP del modelo sigmoidal, o bien el NTCP de Niemierko con su EUD correspondiente o el NTCP siguiendo el modelo LKB.

Resultados:

A modo de resultado proponemos un ejemplo realizado con el programa. En nuestro centro, el tratamiento de próstata se realiza con IMRT e hipofraccionado a una dosis total de 68 Gy en 25 sesiones. Así, por ejemplo se presenta el resultado del programa para un paciente en concreto tratado siguiendo este protocolo. En las siguientes figuras se expone el uso del programa para próstata y recto.

Conclusiones:

Se presenta un programa de cálculo de parámetros biológicos TCP y NTCP a partir del DVH modificado mediante el formalismo lineal-cuadrático en un DVH de dosis equivalente a 2 Gy por fracción siguiendo la propuesta de [1] Pizarro, Hernández. “Methods to correct dose-volume histogram based on LQ formalism”.

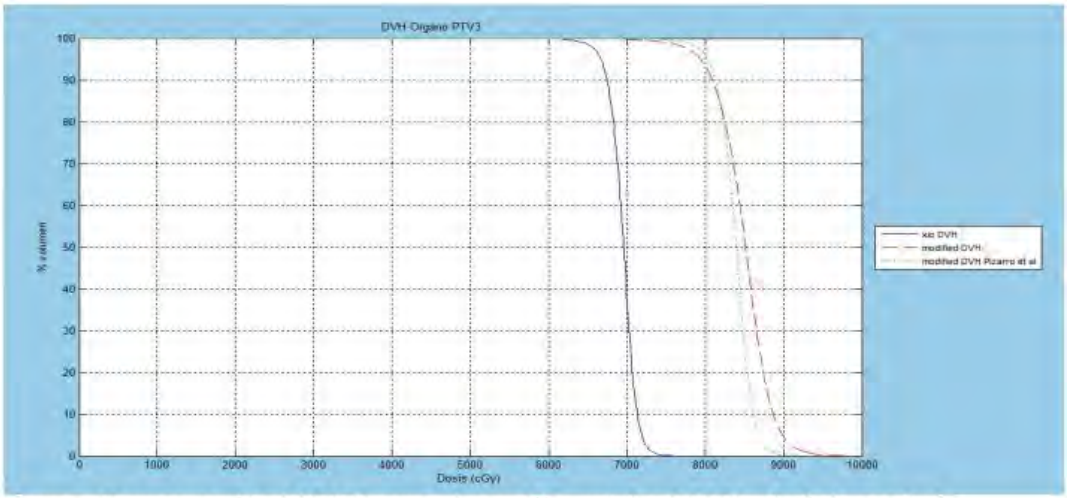


Figura a. Representación del DVH generado por XiO, más los 2 DVH calculados según las expresiones (1) y (2).



Figura b. Resultado final de ejecutar el cálculo del TCP. En ambos casos el resultado es muy similar.

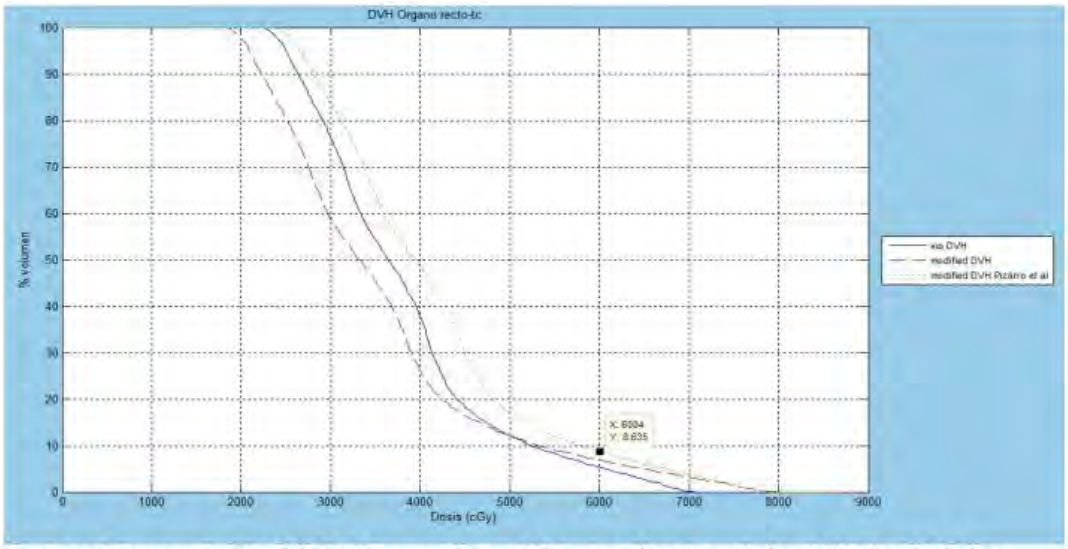


Figura c. Representación del DVH generado por XiO para el recto, más los 2 DVH calculados según las expresiones (1) y (2). Se pueden observar también valores concretos del histograma con el cursor.



Figura d. Cálculo final del NTCP mediante ambos métodos.

ID: 01261
Tipo: Poster
Área temática: Radiobiología

Variación de la dosis radiobiológica con el tiempo de aplicación en tratamientos de braquiterapia epiescleral

David Miguel Perez[1] , Jesús María de Frutos Baraja[1] , Ángel del Castillo Belmonte[1] , Carlos Andrés Rodríguez[1] , Delfín Alonso Hernández[1] , Manuel Agulla Otero [1] , María Antonia Saornil[1] , Patricia Diezhandino[1] , Mónica Gómez Incio[1] , Francisco López-Lara[1]

1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

OBJETIVOS:

Estudiar la variación de la dosis radiobiológica en los distintos tejidos del globo ocular en función del tiempo de permanencia del aplicador para tratamientos de braquiterapia epiescleral con semillas de I125.

MATERIAL Y MÉTODOS:

Para el cálculo de la dosis biológica equivalente (BED) de fuentes de baja tasa, como las empleadas en braquiterapia epiescleral, es habitual emplear la expresión de Dale [1]:

EXPRESION (1)

Donde representa la tasa inicial de la dosis; el tiempo de duración del implante; la constante de decaimiento radiactiva del radioisótopo empleado; la constante de reparación del daño subletal del tejido; la relación característica de la población celular estudiada según el modelo lineal-cuadrático.

Para el caso concreto del melanoma uveal los valores que se emplean son [2]: Para la constante de reparación del daño subletal [3,4]; para las relaciones de los distintos tejidos tenemos: 11.5 Gy [5] para el tumor, 4.0 Gy para el cuerpo ciliar [6], 2.9 para la córnea [7], 2.2 Gy para el párpado, 2.58 Gy para la fóvea, de 2.0 Gy de la glándula lagrimal [8], 1.2 Gy para los cristalinos [9] [8], 1.75 Gy para el nervio óptico [8] ; 2.58 Gy para la retina [10]. correspondiente al I125. Las tasa varía en función del tiempo de tratamiento.

El grupo COMS sugiere una dosis de 85 Gy en el ápex del tumor administrada mediante braquiterapia epiescleral. Dicha dosis debe comprender al tumor completamente, es decir, alcanzar no solo la altura del mismo sino circundar toda su base [3] con un margen de entre 2 y 3 mm [4]. La recomendación es tratar con una tasa de dosis comprendida entre 0.60 y 1,05 Gy/h es decir la duración del implante debe ser de entre 3 y 7 días [3]. Calculamos la diferencia de dosis radiobiológica entre tratamientos con esta duración.

Se calculará mediante la expresión (1) la dosis biológica relativa en función de los días de tratamiento normalizando para tratamientos de un día. De esta manera independientemente de la dosis que le llegue al tejido podremos hacer una comparativa relativa entre las dosis. Con el propósito de enfatizar estas curvas nos centraremos en los resultados de los tratamientos comprendidos entre 3 y 7 días.

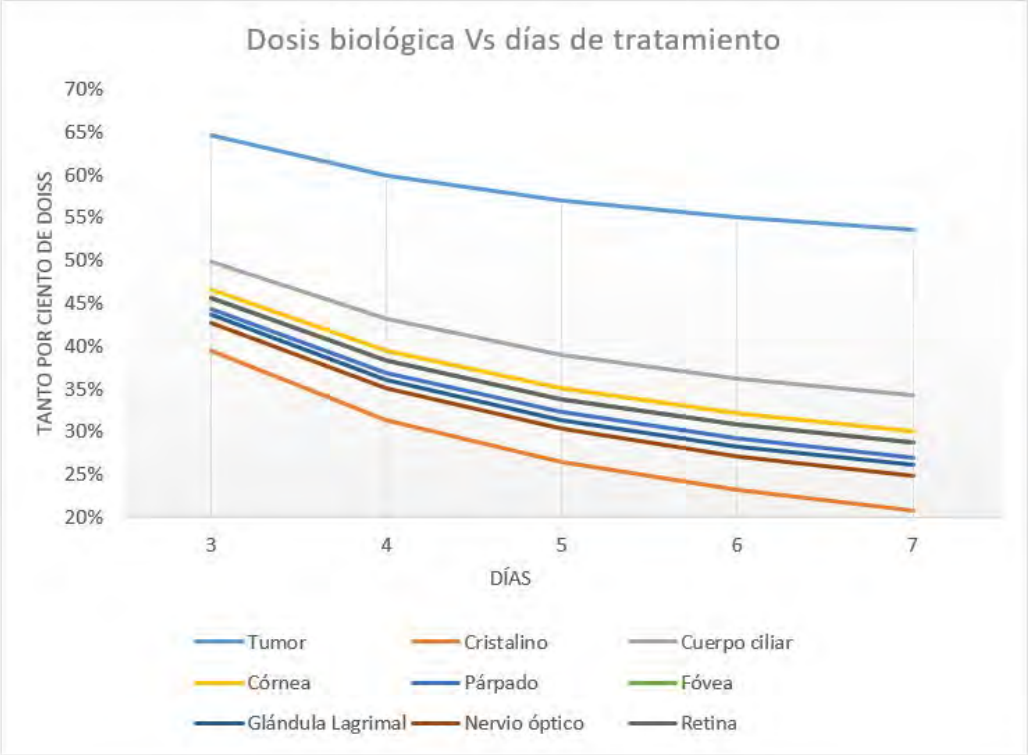
RESULTADOS:

Se obtiene la gráfica de dosis equivalente normalizada para los distintos tejidos del globo ocular para tratamientos desde 3 hasta 7 días de duración (figura 1).

Se muestra la tabla con las diferencias relativas de dosis que existen entre un tratamiento de 3 y 7 días de duración (tabla 1).

CONCLUSIÓN

La inclusión de la dosis radiobiológica en el tratamiento de tumores oculares no resulta una norma que se siga actualmente. Los efectos de la misma parecen más claros para los órganos y tejidos de reacción tardía, con una relación baja, que para el control tumoral cuya relación es sensiblemente mayor. Parece claro que incrementando la duración del implante aumentará el rendimiento terapéutico disminuyendo sensiblemente la dosis radiobiológica en los tejidos sanos sin afectar sustancialmente a la dosis en el tejido tumoral. Por tanto, la dilatación de los tratamientos en el tiempo puede estar asociada a una disminución de la frecuencia y la gravedad de los efectos secundarios.



Tejido	Diferencia de dosis relativas entre tratamientos de 3 y 7 días en % 100*[D(3 días)-D(7 días)]/D(3 días)
Tumor	17,0
Cristalino	47,3
Cuerpo Ciliar	31,3
Córnea	35,6
Párpado	39,1
Fóvea	37,1
Lagrimal	40,2
Nervio Óptico	41,7
Retina	37,1

ID: 01066
Tipo: Poster
Área temática: Radiobiología

Aplicación para la evaluación de dosis limitantes en órganos de riesgo en la reirradiación de cáncer de pulmón

Francisco Clemente Gutiérrez[1] , María de la Luz Couselo Paniagua[1] , Consuelo Pérez Vara[1] , Francisco Javier San Miguel Avedillo[1] , Juan de Dios Sáez Garrido[1] , Concepción López Carrizosa[1] , Carmen Ibáñez Villoslada[1] , José Zapatero Ortuño[1] , Marta Domínguez Morcillo[1] , Marcos Guijarro Verdú[1] , Joaquín Navarro Castellón[1]

1) Hospital Central de la Defensa

Objetivo:
El tratamiento de pulmón con fraccionamiento convencional presenta tasas de recidiva local moderadas-altas a dos años. Asimismo, los supervivientes a tumores torácicos presentan un riesgo mayor de desarrollar segundos tumores frente a la población general. Por otra parte, el pulmón constituye un órgano donde metastatizan frecuentemente otras patologías. Estas cuestiones conducen a que la reirradiación radical de la patología pulmonar sea una alternativa a plantear en los servicios de radioterapia. No obstante, la reirradiación radical en pulmón conlleva múltiples incertidumbres, entre las que podemos encontrar el desconocimiento de la dosis de tolerancia en tejidos sanos en un contexto de reirradiación. Los pocos estudios disponibles sugieren el empleo de técnicas conformadas, guiado por imagen, adecuada inmovilización y control respiratorio para la consecución de tales tratamientos. Las técnicas estereotáxicas (SBRT) proporcionan un mayor potencial control de la enfermedad en la reirradiación, con menor toxicidad. No obstante, en la relativamente escasa literatura disponible existen múltiples recomendaciones respecto de la evaluación dosimétrica en órganos de riesgo (OARs). Las técnicas de reirradiación empleadas van desde la radioterapia conformada 3D (3DCRT) a la SBRT, con múltiples fraccionamientos. En diversos estudios, el cálculo de dosis remanente con distintas técnicas, o la obtención de dosis equivalentes entre distintos fraccionamientos empleando el modelo lineal cuadrático son necesarias para la obtención de los deseados constraints. Con el fin de unificar los distintos criterios dosimétricos evaluados en la literatura, y automatizar los cálculos necesarios para la obtención de los mismos, el presente estudio describe la implementación una herramienta para la evaluación de los límites de dosis en OARs en la reirradiación de tumores de pulmón.

Material/Métodos:
Una extensa revisión bibliográfica condujo a la selección de cinco fuentes para el establecimiento de los constraints en la reirradiación de pulmón: Wu et al. (IJROBP 2003), Okamoto et al. (IJROBP 2002), Evans et al. (Radiother Oncol 2013), Meijneke et al. (Radiother Oncol 2013) y Kilburn et al. (Radiother Oncol 2014). Los distintos estudios condujeron a evaluar médula (Wu et al. y Okamoto et al.) y grandes vasos (Evans et al.) como los OARs más comprometidos en las situaciones de reirradiación. Pulmón, corazón, tráquea y esófago fueron valorados según los criterios de Meijneke et al y Kilburn et al. Prácticamente todas las referencias suponen la evaluación de dosis acumuladas en base a dosis equivalente a 2 Gy/fr. (EQD2), considerando o no el cálculo de dosis remanente. Se tienen en cuenta también otros factores como la dosis ajustada a la reparación tisular entre ambos tratamientos (NID_R). Un resumen de los criterios aplicados se recoge en la tabla adjunta. Además de las condiciones recogidas en las referencias previas, en nuestro centro se imponen como constraints los límites tomados del informe del Task Group 101 de la AAPM, evaluando la conveniencia de la aplicación de decay en el cálculo de dosis remanente. Todos los criterios y cálculos se automatizaron en una aplicación diseñada bajo entorno Excel (Microsoft).

Resultados:
La elevada cantidad de criterios a analizar, así como la necesidad de diversos cálculos radiobiológicos en base al modelo lineal cuadrático, además de las consideraciones en los cálculos de la dosis remanente en distintas condiciones, permitieron analizar los criterios de reirradiación de forma más eficiente en las situaciones en las que se planteó la misma, tanto para los casos de reirradiación radical mediante 3DCRT, como con SBRT.

Conclusión:
Se implementó de forma satisfactoria una herramienta que permitió la optimización del proceso de evaluación de los límites de dosis para OARs en la reirradiación radical de tratamientos de pulmón, a partir de los criterios tomados de la literatura existente y del TG 101 de la AAPM.

OAR	*Referencia*	*Constraint*
Médula	Wu et al. Okamoto et al.	D_{max} < 25Gy (EQD2) $D_{max\ acumulada}$ < 52 Gy (EQD2)
Grandes vasos	Evans et al.	$D_{max\ acumulada}$ < 120 Gy a 1 cc (EQD2) NIDR < 90 Gy
Pulmón	Meijneke et al. Kilburn et al.	$D_{max\ acumulada}$ < 363 Gy_3 (EQD2) $V_{20\ acumulado\ combinado}$ < 26% $V_{20\ acumulado\ combinado}$ < 15% $V_{13\ acumulado\ combinado}$ < 22% $V_{5\ acumulado\ combinado}$ < 41%
Corazón	Meijneke et al. Kilburn et al.	$D_{max\ acumulada}$ < 115 Gy_3 (EQD2) $EQD2_{max}$ < 62 Gy
Tráquea	Meijneke et al. Kilburn et al.	$D_{max\ acumulada}$ < 89 Gy_3 (EQD2) $EQD2_{max}$ < 60 Gy
Esófago	Meijneke et al. Kilburn et al.	$D_{max\ acumulada}$ < 85 Gy_3 (EQD2) $EQD2_{max}$ < 69 Gy $EQD2_{med}$ < 21 Gy

ID: 01191
Tipo: Poster
Área temática: Biofísica

Disipación del calor corporal en colchones con materiales de cambio de fase: Análisis termográfico.

Jose Ignacio Priego Quesada[1] , Marina Gil-Calvo[2] , Inmaculada Aparicio[3] , Rosario Salvador Palmer[1] , Rosa Cibrián Ortiz de Anda[1] , Angel G. Lucas-Cuevas[2] , Irene Jimenez-Perez[1] , Pedro Pérez-Soriano[2]

1) Unidad de Biofísica y Física Médica. Departamento de Fisiología. Universitat de València. Valencia. España. 2) Grupo de Investigación en Biomecánica Aplicada al Deporte (GIBD). Departamento de Educación Física y Deportiva. Universitat de València. Valencia. España. 3) AITEX (Instituto Tecnológico del Textil). Alcoy. España.

Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original:

El objetivo de estudio fue analizar el efecto térmico de un colchón compuesto de materiales de cambio de fase (a partir de ahora PCMs) mediante el uso de la termografía infrarroja. Aunque diferentes investigaciones han observado los beneficios de la incorporación de PCMs en contextos específicos (por ejemplo en paneles solares) debido a su mayor capacidad de almacenamiento de calor, hasta la fecha no ha sido evaluado el efecto de los PCMs en colchones. El presente estudio podría mostrar la utilidad de la termografía infrarroja como test protocolizado en la evaluación del efecto térmico de un colchón con estos materiales.

Material/Métodos:

20 sujetos participaron en el estudio (10 hombres y 10 mujeres, edad de 24±3 años, masa corporal de 68±13 kg y altura de 170±9 cm). Los participantes siguieron instrucciones en relación a la hidratación, nutrición, y otros aspectos para reducir la variabilidad de la temperatura de la piel entre sujetos.

2 colchones con la misma apariencia y diseño fueron evaluados. La diferencia entre ambos fue que uno de ellos, tanto el colchón como la sábana bajera, tenían incorporados PCMs. Los PCMs consistieron en microencapsulados de parafina.

Los dos colchones fueron evaluados en el mismo test. Las condiciones ambientales fueron de 24±1^{0}C de temperatura ambiente y 38±7% de humedad. Las medidas se realizaron con el tronco de los participantes desvestido. El orden de evaluación de los colchones fue aleatorizado (figura 1). En primer lugar, los participantes permanecieron de pie durante 10 min para adaptar su temperatura a la de la sala. Tras esto, estuvieron durante 20 min en decúbito supino en el primer colchón. En el min 19 estando en dicha posición, rellenaron una escala visual sobre su confort térmico y su percepción térmica. Tras este tiempo se midió la temperatura de la espalda y de la superficie de la sábana mediante termografía infrarroja. La cámara (FLIR E-60) fue posicionada a un metro y perpendicular a las regiones de interés. El mismo orden de acciones se realizó para el segundo colchón.

Figura 1. Protocolo realizado para el método experimental

Las variaciones de temperatura (post-pre) de la espalda y la sábana fueron analizadas. Las diferencias entre colchones en las variables de interés fueron evaluadas mediante modelos ANOVA de medidas repetidas. El test de Bonferroni junto al tamaño del efecto de Cohen (ES) fueron utilizados para las comparaciones por pares. El nivel de significancia estadística fue establecida en $p< 0,05$ y $ES>0,8$.

Resultados:

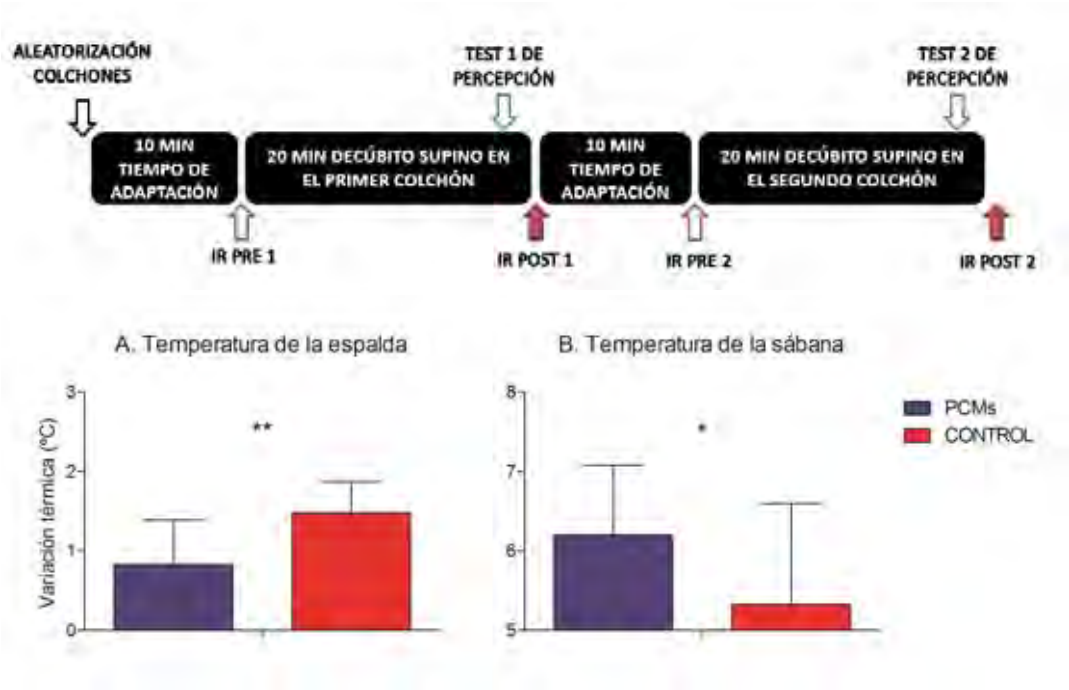
No se observó una interacción del sexo en los resultados ($p>0,05$), por lo que se utilizaron los modelos que no tuvieron en cuenta dicho factor. La temperatura de la piel tuvo un menor aumento tras estar en contacto con el colchón con PCMs (IC95% de 0,3 – 1,0^{0}C, p=0,002 y ES=1,4) (Figura 2.A). Por otro lado, se observó un mayor aumento de la temperatura de la sábana en la condición de colchón con PCMs (IC95% de 0,2– 1,6^{0}C, p=0,02 y ES=0,8) (Figura 2.B).

Figura 2. Diferencias entre colchón con PCMs y colchón convencional en la variación de la temperatura de la espalda (A) y la sábana del colchón (B).

No se observaron diferencias entre los dos colchones en el confort térmico y la percepción térmica ($p>0,05$ y $ES< 0,8$).

Conclusión:

La disipación del calor del cuerpo humano tras estar tumbado en el colchón con PCMs fue mayor, al transferirse más calor al colchón. Estas diferencias termorregulatorias podrían ser beneficiosas en contextos con temperaturas ambiente elevadas o en pacientes encamados y/o con riesgo de ulceración. Sin embargo, los participantes no percibieron dichas diferencias térmicas, mostrándose la termografía infrarroja más sensible que la percepción humana. Por otro lado, tras este estudio se puede resaltar que el análisis de la temperatura superficial mediante termografía infrarroja resulta de gran utilidad para evaluar la eficiencia térmica de diferentes colchones.



ID: 00852
Tipo: Poster
Área temática: Educación, Formación y aspectos sociales

Formación en protección radiológica en plataformas e-learning

Mª Ángeles Rivas Balarín[1] , Pedro Ruiz Manzano[1] , Miguel Canellas Anoz[1] , Alejandro García Romero[1] , Pablo Ortega Pardina[1]

1) Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

Introducción

La normativa sobre protección radiológica exige a servicios de PR que proporcionen formación en esta materia al personal que maneja materiales o equipos emisores de radiación. En el ámbito sanitario, esto afecta al personal que trabaja en radioterapia, medicina nuclear, radiodiagnóstico o en otras unidades que utilizan equipos de rayos X.

Hay que incluir a los residentes (MIR) de diversas especialidades relacionadas con las radiaciones, ya sea como usuarios de equipos o como médicos prescriptores.

El diseño de cursos presenciales para colectivos tan numerosos, y variados, se complica mucho, teniendo en cuenta que deben interferir lo menos posible con la actividad asistencial de los hospitales y demás centros sanitarios.

Las plataformas de aprendizaje en línea resultan muy útiles para de hacer frente a esta necesidad. En este trabajo se presenta la experiencia llevada a cabo en el Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa”, con los cursos realizados en la plataforma de teleformación del Servicio Aragonés de Salud.

Material y métodos

Se ha utilizado la plataforma Moodle 2.4.11, sobre la que se han diseñado diversos cursos de formación:

Formación inicial:

- **Protección Radiológica para Residentes de Primer Año (R1)**, para las especialidades contempladas los grupos A y B del Anexo 1 de la ***Resolución conjunta de las direcciones generales de Salud pública y de recursos humanos y servicios Económicos-presupuestarios del ministerio de sanidad y Consumo.***
- **Protección Radiológica para Residentes de Cuarto Año (R4)**, destinado a las especialidades contempladas el grupo B del Anexo 1 de la Resolución antes citada.
- **Física y Protección Radiológica para Residentes de Radiodiagnóstico (RRD)**, con los contenidos de estas materias contemplados en el Programa Formativo de su especialidad.

Formación continuada

- **Protección Radiológica en Tratamientos Metabólicos con Radionucleidos, para personal de enfermería (TMRN).**
- **Protección Radiológica para personal de enfermería relacionado con el uso de equipos de rayos X (PERX).**
- **Protección para personal que dirige u opera equipos de rayos X con fines médicos (D-ORX).**

En la plataforma, se pueden estructurar los contenidos en diferentes formatos (páginas, lecciones, SCORM…) que permiten la inclusión de elementos multimedia y la interacción alumno-profesor. De esta forma, puede realizarse un seguimiento del trabajo de los alumnos.

Resultados

Loa cursos destinados a R1, R4 y residentes de radiodiagnóstico (RRD) se han estado realizando desde 2014, por lo que ya ha habido tres ediciones. Los datos de seguimiento de los mismos se muestran en las tablas siguientes.

Curso R1	**2014**	**2015**	**2016**
Inscritos	78	83	79
Aptos	59	81	74

Curso R4	**2014**	**2015**	**2016**
Inscritos	20	14	13
Aptos	12	10	9

Curso RRD	**2014**	**2015**	**2016**
Inscritos	3	3	3
Aptos	2	3	3

No han superado los cursos quienes no han completado todas las actividades propuestas en los mismos.

Se han realizado dos ediciones del curso **TMRN** (diciembre de 2015 y marzo de 2016), con un total de 21 alumnos, lo que cubre a todo el personal de enfermería de la planta de hospitalización de pacientes sometidos a tratamientos metabólicos con radionucleidos. Posteriormente, se decidió dejar el curso en “edición abierta”, para poder matricular al personal temporal que se contrata para cubrir bajas y vacaciones, llegando a un total de 10 personas más. Todos ellos superaron el curso.

En octubre de 2016 se han lanzado los cursos **D-ORX** y **PERX**. Se muestran en la tabla los resultados de ambos cursos.

	D-ORX	**PERX**
Inscritos	96	17
Aptos	77	11

Al igual que en los cursos de residentes, quien no aprueban es debido a que no completan todas las actividades propuestas.

Conclusión

La implementación de cursos en una plataforma e-learning es muy útil para llegar a un gran número de trabajadores, sin provocar alteraciones en la labor asistencial ni afectar a los turnos de trabajo. Las herramientas que proporciona la plataforma permiten hacer un seguimiento individualizado de los alumnos, pudiéndose valorar el esfuerzo realizado.

ID: 01299
Tipo: Poster
Área temática: Educación, Formación y aspectos sociales

LA APUESTA DE CIEMAT POR LA FORMACIÓN ESPECIALIZADA EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

SUSANA FALCÓN CABRERA[1] , FERNÁNDEZ SÁNCHEZ JAVIER[1] , MARCO ARBOLÍ MARISA[1]

1) CIEMAT

La FORMACIÓN y la CREACIÓN DE CAPACIDADES es un tema de gran importancia en todos los campos del conocimiento, y en concreto en la protección radiológica. Las iniciativas de la Comisión Europea en los últimos años son un fiel reflejo de ello. Por ejemplo, el SET Plan (The European Strategic Energy Technology Plan) contempla una hoja de ruta sobre la formación y capacitación para abordar el reto de los recursos humanos en el sector de la investigación y la innovación, y en la que se reconoce como uno de los elementos clave la disponibilidad y la movilización de recursos humanos debidamente capacitados.

En protección radiológica, el marco actual se establece tras la revisión de las normas básicas de seguridad de EURATOM con la DIRECTIVA 2013/59/EURATOM DEL CONSEJO de 5 de diciembre de 2013 por la que se establecen normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes. Aunque la trasposición está prevista para el 2018, se están adoptando medidas para favorecer la implementación de los nuevos requisitos de formación y entrenamiento en todas las líneas afectadas; además, la constante actualización en normativa nacional (nuevos Reales Decretos, Órdenes, etc) hace que la actualización del personal sea una constante, por lo que empresas y organismos dedicados a estos temas soliciten formación cada vez más especializada.

Desde los años cincuenta como Junta de Energía Nuclear hasta la actualidad como CIEMAT, la apuesta continua por la Formación especializada en España ha sido constante. Como Organismo Público de Investigación, una de sus misiones es la transferencia de tecnología y la gestión del conocimiento en los campos de su especialidad y a ello, trata de contribuir apoyándose en su dilatada experiencia, a través de su Programa de Acciones Formativas tanto estándar en continua revisión y actualización, como con otras actividades de nueva creación, en varias líneas de actuación, constituyendo por tanto una apropiada herramienta de transferencia y/o gestión de conocimientos entre otras en las áreas relacionadas con la Protección Radiológica.

El Programa de Formación ofertado e impartido por CIEMAT es muy amplio y completo, por lo que en este trabajo se presentarán las acciones formativas más novedosas relacionadas con la actualización de la normativa, que se están llevando a cabo, para dar respuesta a los nuevos requerimientos. Actividades que se vienen desarrollando anualmente según la demanda detectada en la sociedad, en las empresas o en los organismos nacionales e internacionales involucrados, a través de las distintas modalidades de prestación de estos servicios contempladas por parte de CIEMAT.

La Creación de Capacidades y en particular la Formación y la Gestión del Conocimiento en el CIEMAT ha ido tomando protagonismo en la última década, consiguiendo una amplia y larga experiencia en el diseño y organización de actividades de gestión, preservación y transferencia del conocimiento, coordinando y participando en varios proyectos en E & T & t (Educación, Formación y tutorías) en materias relacionadas con las áreas de experiencia del Centro y principalmente en los temas relacionados con la protección radiológica. Promoviendo tres acciones principales:

- **OFRECER CAPACITACIÓN** con una amplia oferta de programas de formación de postgrado especializado, impartido en diferentes de modalidades y elaborando herramientas de calidad adaptadas a las metodologías formativas actuales.
- **COLABORACIÓN CON INSTITUCIONES** públicas relevantes y en consorcios nacionales e internacionales para transferir y compartir experiencia y expertos.
- **PROYECTOS de Cooperación Educativa:** participando activamente en proyectos de E&F innovadores que promuevan la integración de la educación y la formación en el ámbito de la excelencia del CIEMAT.

ID: 01217
Tipo: Poster
Área temática: Educación, Formación y aspectos sociales

ESQUEMA DE PRACTICAS DE FORMACIÓN DE TÉCNICOS DE RADIOTERPIA EN EL HGU SANTA LUCIA

Vicente Puchades Puchades[1] , Alfredo Serna Berná[1] , Fernando Mata Colodro[1] , David Ramos Amores[1] , Alejandro Jiménez Martínez[1] , Noelia Martínez Cozar[1]

1) Hospital General Universitario Santa Lucia . Servicio de Radiofisica y protección Radiológica. . Cartagena. Murcia

OBJETIVO:

Este trabajo expone el esquema de las prácticas de formación obligatorias para técnicos superiores de radioterapia en el Hospital General Universitario Santa Lucia de Cartagena.

MATERIAL Y MÉTODS:

Los estudiantes del título de grado superior en formación profesional de técnico de radioterapia deben de cursar prácticas obligatorias en su último de año de formación. El objetivo de estas prácticas es el de dotar a estos estudiantes de los conocimientos del día a día de su trabajo en un ambiente profesional propio de su título. Es por eso importante que esta formación práctica este correctamente estructurada para su correcto aprovechamiento y la creación de futuros profesionales bien formados. Este trabajo trata de resumir y esquematizar la formación dividida por areas que reciben los futuros técnicos de radioterpia en nuestro hospital.

El HGU Santa Lucia acoge a lo largo del año técnicos de radioterpia en formación de 2 institutos de educación media diferentes. Con un total de más de 30 alumnos año. Los alumnos son distribuidos en parejas que van rotando por las distintas áreas de un servicio de radioterapia, además del servicio de radiofisica, durante 6 meses.

Las parejas se distribuyen en turnos rotativos de 2 semanas en cada area a adquirir conocimiento. Estas areas las hemos definido como: Radiofisica, Simluación/contorneo, maquinas.

RESULTADOS:

Los técncios en formación adquieren conocimientos y habilidades de las disitntas areas según el siguiente esquema

Radiofisica:

ü Controles rutinarios del acelerador, diarios, mensuales….

ü Controles rutinarios de la braquiterapia alta Tasa

ü Planificador Eclipse, técnicas 3D, IMRT, VMAT

ü Controles de calidad : cálculo redundante de UMs, manejo de un Array 2D para control de IMRT/VMAT, uso de la película Radiocrónica para control de calidad de RCs y SBRTs.

ü Uso de la Red Aria

Simulación/ Contorneo:

- Manejo de un TAC
- Técnicas de imagen en TAC (filtros, espesor de corte, etc…) según patología y localización
- Técnicas y útiles de inmovilización usados en HGU Santa Lucia para cada patología y localización
- Contorneo de los Órganos de Riesgo en las imágenes de simulación.
- Uso de la Red Aria

Maquinas:

- Rutina diaria de tratamientos
- Conocimiento de las la adquisición de imágenes y comparaciones 2D-2D mediante imágenes planares y 3D-3D mediante uso de Cone Beam.
- Esquedulación de pacientes
- Uso de la Red Aria

Durante todo el proceso cada alumno tiene asignado un tutor que guía su aprendizaje y les sirve para aclarar consultas y dudas

Así mismo el técnico en prácticas realiza un conjunto de 3 trabajos que presenta en su instituto. Cada trabajo es el desarrollo completo de las partes del proceso radioterápico donde interviene el técnico directamente para tres localizaciones distintas. Al finalizar el periodo de 6 meses de formación práctica el tutor emite un informe de APTO o NO APTO del alumno que es entregado al centro de enseñanza media y es vinculante para dar las prácticas como superadas o no superadas.

CONCLUSIONES:

Se ha resumido el esquema de aprendizaje/formación práctica de técnicos de radioterapia ciclo superior realizado en el HGU Santa Lucia

ID: 01263
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Protección radiológica en los centros hospitalarios

CURSOS ONLINE DE FORMACIÓN EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA TRABAJADORES EXPUESTOS Y NO EXPUESTOS

Maria Jose Hungría Estévez[1] , Manuel Muñoz Espejo[1] , Francisco Manzano Martínez[1] , David Jiménez Feltström[1] , Belen Rios Pozo[1] , Alberto Lucena Cames[1] , Cristina Nuño Rodríguez[1]

1) Hospital Vithas Xanit Internacional

OBJETIVO Y APORTACIÓN ORIGINAL

La formación en protección radiológica constituye uno de los factores más importantes para la seguridad de los trabajadores expuestos, estudiantes, personas en formación y pacientes, por lo que resulta necesaria la organización de programas de formación y actualización profesional en protección radiológica.

Entre el personal que trabaja, ya sea personal expuesto o no, en una Instalación Radiactiva o de Radiodiagnóstico surgen dudas y/o inquietudes derivadas de su trabajo diario, o situaciones de emergencia que puedan darse en cada caso.

Los cursos propuestos están enfocados a un reciclaje en materia de protección y en otros casos a intentar acercar, de manera sencilla, información sobre el uso de las radiaciones para estudios o tratamientos.

En un principio los cursos se realizaban de manera presencial pero para una mayor accesibilidad y facilidad para el trabajador, se comenzaron a realizar de manera Online y personalizada para cada Instalación o zona de trabajo.

MATERIAL/MÉTODOS

La plataforma de formación Online del Servicio de Física Médica y Protección Radiológica se vale del software “Moodle”.

“Moodle” es un software libre para crear cursos online y entornos de aprendizaje virtuales.

Este sistema tiene la posibilidad de personalizarse, crear distintos perfiles de usuarios (administrador, tutor, alumno), con distintos roles según el perfil, incorporar datos, posibilidad de diversos métodos de evaluación y calificación, además de ser accesible y compatible desde cualquier navegador web.

RESULTADOS

El software “Moodle” permite que los usuarios (trabajadores con necesidad de formación) accedan de manera rápida, sencilla y adaptable; teniendo a su disposición cursos que pueden actualizarse según necesidades que el propio usuario puede solicitar.

Es una herramienta muy versátil para el administrador:

- Pueden realizarse cuestionarios con distintas maneras de puntuación
- Importar, restaurar, crear copias de seguridad de documentos y cursos
- Creación y administración de grupos
- Visualización de manera rápida de usuarios
- Generación de informes de calificaciones, resultados, etc.

En la *Tabla 1* se muestra el número de personas formadas en uno de los servicios a los que se les facilitó la formación a través de Moodle. Se puede observar el aumento con respecto a formación anterior presencial.

CONCLUSIÓN

La formación en materia de protección radiológica puede hacerse de manera sencilla y accesible para los trabajadores y para el propio Servicio de Física Médica y Protección Radiológica encargado de la misma.

Es una herramienta ampliable a otros campos, como la comunicación de dosimetría personal o acreditación de la realización del propio curso.

Esta metodología permite de manera poco costosa el acercamiento de la formación a más trabajadores, como el personal de limpieza, celadores, DUE y auxiliares de planta, que asisten a pacientes a los que se les realizan pruebas o tratamientos que requieren del uso de las radiaciones ionizantes.



Formación	Personal formado	Servicio	Año
Curso de Protección Radiológica	20	RT y RD	2007
Curso de Protección Radiológica	6	RT y RD	2011
Protección Radiológica presencial TSID	8	RD	2014
Protección Radiológica on line TSID	25	RD	2014

ID: 01308
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Protección radiológica en los centros hospitalarios

CRITERIO DE RECHAZO DE ACCESORIOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Almudena Rodriguez Tirado[1] , David Fuentes Cegarra[1] , María Esperanza Pérez Álvarez[1] , Antonio Gil Agudo[1] , Elisa Rodriguez Gallego[1]

1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

OBJETIVOS

Mantener los accesorios de protección radiológica individuales en correcto estado de uso.

Definir un criterio para el rechazo de accesorios individuales de protección radiológica.

Establecer metodología de evaluación del estado de los accesorios de PR de nuestro Hospital

MÉTODO

Delantales plomados asignados en todas las áreas del HGU Ciudad Real

Multifunción IRE

Inspección visual:

Objeto: evaluar existencia de defectos externos en la prenda.

Procedimiento: Se registrarán los defectos externos importantes que se encuentren en el mismo, tales como desgarros en la tela o sistemas de sujeción y velcro en mal estado.

Inspección Radiológica:

Mesa del equipo lo más cerca del intensificador de imagen que sea posible.

Delantal plomado extendido sobre la mesa.

Técnica manual: 50kV y 0,8mA en fluoroscopia continua.

Pisar el pedal desde el control para producir la imagen y mover la mesa haciendo un barrido por toda la superficie de la prenda plomada.

Criterio de aceptabilidad:

- En zonas críticas, zonas en mal estado inferior a 15 mm^2. A efectos prácticos, grietas ó defectos mayores de 1 cm que esté fuera de las costuras de la prenda o bien la presencia de múltiples defectos de menor tamaño

- En zonas no críticas (espalda, costura): inferior a 670 mm^2 A efectos prácticos, descosidos de más de 5cm.

El resultado de la prueba puede ser: APTO, NO APTO o APTO CON DEFECTOS.

RESULTADOS

Se exponen en la siguiente tabla el control de calidad anual realizado durante el 2016 para los delantales en uso

CONCLUSIONES

Es necesaria una verificación periódica (recomendado anual) de los accesorios de protección radiológica con objeto de garantizar el correcto estado de éstos. Esta metodología sirve para mantener un criterio objetivo que puede transmitirse a la Comisión de Compras para reponer el material en mal estado.

Ayuda a mantener una confianza en los trabajadores respecto su seguridad radiológica.

REFERENCIAS

Lambert, K and McKeon, T “Inspection of Lead Aprons: Criteria for Rejection”, Operational Radiation Safety, Supplement to Health Physics, 80, suppl 5, May 2001, S67-S69.

Servicio ó Área	Nº Delantales	Prendas Aptas	Prendas NO Aptas
Quirófano Polivalente	12	12	0
Quirófano Urología	11	11	0
Quirófano Neurocirugía	14	14	0
Quirófano Traumatología	5	5	0
Quirófano Cardiovascular	17	15	2
Hemodinámica	37	28	9
Vascular	16	14	2
Marcapasos	16	16	0
Todos los Servicios	128	115	13

ID: 01349
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Protección radiológica en los centros hospitalarios

RELACIÓN DOSIS-EXPERIENCIA EN DUE'S DE MEDICINA NUCLEAR

Almudena Rodriguez Tirado[1] , Alejandra Abenójar[1] , Antonio Gil Agudo[1] , Elisa Rodriguez Gallego[1] , María Esperanza Pérez Álvarez[1]

1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

OBJETIVOS

Analizar la dependencia de la dosis recibida por los DUE'S de Medicina Nuclear en función de su experiencia laboral.

MATERIAL Y MÉTODO

Se realiza un estudio de las lecturas dosimétricas mensuales de los dosímetros individuales de las DUE's asignadas a Medicina Nuclear.

Se distinguen dos periodos de tiempo. El primer periodo corresponde a los años en los que no se trabajaba con PET y el segundo periodo de tiempo corresponde a la llegada del PET. Se han separado dichos períodos porque con la llegada del PET se ha observado un aumento de la dosis correspondiente a la carga de trabajo añadida y no a la manera de trabajar de las DUE's.

En el primer período se ha estudiado como influye la dosis recibida por las DUE's conforme aumenta la experiencia de las mismas.

En el segundo período se compara la dosis que reciben las DUE's más experimentadas respecto las DUE's que llegan al servicio para realizar sustituciones.

RESULTADOS

En el gráfico1 se representa el primer período de tiempo del 1999 hasta 2008, se observa como la dosis recibida por las DUE's disminuye notablemente conforme aumenta su experiencia, llegando a producirse una reducción de la dosis recibida de hasta tres veces menos en una de las DUE's.

En el gráfico2 se representa el segundo período de tiempo del 2008 hasta la actualidad. Se ha distinguido entre las DUE's con experiencia y las DUE's sin experiencia y se observa cómo las DUE's con mayor experiencia reciben una dosis mucho menor.

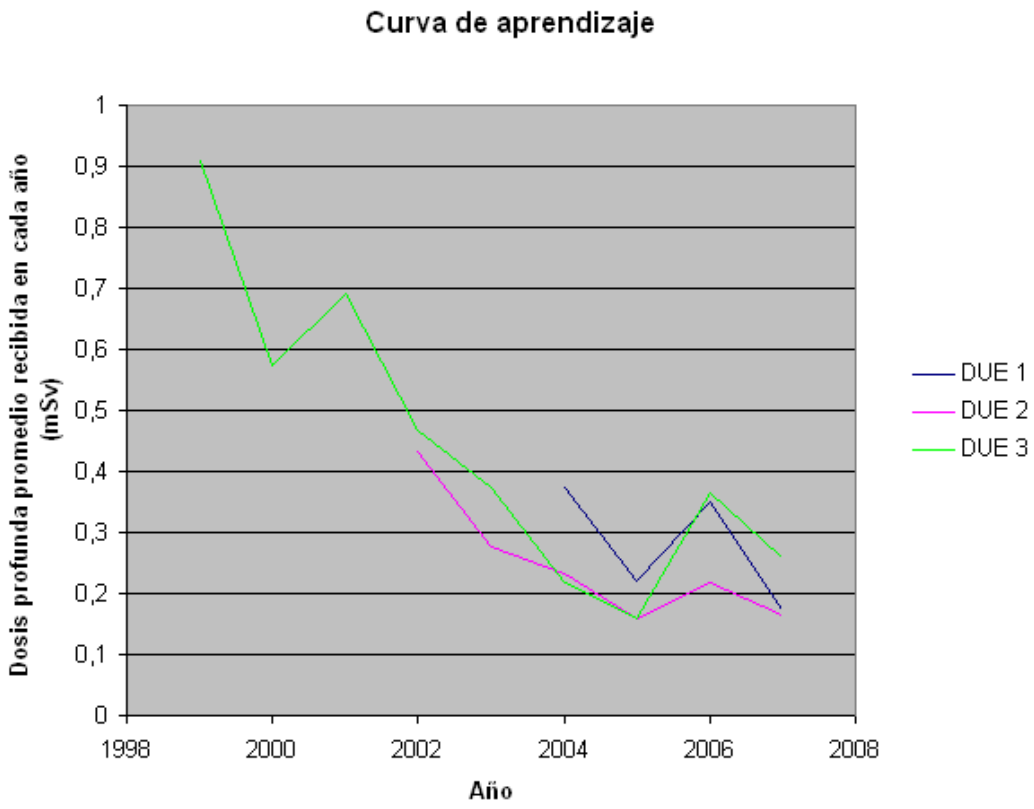
CONCLUSIONES

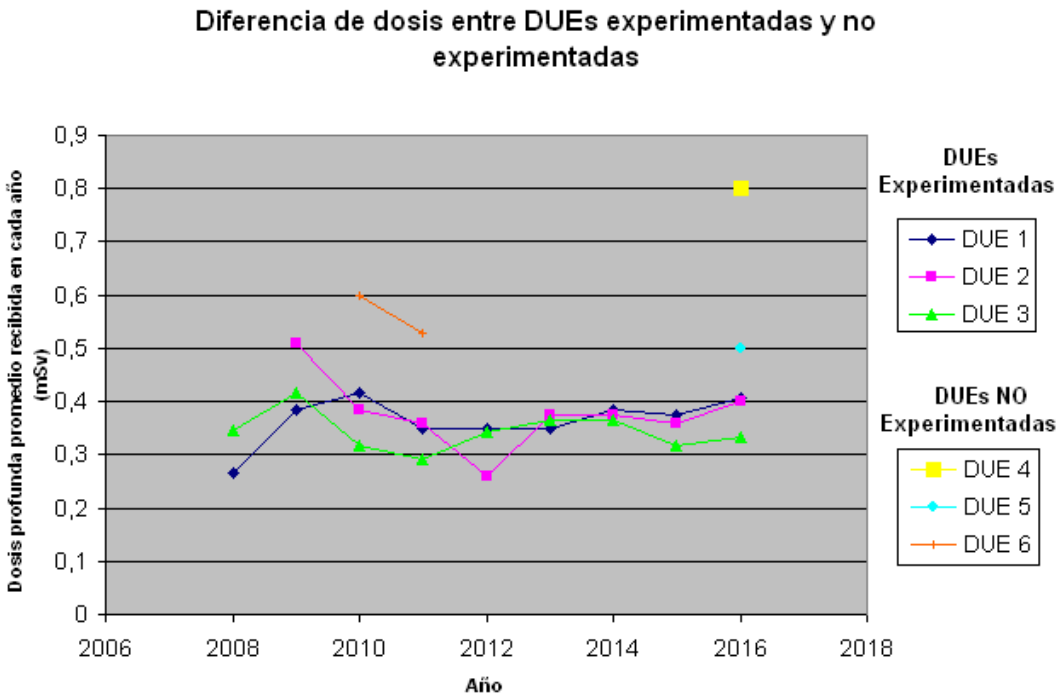
Se detecta una correspondencia entre la disminución de dosis al aumentar la experiencia de las DUE's.

Es necesario una formación lo más exhaustiva posible con un doble objetivo

- Reducir las dosis durante de su actividad laboral.

Evitar contaminación de superficies que puedan contribuir a dosis al resto del personal.




Diferencia de dosis entre DUEs experimentadas y no experimentadas
Dosis profunda promedio recibida en cada año (mSv)
0,9
0,8
0,7
0,6
0,5
0,4
0,3
0,2
0,1
0
2006
2008
2010
2012
2014
2016
2018
Año
DUEs Experimentadas
DUE 1
DUE 2
DUE 3
DUEs NO Experimentadas
DUE 4
DUE 5
DUE 6

ID: 01012
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Controles diarios establecidos en los aceleradores del Hospital La Fe de Valencia

Amparo Navalon Martinez[1] , Joaquin Alfonso Crespo[1] , Estela Gosálbez Gosálvez[1] , Vicente Carmona Meseguer[1]

1) Hospital La Fe de Valencia

Objetivo: En los aceleradores del Hospital La Fe están implementadas las técnicas de VMAT e IGRT. Además de los controles diarios típicos (dosimétricos, geométricos y de seguridad) se incluyen los relativos a la IGRT y dosis de salida analizada en el sistema de imagen portal (EPID). Estos aceleradores son dos Clinac iX gemelos y un TrueBeam de Varian.

El objetivo de este trabajo es la descripción de estos controles que realizan los Técnicos Especialistas en Radioterapia (TER) dentro de los protocolos establecidos por la Unidad de Radiofísica.

Materiales y métodos: El TER en primer lugar pone en funcionamiento los aceleradores, realizando un calentamiento del sistema de imagen e inicializando el sistema MLC, tras lo que comienzan los controles diarios.

Los materiales y equipos utilizados para estos controles son:

- Quickcheck (PTW):

Este dispositivo es el que se utiliza para comprobar la constancia de las dosis de referencia y rendimiento en profundidad de los distintos haces (fotones de 6, 10 y 15 MV y electrones de 6 a 20 MeV) tanto en sus modalidades con filtro (FF) o sin filtro (FFF). También hace una medida sencilla de la homogeneidad y la simetría del haz. Estos dispositivos son inalámbricos y tras la medida se colocan en su base lo que permite la descarga de todos sus datos en red para su análisis remoto.

- Fantoma IGRT (Varian):

Consiste en un pequeño cubo con marcas visuales externas y radiopacas internas. Se utiliza para comprobar que los láseres pasen por el isocentro coincidiendo con el isocentro del sistema de imagen, mediante imágenes KV en diferentes angulaciones (0° y 270°)

- Papel milimetrado:

Se utiliza para comprobar de una manera visual el tamaño de colimador y MLC.

Otros parámetros a verificar son el nivel, presión y temperatura del agua y la presión del gas. Esto se comprueba dentro del propio acelerador.

Seguidamente se realizan diferentes comprobaciones de las seguridades de las unidades tales como:

- No irradia con la puerta abierta y cesa al abrirla.
- Seguridad del bloqueo de la puerta.
- Sistemas de anticolisión.
- La irradiación para al apagar el haz y al girar la llave.
- Monitor de radiación del área.
- Indicadores acústicos y visuales de radiación.
- Sistemas de comunicación audiovisuales.

Al finalizar se cumplimenta un formulario de una base de datos en red en el cual están reflejados los resultados de estos chequeos y el nombre de las personas que los han llevado a cabo y posteriormente estos son revisados por la Unidad de Radiofísica.

Resultados: Una vez realizados y verificados todos los chequeos la unidad está en perfectas condiciones para el tratamiento de los pacientes.

Esta metodología viene realizándose desde el arranque de este Hospital en 2011 permitiendo el registro histórico y diagnóstico de los parámetros fundamentales de los aceleradores. Estos valores vienen correlacionados con otros sistemas de control y medida de periodicidad mayor.

A destacar que en estos 5 años las desviaciones han sido mínimas, por ejemplo en los láseres. El análisis de los resultados permite un seguimiento para, en función de la tendencia de los datos, realizar la acción oportuna. Dado que los controles siempre se realizan en modo clínico, éstos ponen en evidencia cualquier anomalía para solicitar la acción del servicio técnico.

Conclusiones: Los procedimientos utilizados en los controles diarios de las unidades proporcionan las condiciones de seguridad y precisión adecuadas para poder llevar a cabo los tratamientos de los pacientes. A su vez se ha llegado a un óptimo rendimiento a la hora de realizar los controles, minimizando el tiempo de ejecución, siendo reflejo de las recomendaciones de AAPM-SEFM-ESTRO recogidas en el programa de calidad de nuestro centro.

ID: 01013
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Función Del Técnico de Radioterapia en el Procedimiento Intraoperatorio de Alta Tasa en Próstata

Amparo Navalón Martinez[1] , Leonor Zazo Garcia[1] , José Gimeno Olmos[1]

1) Hospital La Fe

OBJETIVO: El tratamiento con braquiterapia en Alta Tasa (HDR) en próstata es uno de los más extendidos en radioterapia dada su efectividad en conformación y escalada de dosis. En riesgos intermedios y altos se utiliza como *boost* tras la radioterapia externa (1 aplicación de 9.5 o 15 Gy), mientras que en bajo riesgo compite con el tratamiento con semillas consistiendo en 2 aplicaciones de 13.5 Gy cada una.

El procedimiento de HDR en próstata es intraoperatorio basado en ultrasonidos (US) endorectal, es decir que la adquisición, planificación y tratamiento se realiza en un solo acto. En su realización participa un equipo multidisciplinar que debe estar muy bien coordinado cara a su correcta realización y eficiencia. El objetivo de este trabajo es relejar las funciones del Técnico Especialista en Radioterapia (TER) en este procedimiento.

MATERIAL Y METODOS: La Unidad de HDR es *microSelectron v3* (Elekta) y el sistema de planificación (SP) *Oncentra Prostate* (Elekta). Se utiliza un ecógrafo modelo *Hi-Vision Preirus* (Hitachi) cuya sonda viene acoplada a un steeper *Prostate Stepper Template 6F* (Nucletron). Las tareas del TER son:

1. Verificación del TKRA, temporizador y posición del HDR. Se realiza mediante un inserto especial plomado con rendija dentro de una cámara pozo.
2. Verificación de indicaciones y seguridades del equipo de HDR.
3. Comprobación del correcto funcionamiento de la sonda-US y su encoder.
4. Introducción de los datos del paciente en el SP.
5. Colaborar en la reconstrucción mediante la revisión de la posición de los vectores.
6. Revisión de la posición de los vectores en la plantilla durante su inserción y conexión con los tubos de transferencia.
7. Verificación de los tiempos de tratamiento en la Unidad de HDR tras la transmisión del plan desde el SP.

RESULTADOS: El procedimiento viene realizándose en el hospital desde hace 10 años con una frecuencia alta de pacientes, hasta 3 por semana, lo que acarrea unos 90 pacientes por año. El tiempo habitual invertido en el procedimiento completo es de unos 90 minutos y en los chequeos previos 20 min. El papel del TER está bien establecido dentro de las tareas de la Unidad de Radiofisica estando totalmente integrado en el equipo multidisciplinar junto con el equipo clínico: oncología radioterápica, anestesia y enfermería.

CONCLUSIONES: Tras la experiencia de la década en aplicación de esta técnica, ha quedado y queda muy bien establecida la función del TER en este procedimiento braquiterápico de HDR intraoperatoria en próstata, procedimiento que además de extendido, posee un gran auge con tendencia a absorber la aplicación de semillas en el bajo riesgo a la vez que la novedosa línea de braquiterapia focal.

ID: 01219
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Verificación de la equivalencia dosimétrica en dos aceleradores “espejo”

Alejandro Jiménez Martínez[1] , Noelia Martínez Cozar[1] , Alfredo Serna Berna[1] , Fernando Mata Colodro[1] , Vicente Puchades Puchades[1] , David Ramos Amores[1]

1) Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Servicio de Radiofisica y Proteccion Radiologica

Objetivo

A menudo se generan interrupciones en los aceleradores provocadas por averías o mantenimientos programados que interfieren en los tratamientos de los pacientes. El objetivo de este trabajo es determinar que en caso de disponer de un segundo acelerador equivalente, se puede alternar el uso entre uno y otro con seguridad.

Material y método

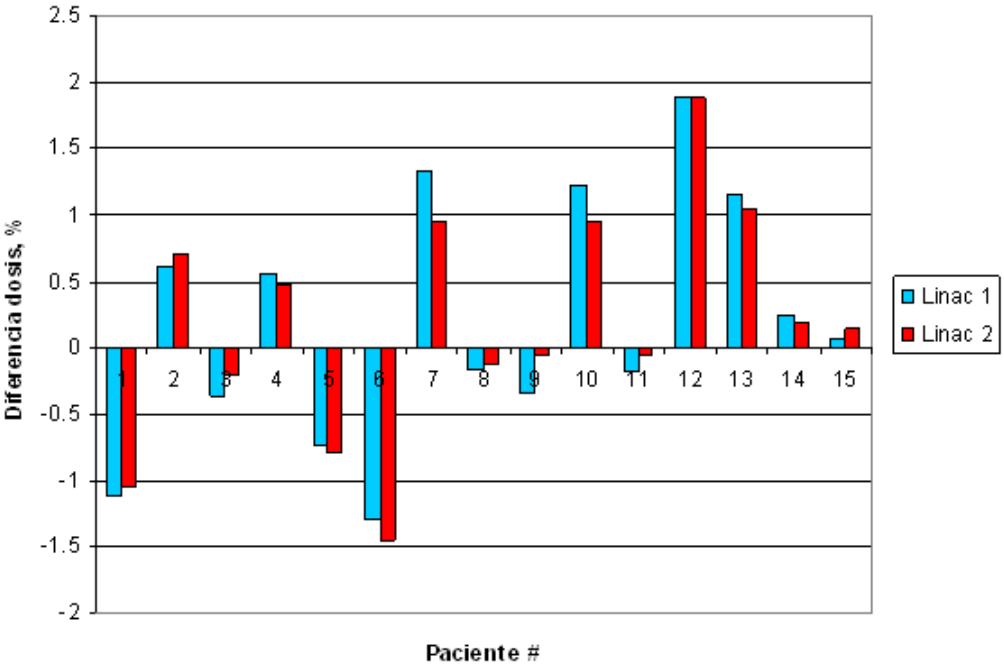
Dos aceleradores lineales Varian 2300 iX, provistos de MLC Millenium 120, dosimétricamente equivalentes para la energía de 6 MV. El método seguido para verificar dicha equivalencia fue la creación de dos tipo de comparaciones: una dosimetría física, incluyendo factores de campo, PDD y perfiles; y otra clínica sobre 15 planes de pretratamiento con técnica RapidArc también sobre ambos aceleradores. Los dispositivos empleados para la verificación fueron: una matriz de cámaras de ionización Seven29 de PTW, un EPID Varian adjunto al acelerador y medidas de dosimetría absoluta con cámara de ionización del tipo pinpoint. La dosis prescrita de los planes de tratamiento estuvo comprendida entre 180 cGy y 750 cGy por fracción, siendo la eficiencia promedio de 0.381 cGy/UM (0.323-0.430). Consideramos que un plan es aceptable para tratamiento cuando el análisis gamma es superior al 95% y la variación de dosis absoluta es inferior al 3%, tomando como referencia el cálculo de dosis del TPS.

Resultados

1) Dosimetría física: a) la variación máxima del factor de campo, medida en 144 campos tanto cuadrados como rectangulares, fue de 0.2%, promedio 0.01%, b) se realizó un análisis gamma 1D (1% dosis, 1 mm) de los perfiles de dosis en profundidad para todos los campos cuadrados con un valor del índice gamma inferior a 0.85. Por tanto, se realizó un único modelado de haz en el TPS con los datos dosimétricos promedio de ambos aceleradores. De esta manera, los planes de tratamiento 3D y RapidArc VMAT son válidos para ambos aceleradores; 2) Planes RapidArc: los 15 planes de tratamiento cumplieron los criterios de verificación pretratamiento establecidos. Así mismo, comparando los resultados de las verificaciones pretratamiento entre ambos aceleradores, resulta en un análisis gamma superior al 98% y la variación de dosis absoluta fue inferior al 0.8%, promedio 0.5%. Además la correlación entre la dosis absoluta medida entre ambos aceleradores presenta una excelente correlación lineal (r>0.999).

Conclusión

En el presente trabajo se ha verificado que el mismo plan de tratamiento RapidArc VMAT se puede administrar de forma segura indistintamente en cualquiera de los dos aceleradores dosimétricamente equivalente. Así mismo, se ha mostrado que la verificación pretratamiento es posible realizarla en cualquiera de los dos aceleradores.


2.5
2
1.5
1
0.5
0
-0.5
-1
-1.5
-2
Diferencia dosis, %
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
Paciente #
Linac 1
Linac 2

ID: 01229
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Uso de mascara termoplástica como método de inmovilización para tratamientos en plesioterapia

Alejandro Jiménez Martínez[1] , Noelia Martínez Cozar[1] , Alfredo Serna Berna[1] , Vicente Puchades Puchades[1] , Fernando Mata Colodro[1] , David Ramos Amores[1]

1) Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica

Objetivo

En la realización de un tratamiento de plesioterapia o braquiterapia de contacto, es fundamental que la fuente radiactiva se coloque próxima a la superficie a tratar. Para ello se realizan unos moldes termoplásticos personalizados, diseñados a medida para cada paciente. El objetivo principal de este trabajo es el desarrollo de la elaboración de este tipo de moldes.

Material /Métodos.

Este procedimiento se ha realizado en cuatro pacientes, tres tratamientos de calota y uno de nariz.

Para llevar a cabo la inmovilización de la zona a tratar, necesitaremos yeso piedra para obtener el negativo de la zona, para poder ubicar la lesión en el molde, en el yeso se marcara con alambre fino la zona a tratar. Una vez seco el yeso colocaremos sobre él una plancha termoplástica que utilizaremos de molde y sobre la que marcaremos donde esta la lesión.

Seguidamente colocaremos una plancha de bolus con 0.5 cm de grosor, sobre este colocaremos los catéteres por donde va a discurrir la fuente, separado 1 cm entre sí, y los sujetaremos muy bien para que no se muevan al retraer y sacar la fuente.

Por último colocaremos otra plancha termoplástica que cubra la anterior fijando el bolus y los catéteres, calentando los extremos para poder unir los bordes de las dos planchas de termoplástico.

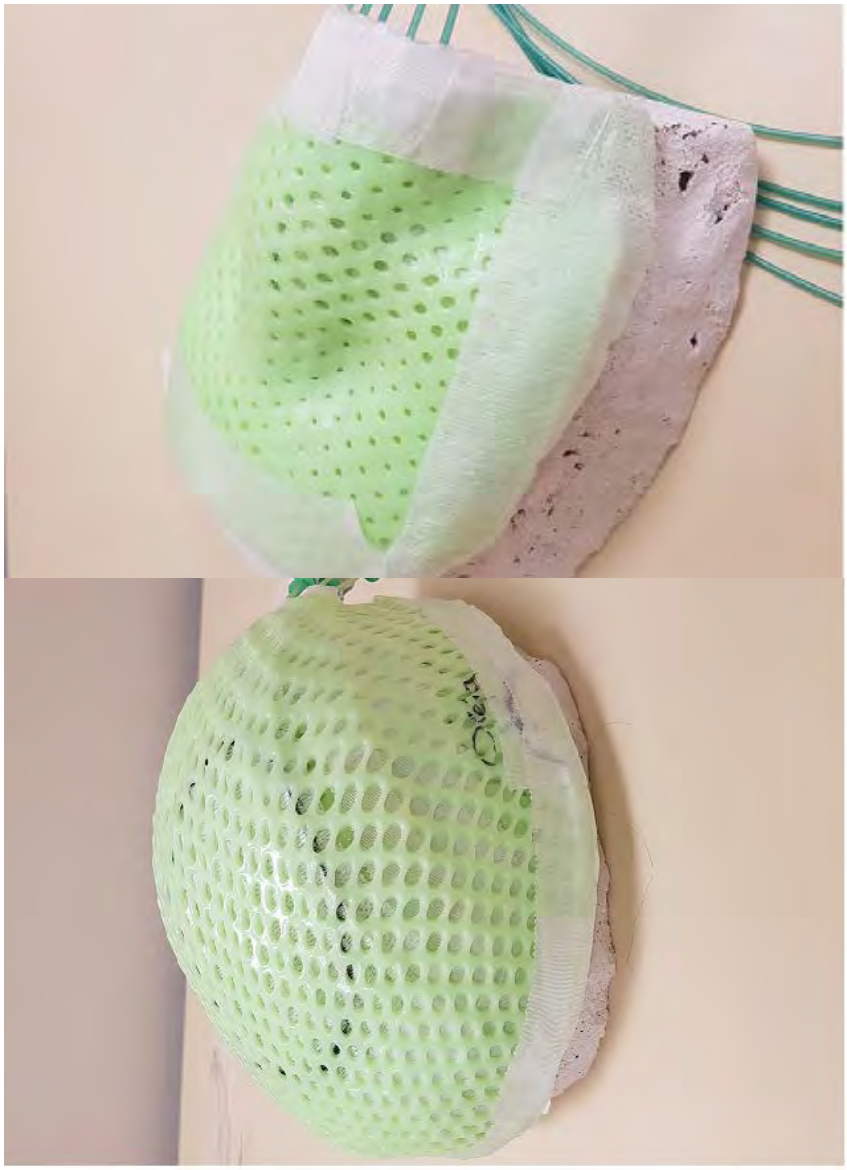
Una vez finalizado el molde se le hará un TAC de planificación. Así se podrá fusionar el TAC que se realizo al paciente cuando llego a Radioterapia con el TAC del molde y realizar la planificación.

Resultados.

En los cuatro pacientes tratados, el tratamiento ha podido completarse satisfactoriamente según lo prescrito por el oncólogo. Completándose cada sesión de forma cómoda y reproducible. El molde ha manteniendo su forma hasta la última sesión de tratamiento.

Conclusión.

La elaboración de este molde permite la colocación de los catéteres sin la presencia del paciente. El molde elaborado permite repetir el tratamiento tantas veces sea necesario, siendo reproducible y personalizado a cada paciente sin que el paciente sufra ningún daño estético en su vida diaria.



ID: 01232
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Uso de dosimetría portal para control de calidad de Arcoterapia de Intensidad Modulada

Noelia Martínez Cozar[1] , Alejandro Jiménez Martínez[1] , Alfredo Serna Berna[1] , Fernando Mata Colodro[1] , Vicente Puchades Puchades[1] , David Ramos Amores[1]

1) Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica

Introducción

Dada la complejidad de la técnica VMAT en la que intervienen la tasa de dosis, la velocidad de gantry y la modulación del movimiento de láminas, se debe incluir un programa exclusivo de control de calidad.

El objetivo de este trabajo es la descripción del programa de control de calidad sobre dos aceleradores equipados con la técnica RapidArc usando dosimetría portal para garantizar que el sistema se comporta con la precisión deseada.

Material y método

La técnica RapidArc se realiza en los dos aceleradores disponibles en el servicio, VARIAN 2300 iX equipados con un Multiláminas Milenium de 120 láminas. Ambos aceleradores están equipados con sistema de imagen portal electrónica (aSi 500) con un tamaño de pixel de 0.78 mm. Las imágenes de los campos de tratamiento son posteriormente analizadas con el programa de dosimetría portal (v10.0).

Las pruebas que componen nuestro programa de control de calidad son:

1) Calibración del sistema detector de imagen.

2) Estabilidad de la calibración del detector.

3) Dosimetría MLC dinámico.

4) Picket Fence estático.

5) Piket Fence durante RapidArc.

6) Variación de la tasa de dosis y velocidad de gantry durante RapidArc.

7) Velocidad del MLC durante RapidArc.

Resultados y discusión

El orden de las pruebas, tal como se han descrito anteriormente, es relevante. Esto es, solo es válido el resultado de una prueba si se ha realizado correctamente la anterior.

La estabilidad de la calibración del sistema de dosimetría portal, según la prueba 2, está en el 0.5%.

La variación de dosis con el ángulo de gantry, obtenida con una rejilla dinámica según la prueba 3, respecto de 0º es inferior al 1%.

Mediante análisis visual de las imágenes, se pueden detectar errores de posición de láminas del orden de 0.5 mm. Usando las herramientas de perfil del programa de dosimetría portal se pueden detectar errores inferiores. Los patrones Picket Fence de las pruebas 4 y 5 no han dado ningún error de posicionamiento superior a 0.5 mm.

El diseño de la prueba 6 verifica que el sistema RapidArc controla con precisión tanto la variación de tasa de dosis como de la velocidad de giro del gantry. La dosis normalizada promedio de las 7 bandas del campo es prácticamente cero, con variación relativa entre +1.5% y -1.0%, y por tanto podemos considerar que la prueba es aceptable.

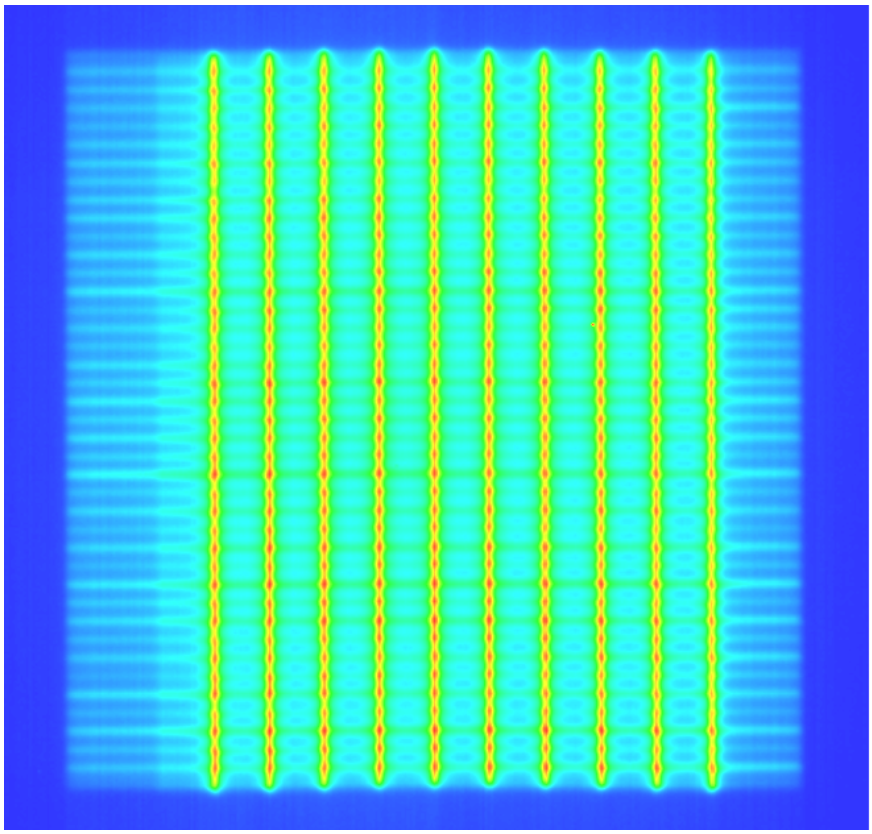
La velocidad de las láminas durante RapidArc están bien controladas como se desprende de la prueba 7 en la que la dosis normalizada media es también prácticamente cero, con una variación relativa entre +1.0 y -1.2%.

La periodicidad inicial de las pruebas 2 a 7 la hemos establecido en semanal por la facilidad que nos ofrece el sistema de dosimetría portal. La prueba 1, que realmente es una calibración del sistema detector de imagen y afecta por tanto a la calidad de la imagen, la realizamos mensualmente. Se tarda en su realización 15 minutos. Todas las imágenes de las pruebas 2 a 7 se adquieren en aproximadamente de 15 minutos.

Como resultado no esperado, durante la calibración del sistema de dosimetría portal se observó una asimetría ficticia en la dirección GT, ocasionada por el backscatter que produce el brazo que soporta el panel. Varian no ha encontrado todavía solución a este problema.

Conclusión

El control de calidad creado se ha demostrado como un método de verificación fiable gracias a la ayuda de la disimetría portal y su aplicación



ID: 01257
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Retracción de la máscara de Brainlab para Radioterapia estereotáxica fraccionada

Yolanda González Almansa[1] , Elvira María Caballero Lucena[1] , Manuel Sánchez Hidalgo[1] , Eloy Moreno Anaya[1] , María Denia Vilches Fernández[1] , Jaime Gordillo Cerezo[1] , Cristina Moreno Sáiz[1]

1) U.G.C. Radiofísica Hospitalaria - Hospital Regional Universitario de Málaga

OBJETIVO:

Hacer un estudio acerca del uso de los separadores en la técnica de tratamiento de radioterapia estereotáxica fraccionada en pacientes elegidos aleatoriamente, con y sin tratamiento de corticoides.

MATERIAL Y MÉTODO:

Se analizan un total de 19 pacientes con tratamiento de radioterapia estereotáxica fraccionada en un acelerador lineal Varian Clinac DBX de 6 MV, de los cuales 15 de ellos tomaban corticoides y los 4 pacientes restantes no.

Como el set de máscaras de radioterapia estereotáxica fraccionada consta de separadores de espesores comprendidos entre 1 y 4 mm, si se realiza la fabricación de la máscara con separadores de 2 mm y clips de 2 mm de modelado, queda sólo un margen de 2 mm de espesor de separadores, para poder utilizar en el tratamiento en caso necesario. Se verifica que este margen es insuficiente en algunos pacientes, teniendo que repetir el TC de simulación durante el tratamiento, por lo que se decide que en el momento de la simulación de la máscara termoplástica no se usen separadores, utilizando los clips de 0 mm.

RESULTADOS:

De los 4 pacientes sin corticoides, el 75% (3 pacientes) no han precisado separadores durante el tratamiento, mientras que en el 25% (1 paciente) restante, ha necesitado el uso de separadores de 2 mm.

De los 15 pacientes con corticoides, el 73% (11 pacientes) han precisado el uso de separadores siendo la moda 2 mm, mientras que el 27% (4 pacientes)restante, no han requerido el uso separadores.

Los datos recogidos se especifican en la tabla 1.

CONCLUSIONES:

El 21% de los pacientes en estudio, no han requerido corticoides, de los cuales un 16% no ha necesitado separadores. En cambio, el 79% de los pacientes restantes, han necesitado tratamiento con corticoides, de los cuales el 58% de pacientes han precisado separadores siendo la moda de 2 mm.

Como conclusión, se puede decir que los pacientes en tratamiento con corticoides van a necesitar ampliar el espesor de los separadores de su máscara termoplástica durante el tratamiento radioterápico.

Pacientes	Uso separadores	Nº Pacientes	Espesor separadores (mm)
Con corticoides	Con separadores	11	2
			2
			1
			3
			2
			3
			1
			1
			2
			2
			4
	Sin separadores	4	0
			0
			0
			0
Sin corticoides	Con separadores	1	2
	Sin separadores	3	0
			0
			0

ID: 01271
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Control de Calidad Semanal de pacientes en Radioterapia para verificar su correcto tratamiento.

Manuel Muñoz Espejo[1] , Maria José Hungría Estévez[1] , Francisco Manzano Martínez[1] , David Jiménez Feltström[1] , Cristina Nuño Rodríguez[1] , Belén Rios Pozo[1]

1) Hospital Vithas Xanit Internacional

OBJETIVO Y APORTACION ORIGINAL

Los tratamientos de Radioterapia son procesos que en la gran mayoría de los casos tienen una duración de más de una semana, exceptuando algún tipo de tratamiento cuya duración puede ser de uno o varios días.

Atendiendo a un correcto procedimiento de trabajo, a los pacientes cuyo tratamiento supera la semana se les realiza una revisión de los parámetros de tratamiento, que se engloba en este \"Control de Calidad Semanal de Tratamiento\".

En este control se revisa que lo planificado para cada paciente se cumple en el tratamiento diario. Si hay alguna incidencia en los parámetros comprobar su causa y si es necesario aplicar alguna modificación.

El número de puntos de control se ha ido modificando a lo largo del tiempo, añadiendo nuevos parámetros a revisar y utilizando nuevas aplicaciones.

Revisamos los aspectos técnicos del tratamiento:

coordenadas de la mesa, posicionamiento de la máquina y además las imágenes de verificación de posicionamiento obtenidas diariamente de cada paciente.

Este control nos da también información de cambios a nivel anatómico que se puedan producir en el paciente, apoyándonos en la imágenes obtenidas diariamente y comparándolas con las imágenes de referencia.

MATERIAL/METODO

- El control cuenta con el apoyo de aplicaciones del Sistema Aria y otra de creación propia: Obiwatch.

- El Sistema Aria cuenta con un gran número de aplicaciones, entre ellas nosotros utilizamos Chart QA y Offline Review.

- Para esta revisión semanal tenemos en cuenta los parámetros que provienen de la planificación y los datos de posición de gantry, colimador y mesa adquiridos en el primer día de tratamiento cuando se ha verificado el correcto posicionamiento del paciente.

- Chart QA nos da la información sobre UM, Posición Gantry , Posición Colimador, Rotación Mesa, Posicionamiento Vertical/Longitudinal/Lateral de la mesa; resaltando en color el día que alguno de estos datos no corresponde con lo adquirido, siempre que se salga de los límites de tolerancia establecidos.

Imagen 1

- Offline Review nos muestra las imágenes obtenidas diariamente y las compara con la imagen de referencia del CT de simulación del paciente. Nos da información sobre el correcto posicionamiento del paciente y en caso contrario lo corrige, indicando los desplazamientos que aplica.

También podemos comparar la anatomía del paciente y verificar si sigue manteniéndose a lo largo del tratamiento o si se produce algún cambio. Si detectamos cambios se comprobaría que no afectan a la correcta distribución de la dosis planificada y en caso de hacerlo se corregirá el tratamiento atendiendo a este cambio anatómico. Realizando así dosimetría adaptaptativa durante el tratamiento.

- La aplicación Obiwatch utiliza datos de Offline Review, una vez volcados estos datos la aplicación nos da información sobre posicionamiento y si hay que corregir desplazamientos. Al mismo tiempo, teniendo en cuenta lo anterior nos informa de las pruebas de imagen que se le deben realizar semanalmente al paciente.

Imagen 2

RESULTADOS

- Reducimos el tiempo de revisión y ampliamos los parámetros a revisar, comparándolo con la metodología anterior.

- Ajustamos los tratamientos adaptándonos a posibles cambios anatómicos en el paciente.

- Verificamos que nuestro Sistema de trabajo Aria reproduce diariamente lo planificado.

CONCLUSION

El Control de Calidad Semanal de pacientes es una herramienta de trabajo que hace de Control de Calidad y Sistema de Seguridad, tanto en pacientes como en software y hardware.

Cada paciente cuenta con una ficha donde quedan reflejados los días que se le ha realizado este Control.

Al finalizar el tratamiento se adjunta esta ficha a su historia.



ID: 01243
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Checklist para el Control de Calidad y Seguridad en el tratamiento de pacientes

Manuel Muñoz Espejo[1] , Maria José Hungría Estévez[1] , Francisco Manzano Martínez[1] , David Jiménez Feltström[1] , Cristina Nuño Rodríguez[1] , Fátima Jaén Ramos[1] , Elena Adrover González[1] , Belén Ríos Pozo[1]

1) Hospital Vithas Xanit Internacional

OBJETIVO Y APORTACION ORIGINAL

El proceso de tratamiento de pacientes en Radioterapia consta de varias fases. Cada una de estas fases la lleva a cabo un profesional distinto, por lo que es muy importante que en esta \"cadena de trabajo\" se realicen todos los puntos necesarios para la continuidad del tratamiento, intentando reducir al mínimo el riesgo de errores. Para intentar minimizar todo lo posible estos errores hemos creado un programa de *checklist\'s*, que en este caso actúan como Control de Calidad y Seguridad.

Los *checklist\'s* nos permiten desarrollar puntos de control en el proceso de tratamiento de cada paciente. En cada fase del proceso se establece un *checklist*, que es cumplimentado por el personal que ejecuta la tarea. De esta forma todo el personal esta implicado y se cerciora de que ha realizado todos los pasos correspondientes.

Cuando nos referimos a tratamiento del paciente lo englobamos todo, es decir, desde que el paciente llega el primer día a consulta con el medico especialista hasta que se da la última sesión de tratamiento y archivamos su historia.

MATERIAL/METODO

- Analizamos todos los pasos que sigue el paciente durante su tratamiento.

- Realizamos una reunión con todo el personal del Servicio, de esta forma cada trabajador expone los puntos a tener en cuenta, atendiendo a la parte del proceso que cada uno lleva a cabo.

- Evaluando los puntos, se ha desarrollado el programa de *checklist\'s* y se han insertado en los procedimientos de trabajo de cada fase del tratamiento.

Estos *checklist\'s* serán cumplimentados por el profesional que realiza el trabajo y se archivarán en el historia del paciente.

- Al finalizar el tratamiento la historia del paciente contará con la documentación general, con todos los *checklist\'s* rellenos y firmados. Estos *checklist\'s* servirán de guía para elaborar un *checklist* final que revisa que todo esta cumplimentado y que archivamos en el Servicio.

Imagen 1

RESULTADOS

Los *checklist\'s* nos han permitido reducir los posibles errores, con el consiguiente retraso que podría conllevar en el desarrollo del tratamiento.

Son un buen sistema de Control de Calidad y Seguridad en el proceso de tratamiento de un paciente, verificando cada paso que realizamos y asegurando que todo está correcto.

Imagen 2

La implementación de los *checklist\'s* se ha convertido en nuestro Servicio en un procedimiento de trabajo que ayuda a los profesionales en el desarrollo de sus funciones asegurando la verificación o rectificación, en caso necesario, de cada uno de los parámetros del tratamiento del paciente.

CONCLUSION

Son una herramienta perfecta para llevar a cabo un trabajo en cadena, reduciendo al mínimo los errores que se puedan producir. Además, ayudan a evitar que se olvide cualquier paso en la cadena del tratamiento, reduciendo así tiempos de espera innecesarios.

Los *checklist\'s* actúan como Procedimientos de Trabajo, ayudando al personal que trabaja en el Servicio y a los futuros profesionales que puedan formar parte de él.

vithas	PROCEDIMIENTO	Página 1 de 1	
		V 1.0	02/01/2016
	Unidad de Radiofísica / Checklist		
	Checklist Total de Fin de Labor Asistencial en Radioterapia		

CHECKLIST DE FIN DE LABOR ASISTENCIAL POR PACIENTE DE RADIOTERAPIA. v1.0

Paciente ID: _____ **Course:**_____

CERTIFICADO DE:

FIN DE TRATAMIENTO Y SALIDA PARA REGISTRO Fecha: _____

Firmas en **Inicio** y **Cambio de Técnica** ☐

Firmas de Consentimientos ☐

Checklist de **Simulación** ☐

Checklist de **Planificación** ☐

Checklist de **Tratamiento** ☐

Control de **Calidad Semanal** ☐

Registro de Interrupción o Suspensión ☐

Radiofísico (firma)

Notas o Comentarios al Tratamiento



	PROCEDIMIENTO	Página 1 de 2
	Unidad de Radiofísica / Guía	V 4.0 / 08/11/2017
	Guía de Planificación/Verificación	GPE v4.0

GUIA DE PLANIFICACION v4.0

Paciente ID: _____ Course: _____

EXTERNAL BEAM PLANNING / RT CHART

- Prescribir en nuevo Curso si hay tto previo ☐
- **Set user origin** ☐
- Verificar nomenclatura "**Estructura PTV**" ☐
- Dosis prescrita/calculada. Coincidencia con papel y archivo ☐
- Números enteros para ISO, si es posible ☐
- Campos Setup y REF ☐
- Histograma Dosis Volumen impreso ☐
- Rejected Planifications desechadas ☐
- CC IMRT e Tiempos Rápidos ☐
- (RTChart scheduling) despliegue y secuencia de fases ☐
- (RTChart reference point) relativa/ target y punto de normalización ☐
- Aprobación Radioterapeuta. Treatment Approved ☐
- Informe Dosimétrico (DHV) ☐
- Short summary y Ficha de Tratamiento impresos ☐

Técnico



	PROCEDIMIENTO	Página 2 de 2
	Unidad de Radiofísica / Guía	V 4.0 / 08/11/2017
	Guía de Planificación/Verificación	GPE v4.0

SHORT SUMMARY Y TIEMPOS RAPIDOS

Físico

- Set user origin ☐
- Prescribed Dose Percentage ☐
- Dose/fraction ☐
- Energy ☐
- Table ☐
- Suma de UM ponderada por Cuñas o IMRT ☐
- Verificación cálculo de Tiempos Rápidos ☐
- CC IMRT ☐
- Aprobación tratamiento (Planning Approved) ☐

Radiofísico

ID: 01431
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

VALIDACION DEL SOPORTE “EXTREMITIES SOLUTION” EN EL TRATAMIENTO DE SARCOMAS DE EXTREMIDAD INFERIOR.

Paula Guerra Miralles[1] , Marina Vargas-Machuca Gómez[1] , Núria Espinosa López[1] , Victòria Rosàs Ferràs[1]

1) Hosp. De la Santa Creu i de Sant Pau

OBJETIVOS:

La inmovilización y la reproductibilidad diaria del posicionamiento del paciente en el tratamiento de sarcomas de extremidad inferior es a menudo una tarea compleja.

En nuestro centro estamos utilizando como inmovilizador en estos tratamientos el soporte: “EXTREMITIES SOLUTION”, de ORFIT.

Este soporte consta de:

- Una plataforma de fibra de carbono con diferentes agujeros de anclaje que queda indexada a la mesa del LINAC.

- Una malla termoplástica personalizada que queda fijada al inmovilizador.

Queremos valorar su efectividad.

OBJETIVOS PRINCIPALES DE ESTE TRABAJO:

1. Valorar los pros i contras del inmovilizador “EXTREMITIES SOLUTION”.

2. Validar su efectividad en el posicionamiento diario.

MATERIAL Y METODO:

- Unidad de tratamiento: Clinac 2100 CD Varian Madicl Systems, equipado con sistema OBI (KV, MV y CBCT).

- Inmovilizador: “EXTREMITIES SOLUTION” de ORFIT.

Hemos cogido una muestra de 30 pacientes tratado en nuestro servicio para registrar las discrepancias en la posición de la extremidad entre la simulación y el tratamiento a partir de los datos obtenidos de las imágenes portales.

Los hemos diferenciado en dos grupos:

- 1er grupo: 15 pacientes tratados sin inmovilizador.

- 2do grupo: 15 pacientes tratados con el inmovilizador “EXTREMITIES SOLUTION”.

Los pacientes se han posicionado siguiendo el protocolo de colocación del Servicio.

Para la realización de este trabajo se han analizado los desplazamientos recogidos en las 5 primeras sesiones de tratamiento de los pacientes del 1er y 2do grupo aplicando el protocolo de imágenes *Nal 5.*

Se han recogido también las opiniones de 15 técnicos de radioterapia que trabajan habitualmente en el servicio sobre la facilidad en el uso del inmovilizador (facilidad de uso, robustez, tiempo de posicionamiento del paciente).

RESULTADOS:

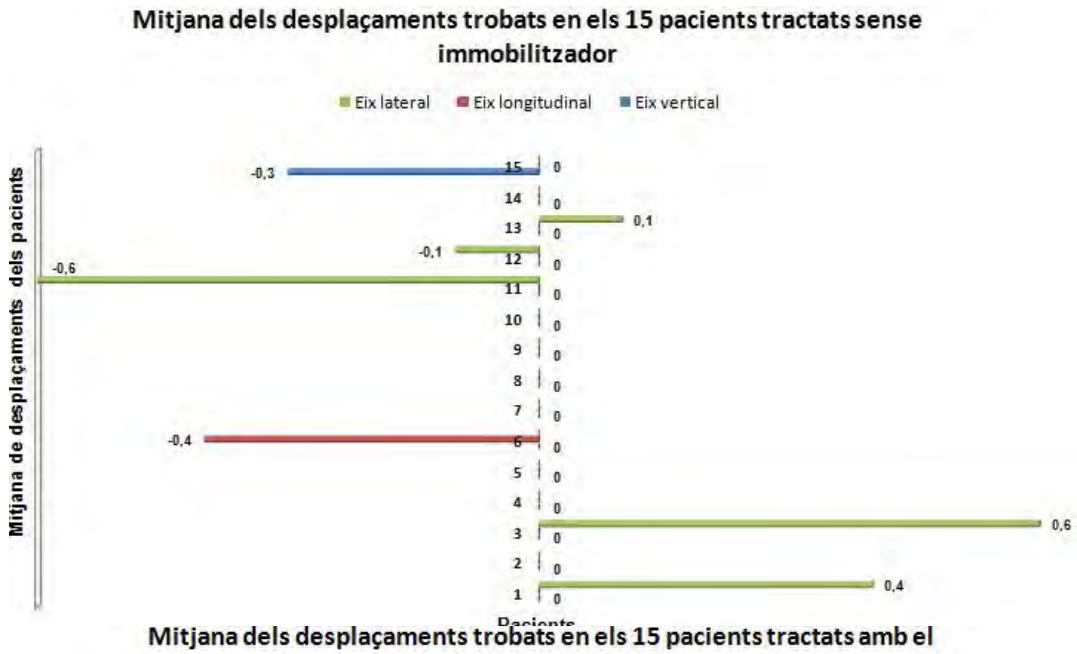
En los grupos 1o y 2do se observan diferencias significativas en los desplazamientos hallados en las imágenes siendo prácticamente nulos los desplazamientos en la gráfica 1, correspondiente a los pacientes tratados sin inmovilizador.

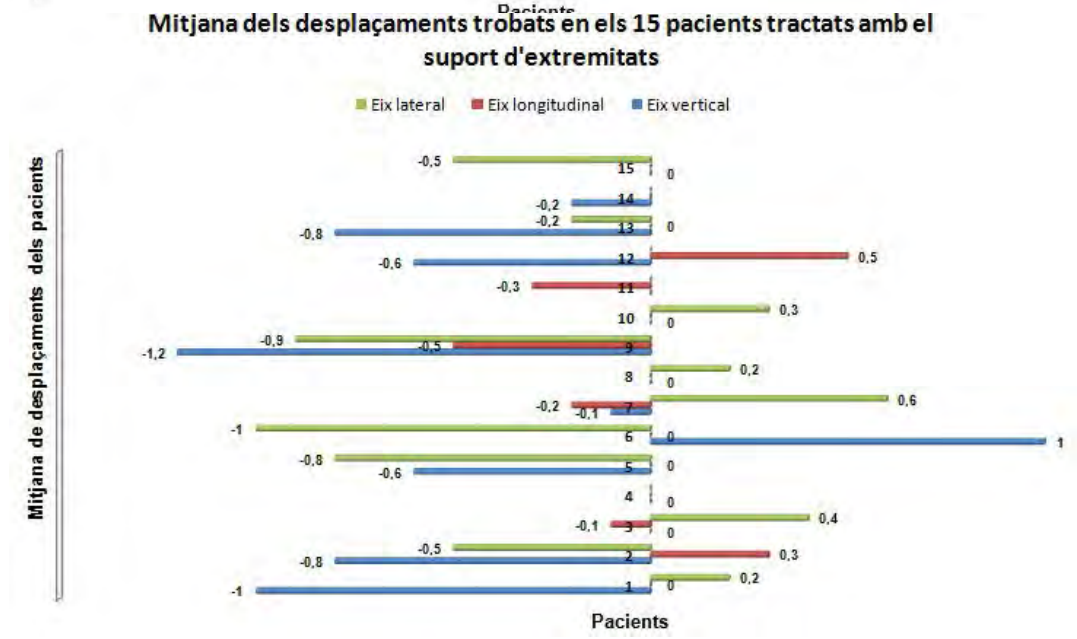
Además, los cambios en la anatomía del paciente dificultan la colocación de las mallas termoplásticas que se deforman debido al uso y las fijaciones, que son de plástico, a menudo se rompen.

CONCLUSIONES:

Con estos resultados y las opiniones recogidas de los 15 técnicos del Servicio podemos afirmar que:

La utilización del sistema inmovilizador “EXTREMITIES SOLUTION” de ORFIT no mejora el posicionamiento ni la reproductibilidad diarias y por contra, incrementa considerablemente el tiempo de colocación y a menudo es incómodo para el paciente.





ID: 01010
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Análisis del uso de un acelerador lineal de electrones en sus cinco primeros años de funcionamiento

Raúl López Luque[1] , Juan Manuel Bejarano Carbonero[2] , Pilar Reyes Ortiz[2] , María Dolores León Serrano[2] , Anabel Rebato Pérez[2] , María José Gómez Lira[2] , Damián Guirado Llorente[1]

1) Unidad de Radiofísica. Complejo Hospitalario de Granada. 2) Unidad de Radioterapia. Complejo Hospitalario de Granada.

Introducción

En la práctica médica es necesario realizar un análisis del modo en que se utilizan los recursos disponibles; esto es particularmente importante en radioterapia, debido al elevado coste de los equipos empleados. En este trabajo se analiza el uso de un acelerador lineal de electrones durante sus cinco primeros años, estudiando la evolución del número de pacientes tratados y de las horas de funcionamiento del equipo.

Material y métodos

Durante el verano de 2010 fue instalado un nuevo acelerador lineal de electrones Siemens Artiste en el Hospital San Cecilio de Granada. Tras su preparación para uso clínico, comenzó a emplearse en los tratamientos de radioterapia el 1 de marzo de 2011. Durante el verano de 2016, y como consecuencia del cierre del hospital, este acelerador ha dejado se usarse durante varios meses. Resulta así pertinente, y necesario, analizar el empleo que se le ha dado y establecer una referencia para el uso que habrá de dársele en los próximos años.

Por una parte, el acelerador dispone de varios contadores digitales que permiten registrar el tiempo en que ha estado conectado cada día (horas de filamento, FIL), así como el tiempo en el que ha estado generando haces de tratamiento (horas de alto voltaje, HV); el primero de estos tiempos es mucho mayor que el segundo. Las horas de filamento y de alto voltaje han sido registradas semanalmente por la Unidad de Radiofísica como parte del programa de control de calidad establecido para este acelerador.

Por otro lado, los técnicos superiores de radioterapia, valiéndose de la red de tratamientos Lantis y del libro diario de operación de la instalación, llevaron un registro de los pacientes que fueron tratados en el acelerador cada día, de las averías que se produjeron y de otras incidencias en el funcionamiento de la unidad de irradiación.

Resultados

En la tabla 1 se muestran los diferentes períodos en los que puede considerarse estable el uso del acelerador, así como los ajustes lineales para la evolución de las horas de filamento y de alto voltaje acumuladas que se registraron semanalmente en esos períodos. Para las horas de HV pueden distinguirse tres períodos y para las de FIL dos. Las horas de irradiación efectiva han ido aumentando hasta suponer 5.2 horas por semana en el último período, mientras que las horas de encendido del equipo se estabilizaron tras algo más de un año de funcionamiento entre 61 y 63 horas semanales, lo que supone algo más de 12 horas al día teniendo en cuenta que el acelerador se emplea de lunes a viernes.

En la figura 1 se muestra el número medio de pacientes tratado cada día desde la puesta en uso clínico del acelerador hasta el final de 2015. Tras las 12 primeras semanas, en las que el número de pacientes fue aumentando hasta completar dos turnos de trabajo (mañana y tarde), tenemos un primer período, que termina a principios del año 2013, en el que se tratan 41 (IC95%; [22.2,45.4]) pacientes al día; después este número aumenta hasta 50.8 (IC95%; [22.2,55.24]). Estos valores corresponden a la mediana del conjunto de datos de cada período, valor que, dada la asimetría de la distribución, resulta mejor como medida de centralización. Como se observa en el gráfico, hay semanas en las que el número medio de pacientes diario es muy inferior a estos valores, y se corresponden generalmente con averías del equipo. Así mismo, los períodos que se corresponden con las fiestas navideñas, marcados con bandas grises en la figura 1, suponen por lo general una disminución

importante del número de pacientes tratados.

Conclusiones

Mediante los registros disponibles en la unidad de radioterapia, ha sido posible realizar un análisis de la evolución del uso de un acelerador de electrones desde su puesta en marcha. Esto nos permitirá optimizar este uso y emplear los datos obtenidos como referencia para nuestro trabajo y el de otras instalaciones de radioterapia.

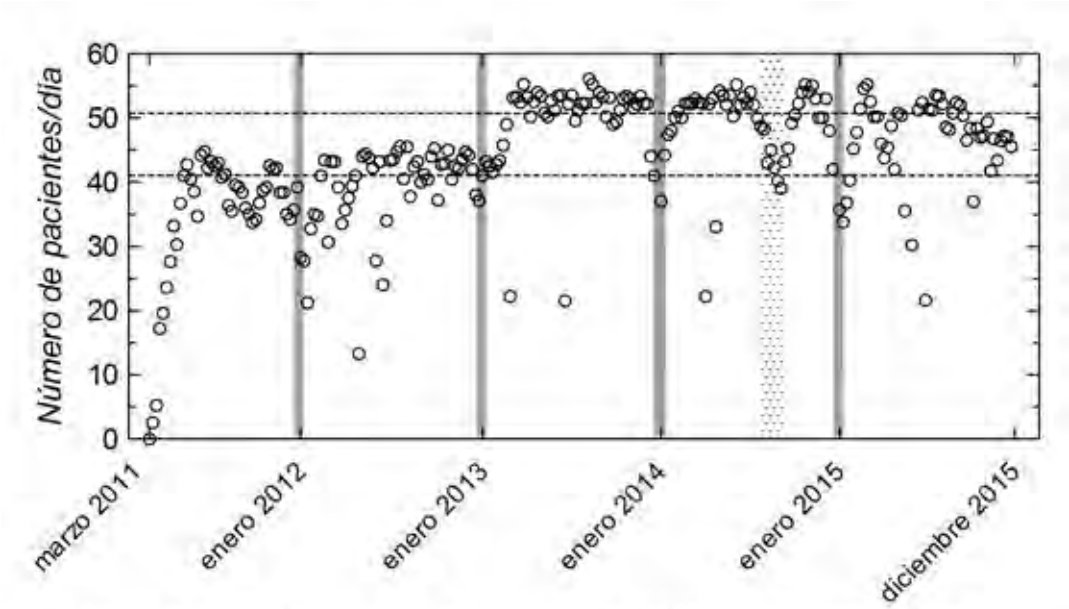


Figura 1. Número de pacientes tratados cada día en el acelerador Artiste objeto de este trabajo. Cada punto corresponde a la media obtenida para una semana (de lunes a viernes). Las líneas de trazos horizontales indican la mediana de las horas de funcionamiento en cada período de estabilidad. Las bandas grises indican los períodos navideños y la región punteada los meses de agosto y septiembre de 2014.

Período	*Horas de HV*	*Horas de FIL*	*HV/FIL*
mar 2011 – dic 2012	3.85 ± 0.02	57.6 ± 0.5	0.0668 ± 0.0005
en 2013 – dic 2014	4.84 ± 0.02	63.0 ± 0.2	0.0769 ± 0.0004
en 2015 – dic 2015	5.20 ± 0.05	61.0 ± 0.3	0.0852 ± 0.0010

Tabla 1. Horas semanales de alto voltaje y filamento ajustadas para tres períodos en los que estos valores pueden considerarse estables. La última columna representa el cociente de los valores de las dos primeras y las incertidumbres corresponden a dos desviaciones típicas.

ID: 01134
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

Corrección de la posición del láser en equipos de simulación respecto el cero radiológico

Elisa Rodriguez Gallego[1] , María Esperanza Pérez Álvarez[1] , Desiderio González Moreno[1] , Almudena Rodriguez Tirado[1] , Juan Carlos Zapata Jiménez[1] , Antonio Gil Agudo[1]

1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

OBJETIVOS

El objetivo de este trabajo es realizar un método para el asesoramiento del técnico responsable de calibrar los láser externos utilizados en simulaciones de radioterapia. Esto es necesario porque normalmente las empresas de calibración solamente posicionan los láser de forma que sean ortogonales entre sí mismos y estén nivelados con la mesa del TAC, pero en el caso de TAC de simulación es muy importante que estén colocados de forma que marquen el cero en la imagen radiológica. Esto es muy importante ya que esta posición será utilizada más adelante tanto para la planificación dosimétrica del paciente como para la colocación durante el tratamiento.

MÉTODO

Se utiliza el maniquí Cheese phanton.

Colocar las crucetas radiopacas en la parte superior y los laterales del maniquí, para poder identificar en la imagen radiológica donde están las marcas de posicionamiento del maniquí.

Se coloca el maniquí con el láser interno del TAC. Y se adquieren las imágenes para determinar el cero radiológico.

Láser Coronal:
Se evalúa si el láser está desplazado o rotado en la dirección horizontal y vertical, para ello se estudian las marcas colocadas en el maniquí en las posiciones C1, C2 y C3 fig1.
Para verificar la posición vertical, se mide en los puntos C(I/S) y para la horizontal se comprueba si se ven las marcas en los distintos cortes C(L/R).

Láser Transversal:
Se evalúa si el láser está desplazado o rotado en la dirección longitudinal y vertical, para ello se estudian las marcas colocadas en el maniquí en las posiciones T1, T2 y T3 fig1.
Para verificar la posición vertical, se mide en los puntos T(A/P) y para la longitudinal se comprueba si se ven las marcas en los distintos cortes T(S/I).

Láser Sagital:
Se evalúa si el láser está desplazado o rotado en la dirección longitudinal y lateral, para ello se estudian las marcas colocadas en el maniquí en las posiciones S1, S2 y S3 fig1.
Para verificar la posición lateral, se mide en los puntos S(R/L) y para la longitudinal se comprueba si se ven las marcas en los distintos cortes S(S/I).

Con los datos obtenidos se desplaza el maniquí en la dirección contraria a las diferencias de longitud medidas y se realizan las modificaciones en el siguiente orden:
Se corrige el error horizontal del láser coronal moviendo o rotando el maniquí completo.
Se corrige el error vertical del láser transversal, rotando el maniquí y se corrige además el error lateral del sagital.
Se corrige el error vertical del longitudinal subiendo o bajando la mesa.
Se corrige el error longitudinal del láser transversal moviendo el cero de la mesa, mediante un movimiento longitudinal y se corrige además el vertical del sagital.
Se repite el estudio y se vuelven a medir los puntos anteriores para comprobar las modificaciones introducidas. Si

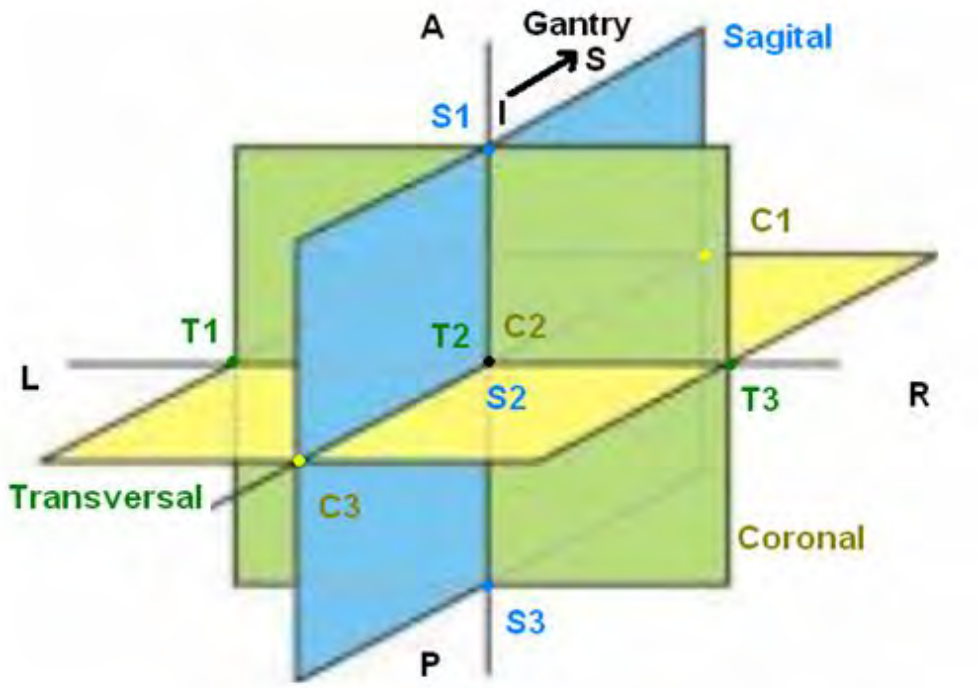
los valores obtenidos están por debajo de 0.5mm se dan por buenos los resultados, si hay valores superiores se repite el paso anterior.
Para comprobar la posición de los láser externos se lleva el maniquí a la posición de dichos láser y se marca el cero en el TAC. Se repite el estudio y se comprueba que seguimos en el cero de la imagen radiográfica. Si no es así, los láser externos se deben llevar a la posición que marcan las líneas de posicionamiento del maniquí.

RESULTADOS

Las medidas de la posición de los láser coronal, transversal y sagital respecto al cero radiográfico se muestran en la tabla1. Se observa que los valores obtenidos en varios de los parámetros están fuera de la tolerancia de 2mm.

CONCLUSIONES

Tras realizar las correcciones oportunas, comprobamos que la posición de los láser respecto el cero radiográfica, está dentro de tolerancias.
La precisión del método utilizado tiene una resolución de 0.5mm, que fue el mayor error encontrado en la posición T1 en la dirección longitudinal del láser transversal.El método resulta ser fiable y rápido para el asesoramiento del técnico encargado de la calibración del posicionamiento de los láser de simulación.



MEDIDAS									
	LÁSER CORONAL			LASER TRANSVERSAL			LÁSER SAGITAL		
	C1	C2	C3	T1	T2	T3	S1	S2	S3
POSICION	S89.38	S0	I88.12	S0	S0	S0	S0	S0	S0
VERTICAL	A1.5	A2	A1.5	P0.4	A1.5	A4.1	-	-	-
HORIZONTAL	L1.5	L0.6	R0	-	-	-	-	-	-
LONGITUDINAL	-	-	-	S0.62	S0.62	S0.62	R1.5	L1.2	X
LATERAL	-	-	-	-	-	-	S0.62	S0.62	X
COMPROBACIÓN									
	LÁSER CORONAL			LÁSER TRANSVERSAL			LÁSER SAGITAL		
	C1	C2	C3	T1	T2	T3	S1	S2	S3
POSICIÓN	S89.38	S0	I88.12	S0	S0	S0	S0	S0	S0
VERTICAL	A0.3	A0	A0.2	A0	A0	A0	-	-	-
HORIZONTAL	R0.3	R0.5	R0.4	-	-	-	-	-	-
LONGITUDINAL	-	-	-	S0.5	S0	X	R0	R0.5	R0
LATERAL	-	-	-	-	-	-	S0	S0	X

ID: 01334
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radioterapia

ERROR EN EL DESPLAZAMIENTO DE CORRECCIÓN EN TRATAMIENTOS PALIATIVOS

Maria Cuenca Cano[1] , Sebastià Agramunt Chaler[1]

1) Institut Català d'Oncologia - Girona

INTRODUCCIÓN/MOTIVACIÓN

En general se asume que, con los protocolos de tratamiento actuales asistidos por los correspondientes protocolos IGRT, se puede garantizar que como mínimo un 90% de los pacientes recibirá al menos el 95% de la dosis prescrita. Es decir, que se garantiza cierta tasa tratamientos correctos.

Nuestro sistema de R&V almacena automáticamente los desplazamientos de mesa entre exposiciones. Estos desplazamientos deberían ser los mismos que los obtenidos en el registro de imágenes. En nuestro servicio el desplazamiento de corrección de SetUp es manual y supone una posible causa de error no contemplada en el protocolo IGRT. El grupo de pacientes al que más afectarían estos errores son los que su tratamiento tiene menor número de sesiones, destacando los paliativos. El objetivo del estudio es analizar la frecuencia con que estos errores influyen en la correcta administración del tratamiento paliativo y la eficacia del protocolo IGRT aplicado.

MÉTODO

Se analizaron cerca de 1000 sesiones correspondientes a 159 tratamientos paliativos 3DCRT tratados durante el primer semestre de 2016, todos registrados en nuestra base de datos (Varian Aria v13.0) y tratados según el protocolo del centro. Las imágenes de cada sesión de tratamiento y los desplazamientos realizados se revisaron con el módulo de registro de imágenes de Varian Offline Review v13.0. Las diferencias obtenidas y sus causas se anotaron en una tabla Excel.

Se contabilizaron las diferencias superiores al margen de tolerancia permitido, esto es, las sesiones tratadas incorrectamente. A partir de este dato, se identificaron los tratamientos deficientes: los que no garantizan el 95% de la dosis prescrita. Para estimar el porcentaje real de pacientes paliativos tratados incorrectamente en nuestro centro se consideró que estos errores son independientes y se distribuyen de la misma forma que los asumidos por los protocolos IGRT, con lo que se añadieron proporcionalmente.

RESULTADOS

11 de los 159 casos analizados tuvieron errores de desplazamiento mayores que la tolerancia correspondiente; esto supone un 7% de pacientes. Asumiendo la consideración descrita en el método, se obtuvo que al menos el 16% de los pacientes paliativos habría recibido un tratamiento deficiente.

Como causa de error en el desplazamiento de corrección se observó: cambio en el signo (53% de las veces), confusión de los ejes que deben corregirse (6%), cambio del orden de magnitud del desplazamiento (29%) y aplicación de cantidades numerales diferentes (12%).

ÁNALISIS

La mayoría de los errores apunta a una falta de atención o a errores de comunicación entre el técnico que revisa la imagen y el que aplica las correcciones. El error de aplicar cantidades numerales diferentes en los desplazamientos también puede ser causa del retraso que existe en el momento de actualizarse la posición real de la mesa en pantalla o a una incertidumbre en la posición inicial que no se comprueba. En resumen, se puede deducir que la mayoría de los errores se deben a una falta de atención.

CONCLUSIÓN

A raíz de los resultados obtenidos (16% de pacientes paliativos tratados incorrectamente) podemos afirmar que el

protocolo actual resulta insuficiente, pues no tiene en cuenta que se pueda producir un error en el posicionamiento del paciente una vez valorado mediante IGRT.

Los tratamientos paliativos suponen una importante mejora en la calidad de vida de los pacientes, por lo que vale la pena realizar el esfuerzo para minimizar el impacto de errores en el tratamiento. Este trabajo supone un incentivo, pues, para modificar el protocolo de nuestro servicio para conseguirlo.

ID: 01274
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear

EVALUACIÓN DE LA CONTAMINACIÓN EN UNA INSTALACIÓN DE MN. AMPLIACIÓN DE ZONAS A EVALUAR

Maria Jose Hungría Estévez[1] , Manuel Muñoz Espejo[1] , Francisco Manzano Martínez[1] , David Jiménez Feltström[1] , Francisco Godoy Luque[1]

1) Hospital Vithas Xanit Internacional

OBJETIVO Y APORTACIÓN ORIGINAL

Originariamente la evaluación de la posible contaminación se aplicaba a la Radiofarmacia en aquellas zonas de mayor riesgo de contaminación. Actualmente esto sigue haciéndose diariamente al finalizar la jornada laboral.

Para mejorar la cobertura ante una posible contaminación se establece un procedimiento mucho más extendido para evaluar la existencia de contaminaciones en la Instalación Radiactiva de Medicina Nuclear y en el recorrido que se realiza con isótopos radiactivos para llevar a cabo una prueba en una consulta de cardiología.

La periodicidad de este rastreo ampliado es mensual.

Afecta a toda persona que accede a la Instalación, sea o no trabajador expuesto y por supuesto a miembros del público, donde se incluyen pacientes o acompañantes de los mismos.

MATERIAL

Utilizamos un monitor de contaminación superficial Berthold LB124 y una hoja de cálculo EXCEL basada en el Procedimiento Normalizado de Trabajo (PNT) de la Instalación de Medicina Nuclear, donde están establecidos por zonas los Límites Derivados para Contaminación Superficial (LDCS).

MÉTODOS

Al inicio de las medidas realizamos un fondo, que debe hacerse siempre que se cambie de zona. Este fondo se sustrae automáticamente a las medidas de área que realicemos posteriormente y es válido para todos los isótopos.

Para evaluar la contaminación superficial seleccionamos el radionucleido más restrictivo en cuanto al LDCS y a su vez el más representativo de la zona de trabajo.

Al realizar la medida no debemos poner en contacto el detector con la superficie a medir. Si el valor obtenido supera el LDCS, la superficie estará contaminada y se procederá a delimitar y señalizar la zona y/o a descontaminarla.

RESULTADOS

EXCEL es una aplicación de hojas de cálculo de fácil acceso, manejo sencillo y amplio uso; pudiendo utilizarse los datos recogidos para elaborar estadísticas o gráficas que muestren valores que nos puedan interesar.

Con la plantilla de EXCEL utilizada, la toma de datos es simple y quedan bien diferenciadas las zonas donde hay que realizar un nuevo fondo porque el LDCS es distinto.

En los rastreos periódicos hemos detectado contaminaciones a las que se intenta poner remedio para evitarlas en el futuro.

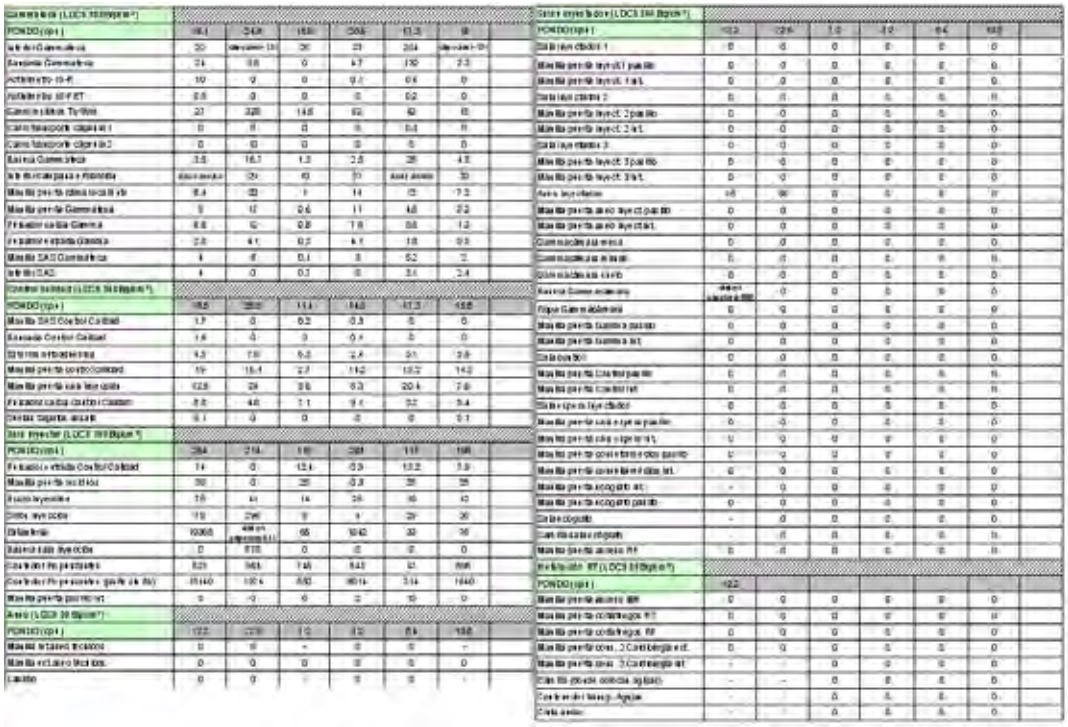
FIGURA 1

CONCLUSIÓN

Los rastreos periódicos ampliados completan a los que había en origen, a los que se hacen diariamente y cuando se produce un posible incidente.

Al abarcar toda la Instalación de Medicina Nuclear y el recorrido de los isótopos hasta la consulta de cardiología (donde se realiza la prueba de esfuerzo), se pueden detectar con facilidad las posibles contaminaciones. Esto nos facilita la vigilancia del personal y los miembros del público.

Cuando detectamos una contaminación no solo se descontamina la zona si no que se intentan poner medios para evitarla en futuras ocasiones, aprovechando también para concienciar y/o recordar al personal afectado algunas posibles actuaciones que han podido desembocar en dicho incidente; mediante cursos de formación, simulacros, etc.



ID: 00972
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear

COMPARATIVA DE 2 AÑOS DEL CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFIA DIGITAL

M Cristina Siria López[1] , Belen Garcia Bonnail[1] , Ismael Sancho Kolster[1] , Cristina Picon Olmos[1]

1) ICO L`Hospitalet

ESTUDIO Y COMPARATIVA DE 2 AÑOS DE CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFIA DIGITAL

OBJETIVO

Estudiar la estabilidad a lo largo del tiempo de los distintos parámetros, tanto de calidad de imagen como dosimétricos de dos mamógrafos digitales Fujifilm Amulet. Comparar y analizar el funcionamiento y rendimiento de los dos equipos.

MATERIAL Y MÉTODOS

El programa de control de calidad se ha realizado a lo largo de dos años en dos mamógrafos digitales Fujifilm Amulet, de tamaños de detector 18x24 cm (sala 1) y 24x30 cm (sala 2), respectivamente. Las pruebas de control de calidad se describen a continuación:

Constancia del funcionamiento del CAE y de parámetros esenciales de calidad de imagen

Para la evaluación de la estabilidad del CAE, se colocan 4 cm de PMMA sobre el detector. Realizamos una exposición en modo automático con el compresor de 18x24 cm en ambos equipos, comprimiendo el PMMA con la fuerza óptima propuesta por el equipo y con la combinación ánodo filtro de W/Rh. Registramos la fuerza, espesor indicado, el valor de la dosis glandular promedio (AGD) y los mAs de la exposición. Posteriormente realizamos una segunda exposición con el maniquí de calidad de imagen CIRS010 colocado sobre el detector, en modo manual a 28 kV, 80 mAs y W/Rh. En dicha imagen analizamos la resolución espacial, líneas, masas, microcalcificaciones y ausencia de artefactos. Esta prueba se realiza diariamente.

Constancia de la uniformidad de la imagen y del rendimiento del equipo

Para la evaluación de la uniformidad, se colocan 4 cm de PMMA sobre el detector. Se realizan 3 exposiciones en modo semiautomático con las 3 combinaciones ánodo filtro disponibles en los dos equipos, W/Rh, Mo/Rh y Mo/Mo. En la sala 1, se utiliza el compresor de 24x30 y en la sala 2 el de 18x24 y en ambos casos se comprime el PMMA con la fuerza óptima propuesta por el equipo. Para cada exposición, registramos los mAs, y el valor de píxel y desviación de 5 ROI de 4 cm^2 distribuidas en la imagen (Sup-Dcha, Sup-Izq, Inf-Dcha, Inf-Izq y Centro). Adicionalmente registramos el valor de pixel y desviación estándar de una ROI de 4 cm^2 colocada a 6 cm de la pared torácica, para evaluar la relación señal-ruido de la imagen obtenida.

Para la evaluación de la constancia del rendimiento del equipo realizamos tres exposiciones en modo manual para las 3 combinaciones de ánodo filtro disponibles (W/Rh: 28 Kv y 100mAs; Mo/Rh 28 Kv y 50mAs y Mo/Mo 28 Kv y 63 mAs) con 4 cm de PMMA y un detector de PTW Diados T60005, colocado encima del compresor a 6 cm de la pared torácica. En este caso registramos la dosis en mGy medida con el detector. Estas pruebas se realizan con una periodicidad semanal.

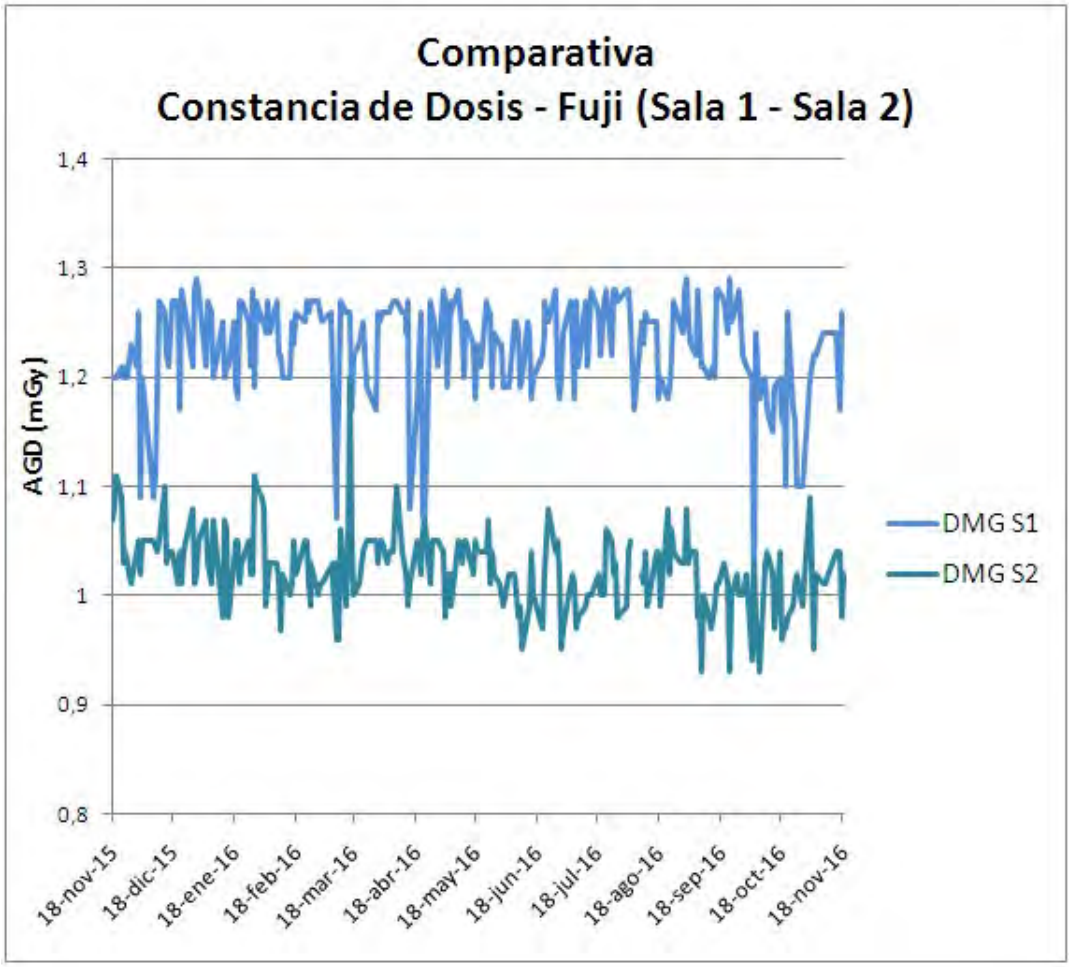
RESULTADOS

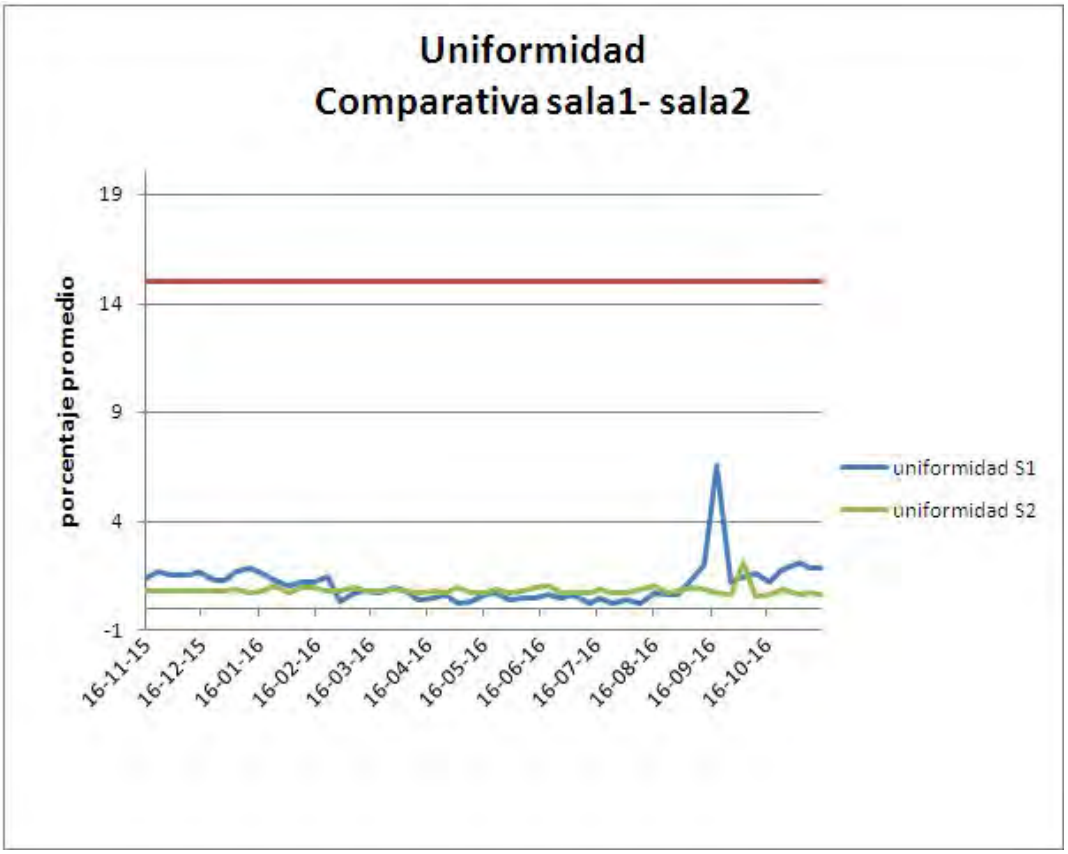
En cuanto al funcionamiento del CAE, comprobamos que es estable en ambos equipos a lo largo de los 2 años de estudio, dentro de la tolerancia especificada para este parámetro (10%), aunque existe alguna medida puntual

fuera de tolerancia, probablemente asociada a errores en el procedimiento de medida. Apreciamos una diferencia en el funcionamiento del CAE de un 20% entre los dos mamógrafos, así como una tendencia a la baja en el mamógrafo de la Sala 2 (recientemente se ha ajustado el CAE en este equipo, de forma preventiva). En la figura 1 mostramos los resultados del funcionamiento del CAE en el último año para los 2 equipos.
En cuanto a los parámetros de calidad de imagen, todos los parámetros estudiados se han mantenido muy estables a lo largo del período de estudio y los valores obtenidos son muy parecidos entre los dos mamógrafos, al igual que la uniformidad de la imagen. En la figura 2 se muestra la evolución de la uniformidad en el último año junto con la tolerancia establecida para este parámetro (15%)

CONCLUSIÓN

A pesar de la buena constancia de los mamógrafos digitales analizados, es importante la realización de un control de calidad exhaustivo y frecuente de los mamógrafos digitales, para hacer un seguimiento con el que poder detectar tendencias en la variación de la calidad de imagen o dosis impartida, para el posterior reajuste de los parámetros, si así fuera necesario




Uniformidad
Comparativa sala1- sala2
porcentaje promedio
19
14
9
4
-1
16-11-15
16-12-15
16-01-16
16-02-16
16-03-16
16-04-16
16-05-16
16-06-16
16-07-16
16-08-16
16-09-16
16-10-16
uniformidad S1
uniformidad S2

ID: 01166
Tipo: Poster
Área temática: Simposio de técnicos: Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear

EL PAPEL DEL TSDI EN EL CONTROL DE CALIDAD DE MONITORES DE RADIODIAGNÓSTICO”

IDOIA EGOZKUE ZIGA[1] , JOSE MANUEL IZKUE ARGANDOÑA[1]

1) SERVICIO RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. SERVICIO NAVARRO DE SALUD-OSASUMBIDEA

V CONGRESO DE SEFM-SEPR, GIRONA 2017

Título: “EL PAPEL DEL TSDI EN EL CONTROL DE CALIDAD DE MONITORES DE RADIODIAGNÓSTICO”

Objetivo: Describir las pruebas realizadas por los TSDI del un servicio de Radiofísica en el control de calidad de monitores para el diagnóstico médico.

Material: Patrón de Prueba: Maniquí TG18-QC.
Medidor de Luminancia y software VERILUM
Software de control de calidad del fabricante del monitor

Método: Maniquí TG-18-QC:

Evaluación visual de la imagen, Análisis cualitativo de respuesta en luminancia, resolución espacial, distorsiones geométricas, uniformidad de la luminancia y reflexión e iluminación ambiente.

Análisis cuantitativo de la luminancia mediante el uso de medidor y software externo.

Maniquí TG18-QC

Resultados: Se han realizado las pruebas descritas durante un periodo de 5 años en monitores de diagnóstico médico calibrados en luminancia con software interno. El análisis de las mismas demuestra que los sistemas de

propietario funcionan correctamente y que el método permite anticipar el final de la vida útil del monitor. Los análisis cualitativos han permitido sobre todo realizar correcciones en el posicionamiento de los monitores para minimizar reflexiones y en la iluminación ambiente. En cuanto al análisis cuantitativo, dado que el Software Verilum presenta los resultados en términos de JND, y el TG18 lo hace en respuesta en contraste en luminancia relativo, se ha desarrollado un software propio que permite correlacionar ambas presentaciones.

Conclusiones: Con la herramienta y la formación necesaria, el TSDI puede realizar las pruebas esenciales descritas en el PECCRX 2011 para el control de calidad de monitores de diagnóstico médico. A destacar que, en nuestro caso y probablemente en muchos otros una de las principales dificultades es la de instalar el software y el hardware necesario al uso por carecer de los privilegios necesarios. Es por los tanto, muy importante coordinar nuestro trabajo con al administrador del sistema informático.

A raíz de todo lo expuesto anteriormente, resulta de enorme interés que el control de Calidad de Monitores efectuado por el TSDI contribuye a la adecuada imagen que ofrece un monitor de imagen médica facilitando un diagnóstico médico acertado por parte del facultativo correspondiente y una disminución de la Dosis recibida por el paciente en la exploración a que es sometido.

Modelo de Respuesta en Luminancia

Área Temática: CONTROL DE CALIDAD RX Palabra Clave: MONITORES

Autores:

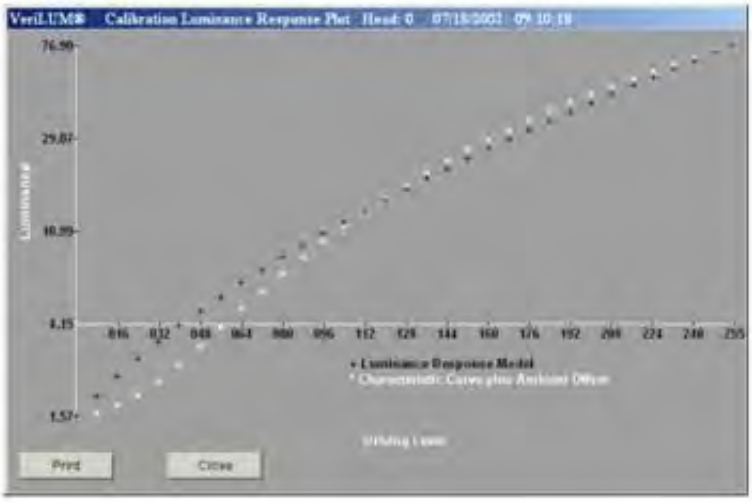
Idoia Egozkue Ciga (TSDI), José Manuel Izkue Argandoña (TSDI).

SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

SERVICIO NAVARRO DE SALUD-OSASUMBIDEA

Maniquí TG18-QC





REHABILITACIÓN DE UN LABORATORIO DE ANÁLISIS DE ACTINOIDES

P.Pérez-Cejuela, L.Yagüe, C. Noguerales, A. Alvarez, J. Quiñones

Objetivo del trabajo y cuál es la aportación original.

El emplazamiento actual del CIEMAT es instalación Nuclear desde hace más de 60 años. Por lo que en algunas ocasiones es necesario el desmantelamiento y remodelación de viejas instalaciones nucleares o radiactivas para su utilización en nuevos proyectos de I+D+i. Este trabajo se centra en la rehabilitación de una instalación donde se trabaja con muestras impactadas con actinoides [1].

En el trabajo se describe el plan de medidas aplicado tanto durante la rehabilitación como durante la caracterización radiológica final, junto con los distintos tipos de equipos espectrométricos y no espectrométricos empleados durante la medida y toma de muestras. Además se presenta un análisis de la sensibilidad de los equipos y posterior evaluación de la capacidad de cada equipo realizado para proporcionar las medidas acordes con los criterios de desclasificación exigidos para el emplazamiento [2]. Todas las medidas realizadas facilitaron la ejecución de la obras de rehabilitación y permitieron demostrar la limpieza de dichas instalaciones al final del proceso de rehabilitación.

Material/Métodos.

El plan de medidas se centró en la determinación de la contaminación superficial con un detector de centelleo plástico ZnS(Ag) y con un detector de centelleo sólido NaI(Tl) tipo FIDLER.

La calibración en eficiencias del FIDLER se realizó utilizando fuentes puntuales de ^{241}Am de actividad certificada. Se midió la fuente de ^{241}Am en distintas posiciones determinando una eficiencia de detección para cada una de las distancias fuente-eje del detector comprendidas entre 1 - 20 cm, teniendo en cuenta para cada eficiencia la superficie medida. El límite de detección del ^{241}Am determinado para este detector fue de 0.9 Bq·cm^{-2}.

Durante la rehabilitación se realizó la toma de muestras según juicio de experto en componentes o accesibles (sistemas de extracción) que confirmaron la relación isotópica considerada de acuerdo con el origen de las muestras.

La caracterización radiológica final de las dependencias se realizó mediante espectrometría gamma in situ, empleando un detector semiconductor portátil de Ge ultrapuro de tipo LEGe (Low Energy Ge) específico para bajas energías, con una superficie activa de 38 cm^2 y un espesor de 2.5 cm. Debido a las diferentes dimensiones de cada dependencia y paramento, se diseñaron geometrías de medida específicas para cada una de las determinaciones, optimizando en cada caso el campo de visión del detector en función de las dimensiones de la superficie a medir. En la Figura 1 se presentan ejemplos de diseño de estas medidas.

Resultados

La calibración en eficiencias del sistema de medida FIDLER se llevó a cabo de forma experimental, utilizando fuentes puntuales de ^{241}Am con actividad certificada, obteniéndose un valor promedio ponderado de 9.91 E-03 sobre superficies de medida de 800 cm^2.

La caracterización radiológica final incluye el 100% de las superficies de interés, empleando tiempos de recuento suficientemente largos para garantizar la obtención de límites de detección inferiores al nivel de desclasificación para la demolición o reuso de edificios, expresado en términos de concentración superficial de actividad ($Bq \cdot cm^{-2}$) subrogado al ^{241}Am (es decir, < 0.024 $Bq \cdot cm^{-2}$).

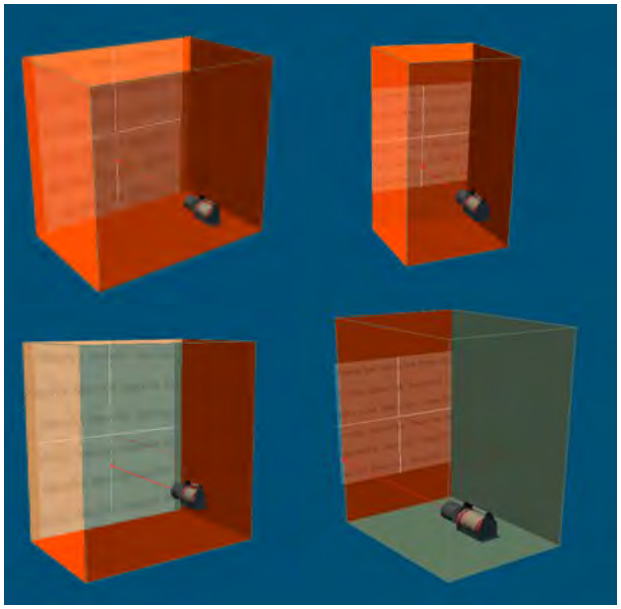


Figura 1. Ejemplos de diseño de las medidas mediant ISOCS para la caracterización de paramentos (suelos, techos y paredes).

Conclusiones

Los resultados y medidas presentados en este trabajo permiten establecer las conclusiones siguientes:

- El sistema FIDLER no proporciona valores de límites de detección en superficies que permitan utilizar este sistema para la desclasificación de paramentos en las condiciones de medida establecidas en esta actuación.
- Se ha demostrado que el detector de Ge es el más adecuado y operativo para la desclasificación de paramentos. La caracterización final de estas instalaciones se realizó con un detector de Ge cuyos resultados indican el cumplimiento de los criterios radiológicos establecidos para el proyecto PIMIC [3].

Referencias

[1] «Caracterización radiológica del área afectada por el accidente de Palomares. Tesis Doctoral. José Carlos Sáez Vergara.,» 2016.

[2] CIEMAT, «Plan de Restauración del Emplazamiento,» 2011.

[3] « PIMIC/PDC-02/II-02: Criterios radiológicos y metodología a aplicar para la desclasificación de materiales y estructuras y la liberación de suelos y espacios en el proyecto PIMIC",» 2002.

5º CONGRESO CONJUNTO

21 SEFM / 16 SEPR

13-16 Junio de 2017. GIRONA.

La radiación: progreso y salud

www.girona2017.com

#sefmsepr2017

Patrocinadores Oro

Elekta · BRAINLAB · VARIAN · UniTech · KAL.CO · BTR · ZEISS · SIEMENS Healthineers · Guerbet · CSN

Patrocinadores Plata

PTW · DTA · DART · GE Healthcare · Gestisa · radiaprot · TECNISA · IBA · PHILIPS · anav · NUCLIBER

Patrocinadores Bronce

tecnatom · FUJIFILM · Surgest · TRF · CTS · Eckert & Ziegler · Carestream · FLORIDA