

Casi sin respiro llega a nuestras manos un ejemplar del nº 3 de 2007. El que cierra el ciclo anual. Ése que, según los tópicos aplicados periódicamente cada año en la misma época, debe servir para hacer el balance del trabajo realizado. Pues bien, éste es el tercer año consecutivo que publicamos tres números. Cumplir ese objetivo no es una tarea fácil, como lo prueba la corta separación temporal entre la aparición de este número y la del anterior. Si se ha conseguido, ha sido con el esfuerzo de muchos. En primer lugar, de los autores, que proporcionan los materiales que pasarán a ser los contenidos científicos de la revista; cada año se envían y publican más trabajos, lo que se evidencia en el "índice de autores" que se ha incluido en este número. En segundo lugar, de los asesores científicos, que por hacer su trabajo anónimamente tienen más difícil el reconocimiento; su actividad es imprescindible para asegurar la calidad y claridad de los trabajos finalmente publicados; para que su esfuerzo quede reconocido se publica la lista de los asesores científicos que han revisado los manuscritos publicados durante este año. En tercer lugar, también es imprescindible el trabajo de todos los que contribuimos a hacer posible la revista desde dentro, desde las tareas de edición, que creemos ha mejorado bastante en los últimos tiempos, aunque aún estén lejos del nivel óptimo, hasta las tareas propias de la secretaría y de distribución de la revista. En estos momentos estamos en el tramo final de un ciclo del Comité de Redacción de la revista, por lo que se va a proceder a su renovación parcial. El editor, Eduardo Guibela, y cuatro miembros del comité, Miguel Melchor, Juan Pedro Fernández Letón, Faustino Gómez y Joan Roselló, nos abandonan al terminar el año 2007. Previamente lo había hecho Carmen Escalada, que ha sido sustituida por Rafael Puchal. A todos ellos les debemos mucho; en particular a los que han estado en la revista desde sus comienzos.

Definitivamente sí, hay muchos que han aportado parte de su tiempo y su esfuerzo para conseguir ese objetivo. Y debemos agradecerles aquí.

En cuanto a los contenidos científicos del número, se incluyen los dos trabajos premiados del Congreso de

Granada que estaban pendientes de publicación y que tratan, respectivamente, de la obtención de espectros de energía intrínsecos de un acelerador lineal, y de la descripción de un procedimiento especial de IMRT para tratar tumores de cabeza y cuello. Hay además un artículo sobre el ruido de los digitalizadores de películas usadas en dosimetría y otro que describe procedimientos de cálculo, mediante el método Monte Carlo, de la dosis dispersada en fuentes de fotones. Hay dos notas técnicas: una sobre la influencia de rejillas focalizadas en las dosis de diagnóstico y otra acerca de la calibración de cámaras de ionización para Radioterapia.

Tal como se avanzó en el anterior número, se publica aquí el comentario editorial conjunto sobre el plagio preparado por William R. Hendee, presidente del comité de editores de revistas de física médica de la Organización Internacional de Física Médica. El comentario será publicado también, con adaptaciones locales, en las principales revistas de física médica del mundo. Es evidente que el plagio es un problema grave, y no sólo en el contexto de la física médica o de la ciencia: recibimos continuamente noticias sobre plagio u otras actividades relacionadas, como el espionaje industrial o la llamada eufemísticamente *intertextualidad*. En el contexto de nuestra revista, cuya audiencia abarca un ámbito relativamente pequeño si lo comparamos con otras como *Medical Physics* o *Physics in Medicine and Biology*, el problema del plagio tiene un alcance mucho más reducido. Sin embargo, dada la frecuencia con la que se da en general y la necesidad de buscar medios para atajarlo, hemos considerado conveniente la publicación del comentario.

Finalmente, tenemos que terminar con una noticia triste de última hora. A muchos de los que tuvimos la ocasión de conocer y tratar a Jesús Soto, catedrático de Radiología y Medicina Física en la Universidad de Cantabria, la noticia de su muerte nos ha dejado muy deprimidos. El texto insertado en su memoria en este número nos ayudará a recordarlo por el conjunto de su vida y no sólo por este abrupto e injusto final.

Ojalá el año próximo nos dé mejores noticias.

El plagio es un problema que afecta a todas las revistas científicas, y a la RFM también. El Comité de Publicaciones de la Organización Internacional de la Física Médica (IOMP) ha preparado un editorial sobre el plagio. Lo reproducimos aquí (con el permiso de la IOMP) y con leves modificaciones para enfatizar su importancia entre los lectores de nuestra revista.

Plagiar (del latín "plagiare", "secuestrar") se define como "Copiar en lo sustancial obras ajenas, dándolas como propias." (Diccionario de la lengua española - Vigésima segunda edición). El plagio es una clara violación de la ética en la investigación científica que si se comete intencionadamente se considera una conducta impropia. Plagiar puede tener como resultado la aplicación de sanciones severas, tales como la difusión pública del hecho, la retirada de la financiación a la investigación, la pérdida de la categoría profesional o la suspensión de empleo. El plagio socava la credibilidad de los manuscritos y de las revistas que los publican; asimismo compromete la integridad del proceso científico y el respeto público a la ciencia. El plagio viola derechos de autor y de la propiedad intelectual de las personas físicas o jurídicas. La violación de estos derechos puede dar lugar a demandas judiciales contra los que han cometido plagio. Aunque el plagio existe desde los orígenes de la ciencia, es evidente que la aparición de Internet ha incrementado las facilidades para encontrar y copiar trabajos ajenos.

Es posible plagiar no sólo el trabajo de otros, también el propio mediante la repetición de partes idénticas o casi idénticas de manuscritos sin el debido reconocimiento y sin citar el trabajo previo. Lamentablemente, el envío simultáneo o sucesivo de manuscritos muy similares en sus contenidos y sin citas recíprocas constituye una práctica bastante común, lo que permite rentabilizar un proyecto de investigación con un número mayor de publicaciones. Las revistas científicas tratan de evitar esta práctica y por lo general no lo permitirían si lo supieran antes de su publicación. A veces se publica el mismo artículo (o uno muy similar) en dos revistas diferentes que lo consideran interesante, pero con audiencias diferenciadas. En ese caso, los autores deberían informar previa-

mente a los responsables de ambas revistas y, si se acepta para su publicación, reconocer la duplicación en ambos artículos.

Cuando existe presunción de plagio (a menudo por una acusación del autor original, de un revisor, o de un tercero interesado), los responsables de la revista deberían actuar rápidamente, revisando tanto el material original como la publicación sospechosa de plagio. Si se concluyera que no ha existido plagio, se debería comunicar a los que alertaron del posible fraude, sin ninguna otra acción adicional. Si las pruebas sugirieran la posible existencia de plagio, el responsable de la revista debería ponerse en contacto con las partes involucradas (autor o autores bajo sospecha, autor o autores cuyo trabajo puede haber sido plagiado y titular de los derechos de autor del material original) y mostrar cuáles son los indicios del presunto plagio, junto con las copias del trabajo original y del sospechoso. Si todas las partes estuvieran de acuerdo en que ha existido plagio (intencionado o involuntario), los plagiarios deberían enviar un escrito de disculpas a los autores originales y a los titulares de los derechos de autor. Si el trabajo ya se hubiera publicado, se debería dar a conocer el hecho en el primer número disponible de la revista, citando ambos trabajos, el original y el que contiene el plagio, y reproduciendo el texto exacto plagiado. Los autores del plagio deben aceptar que toda difusión de su artículo debe ir acompañada de un aviso de plagio.

Si el autor o los autores acusados niegan que se haya producido plagio, los responsables de la revista deben llevar adelante la acusación, preferentemente mediante algún mecanismo interno establecido previamente para investigar cualquier acusación de falta de ética científica. Los responsables de la revista deberían estimular a las partes involucradas a participar: los que sostienen que pudo haber plagio deberían presentar pruebas de ello, y los autores acusados de plagio deberían tener una oportunidad para declarar personalmente en su defensa. La investigación debería llevarse a cabo en un tiempo razonable (por ejemplo, tres meses).

Si del procedimiento seguido para investigar la acusación se infiriera que hubo plagio, se aplicarían las medidas correspondientes ya descritas. Posteriormente, los responsables de la revista deberían decidir si informan

acerca del plagio a alguna instancia superior de la parte culpable, a su organización o empresa, o a la organización profesional. Si se concluyera en la investigación que no hubo plagio, se enviaría una carta comunicando el fallo al acusador, a los autores acusados del plagio, a los autores del trabajo original, y a la persona física o jurídica titular de los derechos de autor. En cualquiera de los dos casos, estas acciones deberían constituir el cierre de la acusación de plagio.

Una acusación de plagio es una acusación seria, y nunca debería ser hecha a la ligera. Por otra parte, dado que la capacidad de observación es uno de los puntos fuertes de la comunidad científica, siempre se debería informar sobre la posibilidad de plagio si se sospecha que puede haber ocurrido.

William R. Hendee

Editor, Medical Physics

Chair, IOMP Publications Committee

La Dirección, el Comité Editorial y el Comité de Redacción de la Revista Física Médica agradecen la colaboración de los siguientes Asesores Científicos durante el año 2007

Fernando Arqueros Martínez
 Rafael Arrans Lara (Sevilla)
 Mercè Beltrán Vilagrasa (Barcelona)
 Antonio Brosed Serreta (Madrid)
 Luis Brualla González (Valencia)
 Eduardo Cabello Murillo (Madrid)
 José Manuel Camino Martínez (Oviedo)
 Pablo Carrasco de Fez (Barcelona)
 José Luis Contreras González (Madrid)
 Rafael Colmenares Fernández (Madrid)
 Vicente Crispín Contreras (Valencia)
 Víctor Delgado Martínez (Madrid)
 Lluís Escudé Armengol (Barcelona)
 Marisa España López (Madrid)
 Jesús M^a de Frutos Baraja (Valladolid)
 Ana M^a González Leitón (Madrid)
 Rafael Guerrero Alcalde (Granada)
 Nuria Jornet i Sala (Barcelona)

Dolores Linero Palacios (Barcelona)
 M^a Cruz Lizuaín Arroyo
 (Hospitalet de Llobregat - Barcelona)
 Alfonso López Fernández (Madrid)
 Carlos Martín Rincón (Salamanca)
 Esther Millán Cebrián (Zaragoza)
 Santiago Miquélez Alonso (Pamplona)
 José Abelardo Martín-Viera Cueto (Málaga)
 José Pérez- Calatayud (Valencia)
 Domingo José Planes Meseguer (Valencia)
 Carlos Prieto Martín (Madrid)
 Luciano Romero Barajas (Madrid)
 Enrique de Sena Espinel (Salamanca)
 Bonifacio Tobarra González (Murcia)
 Ricardo Torres Cabrera (Valladolid)
 Manuel Vilches Pacheco (Granada)
 Mercedes Villalobos Torres (Granada)
 Luis Ignacio Zamora Ardoy (Granada)

Caracterización del ruido de los digitalizadores de película y su influencia en la dosimetría con película

A. González López, A. Cámara Turbí, B. Tobarra González

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.

Characterization of noise in film scanners and its impact on film dosimetry

Resumen

En la actualidad, la película es el dosímetro que más ha sido utilizado en dosimetría 2D. Es también el dosímetro del que más se ha estudiado sus características. Para su lectura se dispone hoy día de una gran variedad de digitalizadores.

Dado que la resolución espacial no es, en general, un factor limitante de estos dispositivos el presente trabajo se centra en el estudio de la resolución de señal, el ruido y la saturación y pérdida de linealidad de la función de respuesta.

El método descrito para la determinación de las características del ruido da como resultado un ruido gaussiano y blanco en cada uno de los ejes principales del dispositivo analizado. Sin embargo la magnitud del ruido es diferente en cada uno de ellos.

Sobre la resolución de señal, se determina que el ruido de cuantización deja de ser importante frente a otras fuentes de ruido del digitalizador cuando $\sigma_{an} / \Delta \geq 0,6$, siendo σ_{an} la desviación típica del ruido asociado a esas otras fuentes y Δ la amplitud del intervalo de cuantización.

Por último, se presenta un método para la determinación del intervalo de densidades ópticas para las que el dispositivo trabaja en unas condiciones de incertidumbre preestablecidas.

Palabras clave: Dosimetría. Película. CCD. Digitalizador de película. Ruido. Saturación. Resolución de señal.

Abstract

Film is the dosimeter most widely used for 2D dosimetry and their characteristics have been extensively studied. In order to digitize the film, a great deal of scanners is available.

As the spatial resolution is not, in general, a limiting factor for these devices the present work deals with signal resolution, noise and saturation of the response function.

The statistical distribution of noise is Gaussian. Noise power spectrum (NPS) on each axis is flat, showing a white noise. However, the mean value of NPS is different in the slow scan direction than in the fast scan direction.

It is shown that quantization noise becomes unimportant (respect to other sources of noise) when $\sigma_{an} / D \geq 0,6$, where σ_{an} is the standard deviation of noise generated by those other sources and D is the quantization step.

Finally a method to determine an optical density range where the scanner operates under pre-established uncertainties conditions is presented.

Key words: Dosimetry. Film. CCD. Scanner. Noise. Saturation. Signal resolution.

Introducción y objetivos

Los avances tecnológicos en el campo de la radioterapia están haciendo posible técnicas que permiten aumen-

tar la dosis de radiación en los tejidos blanco y mantener la dosis dentro de la tolerancia en los órganos de riesgo.

Cada vez son más los equipos dedicados y los aceleradores lineales instalados capaces de suministrar tratamientos con modulación de intensidad dinámica y/o estática. A la vez, aparecen nuevos tipos de fuentes radiactivas para su empleo en Braquiterapia. Junto a la mejora y evolución de los equipos de terapia, las modalidades de imagen han experimentado un extraordinario desarrollo. Su avance está permitiendo incorporar nuevas estrategias

Correspondencia: Antonio González López. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca. Ctra. Madrid-Cartagena s/n. 30120 El Palmar (Murcia).

Fecha de recepción: 11-6-2007

Fecha de aceptación: 10-10-2007

de verificación y adaptación de los tratamientos radioterápicos, como es el caso de la radioterapia guiada por imagen. También asistimos a la evolución de los sistemas de cálculo de dosis capaces de calcular de un modo fiable las dosis suministradas durante estos tratamientos complejos.

Las distribuciones de dosis pretendidas consisten, en ocasiones, en superficies de isodosis con concavidades que alojan órganos de riesgo. En la frontera de éstos se registran por tanto altos gradientes de dosis.

La gran ventaja que representa el disponer de estas nuevas técnicas y equipos supone, sin embargo, la necesidad de unas verificaciones geométrica y dosimétrica más detalladas del tratamiento. En técnicas más convencionales suele ser suficiente la verificación de la dosis en un punto representativo. Esto se justifica porque la distribución de dosis presenta variaciones suaves en volúmenes sensiblemente superiores al volumen del detector empleado (cámara de ionización, diodo semiconductor o cristal termoluminiscente). Ahora la superposición de varias distribuciones sencillas de dosis dispuestas en diferentes orientaciones espaciales produce una distribución volumétrica compleja y con altos gradientes dentro del volumen de tratamiento.

La existencia de estos gradientes de dosis y esta complejidad en la distribución obedece al objetivo clínico de aumentar la dosis en el blanco y reducirla en los tejidos sanos, especialmente cuando la distancia entre ambos es pequeña. Por ello es necesario verificar esta zona de transición de altas dosis a bajas dosis, tanto en magnitud como en localización. La dosimetría 2D y 3D, por tanto es un complemento necesario a la tradicional verificación de la dosis en un punto.

Aunque en la actualidad los nuevos equipos digitales están en vías de sustituir a la película radiográfica tradicional como soporte de la imagen en radiodiagnóstico, el uso de este tipo de película junto con la película radiocrómica está en aumento en el campo de la dosimetría clínica o de radioterapia. Sus aplicaciones aumentan paralelamente a la incorporación de nuevas técnicas de tratamiento^{1,2} cuya verificación^{3,4} requiere dosimetría 2D. La película radiocrómica tiene la ventaja sobre la radiográfica de no requerir revelado con químicos tras su exposición, especialmente en estos tiempos en los que la utilización de procesadoras de este tipo está desapareciendo de los servicios de radiodiagnóstico.

La alta resolución espacial de la película está todavía lejos de alcanzarse por otros dispositivos empleados en dosimetría, como los que emplean cámaras de ionización o diodos semiconductores, cuyo volumen sensible es todavía alto. Por otro lado, en los últimos años han aparecido nuevos tipos de película con característica sensitométricas muy variadas que amplían los rangos de dosis, y por tanto el número de aplicaciones dosimétricas accesibles a la dosimetría con película.

Para aprovechar adecuadamente la información dosimétrica que contiene, la película debe digitalizarse. De esta manera es posible su procesado para eliminación de ruido, conversión en unidades de dosis, y registro con distribuciones de referencia.

En dosimetría en dos dimensiones la lectura se realiza con diferentes tipos de densitómetros como digitalizadores de película láser o basados en cámara CCD. La variedad de modelos y precios es enorme, lo que hace necesario disponer de procedimientos para evaluar sus características. De este modo será posible optimizar la adquisición del equipo que mejor convenga a una aplicación determinada, sus requerimientos de precisión y exactitud y los tipos de película que se van a emplear.

En este trabajo presentamos algunos procedimientos que nos han sido útiles para valorar la adecuación de los digitalizadores o digitalizadores de película de nuestro servicio a la dosimetría con película que realizamos. Antes de comentar los procedimientos hay que hablar sobre las causas de la degradación de la información contenida en la lectura de la distribución de dosis.

La imagen digitalizada es el resultado de la exposición de la película a la radiación, su posterior procesado y lectura. En cada una de las etapas, a la señal original se le añade ruido, ruido cuántico presente en el propio campo de radiación, ruido estructural y granular de la película y ruido electrónico (analógico y de cuantización) asociado al digitalizador.

Por otro lado, el dispositivo de medida contribuye a la degradación de la medida debido a sus características limitadas en cuanto a su función de respuesta y a su resolución espacial. La función de respuesta del sistema o curva característica relaciona, en el caso del digitalizador, el valor de píxel medido frente a la densidad óptica (DO) de la película. La limitación fundamental de la curva característica tiene que ver con el estrecho intervalo de zona lineal de la misma y la aparición de saturación o pérdida de sensibilidad a valores altos de la DO.

La presencia de ruido en la lectura impide la recuperación de la señal original, y la magnitud del mismo impone límites en la capacidad de reconstruirla. La posibilidad de recuperar los detalles de mayor resolución de la señal se pierde cuando la magnitud del espectro del ruido se hace comparable al de la señal a alta frecuencia⁵. En general, los algoritmos de reconstrucción necesitan conocer o estimar las características estadísticas del ruido junto con las características de degradación del equipo de medida para acotar la reconstrucción a niveles que no invaliden la reconstrucción por amplificación excesiva del ruido de alta frecuencia.

En el caso de haces de fotones de alta energía y dosimetría con película, cuando se realiza la lectura con digitalizadores 2D, la resolución espacial del sistema no impone límites al procedimiento. Esto es debido a que, por la naturaleza de la interacción radiación-materia, las distribuciones de dosis en radioterapia son relativamente

suaves. De acuerdo con la teoría del muestreo la distribución de dosis puede representarse por un conjunto discreto de muestras. El espaciado mínimo requerido de esas muestras⁶ es del orden de 1,5 a 2 mm, lo que no es obstáculo ni para la película ni para el digitalizador.

Sin embargo, tanto el ruido como la saturación son factores limitantes en el rendimiento tanto de la película como del digitalizador. Por este motivo, ruido y respuesta han sido estudiados ampliamente para los tipos de película usados en dosimetría⁷⁻¹⁰. También han sido objeto de estudio las características de los digitalizadores de película usados¹¹⁻¹³. Diferentes características se han destacado de las distintas tecnologías en las que estos dispositivos están basados. Como ejemplo, se ha puesto de manifiesto que la curva de respuesta de los digitalizadores de película basados en láseres de He-Ne alcanza densidades ópticas sensiblemente superiores a la de los basados en CCD. Sin embargo, el uso de una fuente de luz coherente produce artefactos geométricos en la imagen que a bajas densidades ópticas merman su rendimiento¹³.

Los digitalizadores disponen de una gran variedad de modos de adquisición. En general se puede seleccionar la resolución espacial de la lectura, el formato de salida, la región de muestreo y, muy importante, la resolución de señal o número de bits con los que se va representar los valores leídos. Asociado a la resolución de salida está el error o ruido de cuantización, resultado de convertir una señal analógica en digital. La elección de una resolución de salida baja puede resultar en un ruido de cuantización muy alto y la consecuente degradación de la señal. Por otro lado una resolución de salida alta supone el empleo de más memoria y más recursos para el cálculo. Es importante determinar la resolución de salida óptima para el sistema, esto es aquella que sin incrementar innecesariamente la longitud de los datos deja el ruido de cuantización tan bajo que el aumento de la misma no suponga una mejora sensible del rendimiento.

Cuando se realiza la lectura de una señal de ruido espacial o temporal, el modo en que se lleva a cabo el muestreo, junto con las características mecánicas y electrónicas del digitalizador condiciona la correlación del ruido en la imagen obtenida. En el caso particular de dosimetría 2D, pueden existir diferencias en el modo de adquisición de la imagen en el eje de desplazamiento de la película con respecto al digitalizador y el eje perpendicular a éste. Es por tanto conveniente conocer las correlaciones espaciales del ruido, de esta manera podremos estimar con qué eficacia los algoritmos de realce y reconstrucción de imagen pueden reducir su influencia. Además, si la correlación no es isótropa podría ocurrir que una de las dos direcciones fuera más apropiada para la lectura de distribuciones de dosis unidimensionales.

Ruido y saturación son importantes por separado, pero también juega un importante papel la interrelación de ambos, dado que la pérdida de sensibilidad a altas densidades ópticas (al aproximamos al límite de la satura-

ción) tiene como resultado la aparente amplificación del ruido en la lectura. Es esta aparente amplificación del ruido lo que en algunos sistemas determina, de un modo drástico, el rango de densidades ópticas en el que es posible trabajar dentro de unos límites adecuados de incertidumbre.

El primer objetivo del presente trabajo es la determinación de la resolución de salida óptima en función de las características del ruido analógico y del ruido de cuantización del digitalizador. Se construye un modelo de simulación donde se estudia la dispersión de las lecturas cuantizadas a partir de la dispersión en los valores analógicos (que resultan de la lectura en la etapa previa a la cuantización) y el intervalo de cuantización. Además se calcula la magnitud del error de cuantización en función de las mismas variables. Con los datos obtenidos se determina un valor para el cociente σ_{an}/Δ , donde Δ es el intervalo de cuantización y σ_{an} la desviación típica del ruido analógico, a partir del cuál el aumento de la resolución de salida no supone una mejora sensible en el rendimiento del equipo.

El segundo objetivo es presentar, para un digitalizador de película particular los resultados obtenidos sobre correlación espacial. El estudio se realiza calculando y analizando el espectro de Wiener del ruido para ese equipo.

Nuestro último objetivo es mostrar un método para determinar el rango de densidades ópticas útil para un digitalizador de película. Este rango se define como el de las densidades ópticas para las que la lectura con el equipo puede realizarse con una incertidumbre acotada. La cota se establece mediante la selección de un valor máximo para la incertidumbre y un nivel de confianza. Los valores de densidad óptica que cumplan el criterio constituirán el rango útil para el digitalizador.

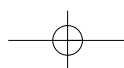
Junto con el desarrollo teórico de los métodos propuestos, para hacer más claro el trabajo, éstos se aplican a dos digitalizadores comerciales.

Por último, debemos mencionar que el presente trabajo ha sido parcialmente publicado en revistas y congresos de Física Médica¹⁴⁻¹⁶. La intención es recopilar y presentar, ampliando en algunos casos, lo ya publicado.

Material y método

Los digitalizadores de película utilizados son los modelos ScanMaker 9600 XL y ScanMaker 9800 XL de Microtek International Inc. (Husinchu, Taiwan). Ambos son digitalizadores de película de sobremesa basados en cámara CCD y fueron suministrados como parte de un sistema comercial de Radiocirugía.

Las digitalizaciones se llevaron a cabo a una resolución espacial de $0,1 \times 0,1 \text{ mm}^2$, y no se usaron filtros ni correcciones de la curva de lectura. Como consecuencia la lectura del digitalizador era proporcional al valor de transmisión de la película para valores de densidad ópti-



ca bajos y medios. A partir de aproximadamente 1,7 DO la curva característica comenzaba a curvarse y sobre 2,7 DO presentaba saturación.

Para analizar el comportamiento de los digitalizadores de película en función de la densidad óptica utilizamos una tira sensitométrica de 21 escalones Kodak (Eastman Kodak Co., Rochester, NY).

Medidas de función de respuesta y ruido

Dado que la lectura del digitalizador de película es proporcional a la transmisión de la película, y que la magnitud de interés es la densidad óptica, cuando fue necesario, los valores leídos se reemplazaron por su logaritmo (base 10). De esta manera la relación lineal se estableció entre las lecturas en el nuevo formato y la densidad óptica.

Para determinar el ruido del digitalizador se realizaron 30 lecturas de la tira sensitométrica. Durante todo el proceso la tira permaneció fijada al lecho del digitalizador de película con cinta adhesiva. Como la reproducibilidad espacial de estos equipos es mayor que la resolución a la que se realizaron las lecturas, fijadas las coordenadas de un píxel en cada una de las 30 imágenes, los 30 valores resultantes representan 30 lecturas de una misma superficie de la tira sensitométrica. El promedio de esas 30 lecturas debe aproximar con bastante exactitud la lectura de esa área, habiéndose reducido sustancialmente el ruido del digitalizador. Por otro lado, la diferencia de una de las muestras con el promedio representará con bastante fidelidad a una muestra del ruido introducido por el digitalizador.

Tras asignar una región de $30 \times 10 \text{ mm}^2$ para cada uno de los escalones de la tira sensitométrica se procedió al cálculo de los promedios y diferencias indicadas en cada uno de los píxeles. Como resultado se obtuvo una imagen de 300×100 píxeles para cada uno de los escalones de densidad óptica (imagen de la que el ruido ha sido reducido hasta poder considerarse, con fines prácticos, eliminado) y treinta imágenes de ese tamaño representativas del ruido del digitalizador para cada uno de esos escalones.

Para cada valor de densidad óptica se analizó la distribución estadística del ruido. Para el estudio de la correlación espacial se procedió de la manera indicada pero se produjeron 180 imágenes con el fin de mejorar la estadística. En este caso se redujo a tres el número de valores de densidad óptica estudiados.

Del promedio de la lectura de cada escalón y de su valor nominal de densidad óptica se obtuvo un punto para el ajuste de la función de respuesta DO-lectura, que se ajustó a un polinomio de quinto grado. Para la inversa de la función de respuesta (la función de calibración del digitalizador de película), debido a la asíntota vertical que impone el comportamiento saturado, fue necesario utilizar una función racional.

Resolución de salida y ruido de cuantización

El efecto de cuantizar la señal analógica supone perder la linealidad del sistema, sesgar el resultado de la lectura y modificar la distribución estadística del ruido en la salida respecto del ruido en la entrada. Para estudiar el efecto del intervalo de cuantización sobre el ruido del digitalizador se llevó a cabo una simulación¹⁴. La intención es determinar a partir de qué tamaño del intervalo de cuantización la degradación de la señal de salida sólo está determinada por el ruido analógico, siendo poco útil una disminución del intervalo de cuantización (el aumento en la resolución de señal). En la fig. 1 se presenta el modelo estudiado. Según el modelo, para obtener la señal a la salida, en una primera etapa se añade ruido a la señal de entrada. Esta etapa corresponde a la parte de la adquisición de la señal previa a la conversión Analógica a Digital de los datos. La segunda etapa consiste en la cuantización de la señal más el ruido, que da lugar a la señal de salida. El modelo considera que el ruido añadido está distribuido según una Normal de media cero. La simulación realizada consistió en la determinación de las características estadísticas (valor medio y desviación típica) de la salida en función de las de la entrada y el valor del intervalo de cuantización. El análisis se realizó para distintos valores de la desviación típica del ruido a la entrada y para distintas posiciones del valor de transmisión con respecto al intervalo de cuantización. Para hacer los resultados relativos a la amplitud del intervalo, ésta se tomó como unidad de la división del eje de abscisas.

El sesgo se caracterizó por la diferencia entre los valores esperados de la salida y la entrada, mientras que la modificación de la dispersión de la señal se estudió como la diferencia de la desviación típica de las señales de entrada y salida.

Rango útil de densidades ópticas

En la fig. 2 puede verse un detalle de la curva de calibración de un digitalizador de películas. Está representada la función racional que ajusta los datos experimentales obtenidos de la lectura de la tira sensitométrica. Esta

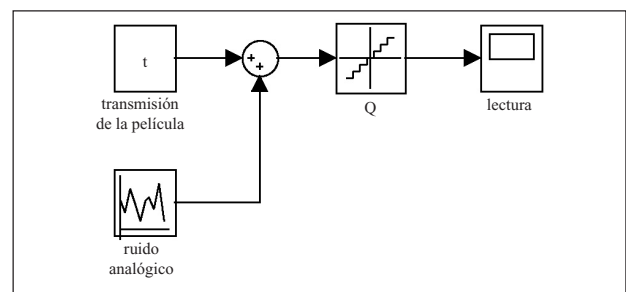
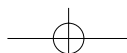


Fig. 1. Modelo usado para el estudio del ruido del digitalizador. La lectura se obtiene como el resultado de cuantizar la señal de entrada a la que previamente se le ha añadido ruido.



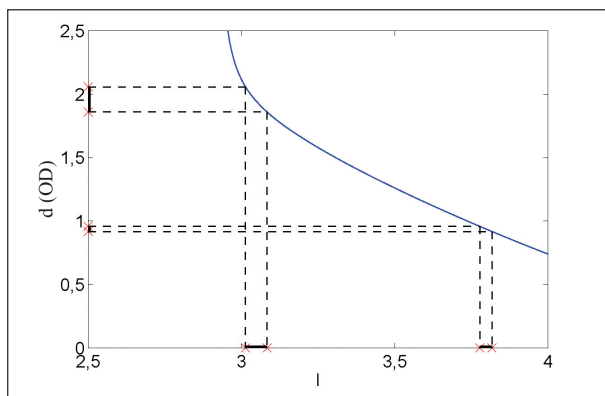


Fig. 2. Detalle de la curva de calibración del digitalizador. En el eje de abcisas se muestra la lectura y en ordenadas la densidad óptica. Los intervalos representados en abcisas corresponden a los valores de lectura $3,045 \pm 3\sigma$ y $3,797 \pm 3\sigma$, donde σ es la desviación estándar del ruido en la lectura correspondiente al centro del intervalo. En ordenadas se muestra la propagación al cálculo de densidades ópticas de esas incertidumbres.

función sería la usada para calcular la densidad óptica a partir de la lectura l del digitalizador de película. Sobre el eje de abcisas se representan dos intervalos que corresponden a ± 3 desviaciones típicas del ruido en la lectura que corresponden a las densidades ópticas 0,94 DO y 1,95 DO ($l = 3,797$ y $l = 3,045$). Las razones para la elección de estos valores son que, por un lado representan valores de densidad óptica habituales en procedimientos dosimétricos y, por otro lado ilustran la diferente propagación de las incertidumbres.

Se observa que al reducirse el valor de la lectura (aumentar la densidad óptica) la incertidumbre asociada con la misma aumenta (en un factor 1,76 para los dos valores usados). Sin embargo el aumento en la incertidumbre asociada al cálculo de la densidad óptica es mayor (4,85 veces). La propagación de la incertidumbre depende de la pendiente de la curva, aumentando para valores mayores de esta pendiente. El efecto es el de la amplificación del ruido a altas densidades ópticas.

Utilizando las expresiones obtenidas para la función de respuesta del digitalizador de película y su inversa, junto con la distribución estadística del ruido, es posible estimar qué valores de densidad óptica se pueden medir con una incertidumbre y un nivel de confianza menores que unos valores prefijados. Tal intervalo de densidades ópticas puede definirse como el rango útil de uso del digitalizador.

Resultados y discusión

Función de respuesta y ruido

Los histogramas obtenidos para el ruido para los dos digitalizadores estudiados y para los diferentes valores de densidad óptica mostraron un ruido gaussiano. Esto

fue así tanto para los valores tomados directamente de la lectura del digitalizador como para los valores transformados logarítmicamente. Tal y como establece el teorema central del límite, siempre que una variable aleatoria sea el resultado de un gran número de pequeños efectos la distribución es aproximadamente gaussiana. Este parece ser el caso de los equipos estudiados. Además, la aplicación del logaritmo no modifica el carácter gaussiano de la distribución estadística del ruido. Esto es así porque la función logaritmo puede aproximarse localmente por una función lineal (para valores de transmisión mayores que cero) debido a que los valores de ruido son pequeños, y que la transformación lineal de una variable aleatoria gaussiana es otra variable aleatoria gaussiana.

Resolución de salida y ruido de cuantización

En la fig. 3 se muestra el sesgo en la lectura para las distintas posiciones del valor de transmisión frente a los valores cuantizados y ruido analógico de tres amplitudes distintas. En el eje de abcisas se representan valores de transmisión de la película t en el intervalo $[n\Delta, (n+1)\Delta]$, siendo n un entero cualquiera. Cuando t está en el centro del intervalo o en los extremos el sesgo es cero. Esto era de esperar pues la distribución supuesta para el ruido analógico es simétrica. El resultado más importante a la vista de esta figura es que, para valores de la desviación típica del ruido analógico menores que $0,6\Delta$, el error cometido por sesgo de la lectura puede ser un porcentaje importante de la amplitud del intervalo de cuantización. Sin embargo, cuando Δ es tan pequeño como para que $\sigma_{an} \geq 0,6\Delta$, el error por sesgo es despreciable frente al valor de Δ , la resolución de la señal.

En la fig. 4 se representa la diferencia de las desviaciones típicas del ruido en la lectura del digitalizador σ_l y el ruido analógico (σ_{an} a la entrada del cuantizador). En el eje de abcisas se representa la desviación típica

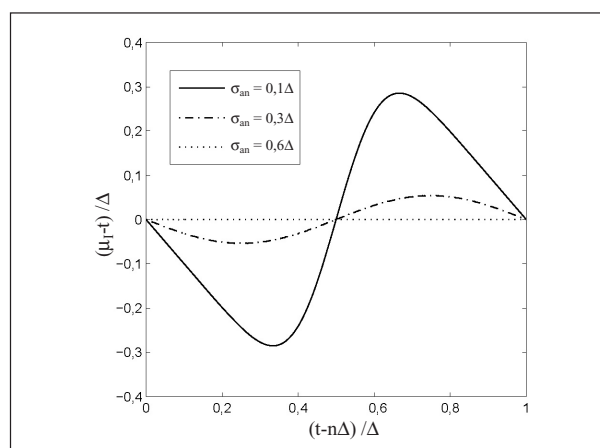
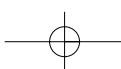


Fig. 3. Sesgo en la lectura o diferencia entre los valores esperados a la entrada t y salida del cuantizador μ_l para diferentes valores de transmisión y desviación típica del ruido.



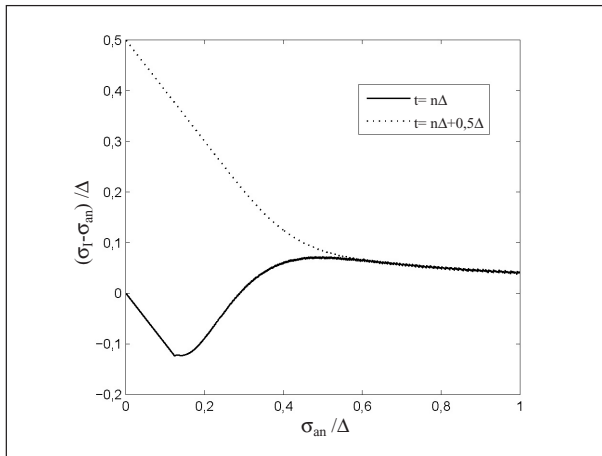


Fig. 4. Diferencia en las desviaciones típicas de las distribuciones de probabilidad a la entrada y salida del cuantizador en función de la relación σ_{an}/Δ y para dos valores extremos de la señal de entrada t .

del ruido analógico en el intervalo $[0, \Delta]$. Las dos curvas son los casos extremos obtenidos en la simulación, ocurren cuando la transmisión coincide con uno de los posibles valores de salida del cuantizador ($t=n\Delta$) o en el punto medio de dos valores de salida consecutivos ($t=n\Delta+0,5\Delta$). Puede apreciarse cómo para valores bajos de σ_{an}/Δ la diferencia varía enormemente con el valor de la transmisión. En el caso extremo, aún para valores de σ_{an}/Δ cercanos a cero la desviación típica del ruido a la salida es muy alta ($0,5\Delta$).

Para valores de $\sigma_{an} \geq 0,6\Delta$ la variación con la transmisión se hace despreciable, y la diferencia entre desviaciones típicas se sitúa en torno al 5%. En este caso la perturbación creada por la cuantización sobre la distribución del ruido es poco importante.

En resumen, puede asumirse que la mejora de la resolución de señal deja de tener importancia cuando $\sigma_{an}/\Delta \geq 0,6$. Para el digitalizador de película ScanMaker 9600 XL el valor del cociente σ_{an}/Δ para la resolución de salida de 8 bits resultó cercana a $0,6^{14}$. En consecuencia la mejora obtenida al aumentar la resolución de salida distaba mucho de la mejora esperada. Para el otro modelo analizado (ScanMaker 9800 XL) se obtuvo un valor mucho más bajo del cociente σ_{an}/Δ para 8 bits, por lo que el aumento de la resolución de señal mejoraba sensiblemente las prestaciones del equipo.

La fig. 5 muestra el espectro del ruido del digitalizador de película ScanMaker 9600XL promediado sobre 180 imágenes de 100×100 píxeles. Se observa que en los dos ejes principales (eje lento o dirección de movimiento de la lámpara y eje rápido perpendicular a dicho movimiento) el ruido es blanco. Sin embargo la magnitud del ruido en el eje lento es unas seis veces mayor que en el rápido. Esto podría deberse al modo de adquisición del equipo. En un principio pensamos utilizar la dirección de menos ruido para la lectura de distribuciones en una dirección. Pero el ruido asociado al digitalizador de película

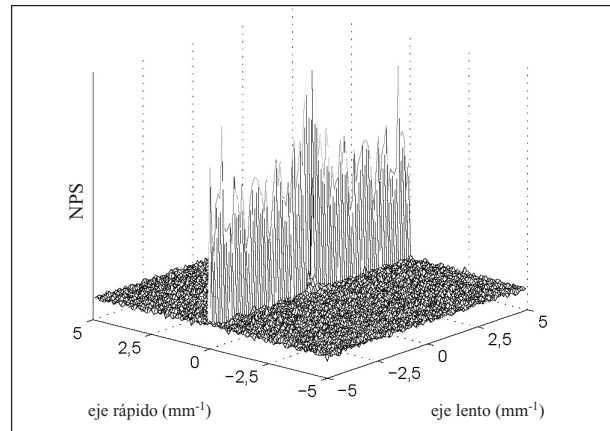


Fig. 5. Espectro de energía del ruido para el digitalizador ScanMaker 9600 XL. Se aprecia un ruido blanco en cada uno de los ejes. Sin embargo la amplitud del ruido en el eje lento rompe dicha propiedad sobre el espectro 2D.

en ambos ejes era de menor magnitud que el de la película utilizada¹⁵. En cualquier caso la experiencia nos puso de manifiesto la utilidad del análisis de la correlación del ruido y de sus posibles diferencias en los ejes principales.

Rango útil de densidades ópticas

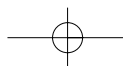
En cuanto a la determinación del rango útil de densidades ópticas, se demuestra¹⁶ que, con una probabilidad p , la lectura d_m de la densidad óptica d estará dentro de un intervalo de amplitud w dado por la expresión:

$$w(d, p) = C(C^{-1}(d) - \sqrt{2} \operatorname{erf}^{-1}(p) \sigma_n(d)) - C(C^{-1}(d) + \sqrt{2} \operatorname{erf}^{-1}(p) \sigma_n(d))$$

Donde C es la función de calibración del digitalizador de película, σ_n es la desviación típica de la distribución del ruido del digitalizador de película y erf es la función de error.

En la fig. 6 puede apreciarse el resultado del cálculo de la incertidumbre relativa $w(d, p)/d$ del digitalizador de película ScanMaker 9800 XL en función de la densidad óptica para dos valores de p , correspondientes a 2 y 3 sigmas. Para este digitalizador de película, por ejemplo, el rango de densidades ópticas para el cual la incertidumbre w es menor del 2% con un nivel de confianza del 68% (2 sigmas) es de 0,24 a 1,68 DO³. El límite superior de este rango está lejos de la densidad óptica máxima que el dispositivo puede leer. Sin embargo, cuando se utiliza una resolución de señal de 16 bits el número de niveles lectura para ese rango es cercano a 11.500, lo que supone una resolución excelente.

Además del límite superior para el rango de densidades ópticas puede observarse un límite inferior. El límite inferior es debido a los valores pequeños en el denominador de $w(d, p)/d$ y el hecho de que, cuando d se aproxima a cero, la desviación típica del ruido tiende a un valor distinto de cero.



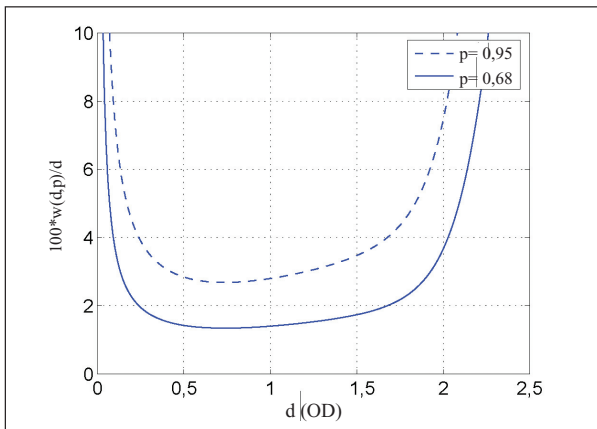


Fig. 6. Incertidumbre relativa en la determinación de la densidad óptica en función de ésta. Se representa para dos niveles de confianza, $p=0,95$ y $p=0,68$.

Es evidente que a la hora de definir los parámetros que determinan el rango útil del digitalizador de película hay que tener en cuenta la aplicación dosimétrica particular para la que va a ser empleado, y muy especialmente la película o las películas con las que se va a usar. Antes de definir incertidumbre y nivel de confianza para nuestro digitalizador de película debemos conocer el ruido asociado a la película que vamos a emplear y la precisión que necesitamos en la aplicación dosimétrica.

El método expuesto solamente se ha aplicado a una parte importante de la cadena, el lector de la película. Hay que tener en cuenta el resto de elementos de dicha cadena pues, desde el punto de vista del resultado final, no tendría sentido ser mucho más exigente con uno de los elementos que con el resto.

Por otro lado, la información necesaria para la determinación del rango útil del digitalizador de película ha sido la función de respuesta del dispositivo y la distribución estadística del ruido. El método es por tanto aplicable a cualquier otro elemento del que se conozcan ambas características. Además de digitalizadores de película de películas se incluyen en esta categoría las propias películas y los equipos digitales que se están comenzando a utilizar en dosimetría 2D.

Otra posible utilidad de la determinación del rango útil de densidades ópticas del digitalizador de película consistiría en la elección de la película que mejor se adapta al digitalizador de película y a la aplicación dosimétrica. El punto de partida es el rango de dosis que queremos medir. Según la aplicación puede ser de unos cGy o unos pocos Gy, en el caso de verificaciones de tratamientos de radioterapia externa, o de decenas o cientos de Gy cuando queremos hacer dosimetría de fuentes de Braquiterapia. Junto con el rango de dosis al que va a quedar expuesta la película tenemos el rango útil de densidades ópticas, previamente determinado,

del digitalizador que vamos a emplear. La situación óptima se dará si encontramos una película cuyas características densitométricas conviertan el rango de dosis que queremos medir en ese rango de densidades ópticas.

Por último, las características de ruido y el intervalo útil de densidades ópticas pueden ser mejorados con la aplicación de sencillos postprocesados a las imágenes obtenidas. Así, el uso de filtros de suavizado como el de media móvil reduce el ruido de la imagen y, por tanto, amplía el rango útil. Por ejemplo, si se usa uno de estos filtros de tamaño 3x3, la desviación estándar del ruido se reduciría aproximadamente a un tercio de su valor, y el rango útil mencionado anteriormente pasaría de 0,24-1,68 DO a 0,06-2,1 DO (habría aumentado un 41%). Por otro lado, la pérdida de resolución espacial resultante del filtrado puede compensarse fácilmente dada la alta resolución espacial que tanto película como digitalizador pueden alcanzar. No hay que olvidar que si, como es el caso de radioterapia externa, una resolución espacial suficiente estaría entre 1 y 2 mm, lo normal es que tanto película como digitalizador sean capaces de una resolución 10 veces o más mayor.

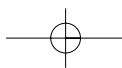
Conclusiones

Las nuevas técnicas empleadas en radioterapia precisan de verificaciones dosimétricas para las que la película radiográfica y la radiocrómica, dada su alta resolución espacial, son apropiadas. La lectura de las películas, parte esencial del proceso dosimétrico, se realiza de una manera rápida y eficiente mediante digitalizadores 2D de los que existe una gran variedad de modelos y precios en el mercado. Es importante conocer las necesidades de precisión y exactitud de la aplicación dosimétrica y las incertidumbres asociadas a las películas que se van a emplear para poder elegir de un modo óptimo (desde un punto de vista rendimiento del dispositivo frente a precio) el equipo a comprar.

En el trabajo presentado se muestran métodos de análisis del rendimiento de digitalizadores. Los métodos presentados se aplican para analizar las características de dos digitalizadores de película de documentos de bajo coste y se justifica, a la vista de los resultados obtenidos, su posible uso en aplicaciones dosimétricas.

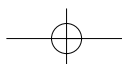
Agradecimientos

Los autores queremos mostrar nuestro agradecimiento a los evaluadores por su labor. El presente trabajo ha sido financiado parcialmente por el Ministerio de Educación y Cultura a través del proyecto con referencia TEC2006-13338.



Referencias

1. González A, Roselló J, Ruiz J C, Núñez L, Pérez-Calatayud J, Sánchez-Doblado F, et al. Diseño de un maniquí para verificaciones dosimétrico-geométricas de tratamientos con intensidad modulada. *Rev Fis Med* 2001; 2: 5-8.
2. Kim B, Kron T, Battista J, Van Dick J. Investigation of dose homogeneity for loose helical tomotherapy delivery in the context of breath-hold radiation therapy. *Phys Med Biol* 2005; 50: 2387-2404.
3. Torres J, González A, Buades MJ, Martínez JA, Castro I, Serna A, et al. Relative dosimetry of a 32P endovascular brachytherapy source with radiographic film. En: 7th Biennial ESTRO Meeting on Physics and Radiation Technology for Clinical Radiotherapy; 2003 Sep 13-18; Ginebra, Suiza. En: *Radiother Oncol* 2003; 68 (Suplemento 1) : S84.
4. Liu Q, McDermott P, Burmeister J. Effect of respiratory motion on the delivery of breast radiotherapy using SMLC intensity modulation. *Med Phys* 2007; 34: 347-351.
5. Gonzalez R, Wood R. Image restoration. En: *Digital image processing*. 2 ed. New Jersey: Prentice Hall; 2001. p. 220-281.
6. Bortfeld T, Oelfke U, Nill S. What is the optimum leaf width of a multileaf collimator? *Med Phys* 2000; 27: 2494-2502.
7. Ruiz-Rodríguez JC, González A, Lliso-Valverde F, Carmona-Meseguer V, Roselló-Ferrando J, Pérez-Calatayud J et al. Estudio de la variación de la respuesta de distintas películas radiográficas con la profundidad y el tamaño de campo. *Rev Fis Med* 2000; 1: 101-105.
8. Torres J, Guerrero R, González A, Angulo E, Palacios M, Buades MJ et al. Relative dosimetry of high energy electron beams with radiographic film. En: 8th Biennial ESTRO Meeting on Physics and Radiation Technology for Clinical Radiotherapy; 2005 Sep 24-29; Lisboa, Portugal. En: *Radiother Oncol* 2005; 76 (Suplemento 2) : S203.
9. Yeo I J, Beiki-Ardakani A, Cho Y, Heydarian M, Zhang T, Islam M. EDR2 film dosimetry for IMRT verification using low-energy photon filters. *Med Phys* 2004; 31: 1960-1963.
10. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Med Phys* 1998; 25: 2093-2115.
11. Mersseman B, De Wagter C. Characteristics of a commercially available film digitizer and their significance for film dosimetry. *Phys Med Biol* 1998; 43: 1803-1812.
12. Hangiandreou NJ, O'Connor TJ, Felmlee JP. An evaluation of the signal and noise characteristics of four CCD-based film digitizers. *Med Phys* 1998; 25: 2020-2026.
13. Gluckman GR, Reinstein LE. Comparison of three high-resolution digitizers for radiochromic film dosimetry. *Med Phys* 2002; 29: 1839-1846.
14. González A, Martínez JA, Tobarra B. Signal resolution increase and noise reduction in a CCD digitizer. *Med Phys* 2004; 31: 525-527.
15. Gonzalez A, Buades MJ, Quiñones L, Arjona J, Tobarra B, Torres J. Noise in radiochromic film dosimetry with a CCD digitizer. En: 8th Biennial ESTRO Meeting on Physics and Radiation Technology for Clinical Radiotherapy; 2005 Sep 24-29; Lisboa, Portugal. En: *Radiother Oncol* 2005; 76 (Suplemento 2) : S143-S144.
16. González A. Useful optical density range in film dosimetry. Limitations due to noise and saturation. *Phys Med Biol* 2007; 52: N321-N327.



Cálculo de la dosis dispersada y de los factores de acumulación para fuentes monoenergéticas de fotones usando el código Monte Carlo PENELOPE

M. Sabariego, I. Porras, A. M. Lallena

Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Granada

Calculation of the scatter dose and the buildup factors for monoenergetic photon sources using the Monte Carlo code PENELOPE

Resumen

Mediante un algoritmo Monte Carlo basado en el código PENELOPE, se separan las contribuciones a la dosis absorbida de los fotones primarios y dispersados en el caso de fuentes puntuales monoenergéticas, de energías hasta 3 MeV, inmersas en agua. Esto permite establecer parametrizaciones de estas contribuciones por separado y calcular los correspondientes factores de acumulación. En este trabajo introducimos una nueva forma analítica para la energía depositada por los fotones dispersados y estudiamos la dependencia de los parámetros de la misma con la energía inicial de los fotones.

Palabras clave: Monte Carlo. PENELOPE. Factores de acumulación. Fotones primarios. Fotones dispersados.

Abstract

Using a Monte Carlo algorithm based on the code PENELOPE, the contributions to the absorbed dose of primary and scattered photons for point monoenergetic sources, with energies up to 3 MeV, in water are separated. This allows us to parameterize these contributions separately and to calculate the corresponding buildup factors. In this work a new analytical form for the energy deposited by the scattered photons is proposed and the dependence of its parameters with the initial photon energy is studied.

Key words: Monte Carlo. PENELOPE. Buildup factors. Primary photons. Scattered photons.

Introducción

Los métodos para calcular las distribuciones espaciales de dosis absorbidas en diferentes medios, han sido investigados durante más de 50 años. En este contexto, las fuentes monoenergéticas puntuales isótropas en medios homogéneos han jugado un papel especial, ya que producen distribuciones de dosis absorbida esféricamente simétricas y que, por tanto, sólo dependen de la distancia a la fuente.

La tasa de dosis absorbida a distancia r de una fuente puntual de fotones puede expresarse como¹

$$R(r) = R^P(r) + R^S(r), \quad (1)$$

donde $R^P(r)$ y $R^S(r)$ representan las contribuciones de los fotones no dispersados o primarios y dispersados, respectivamente. La primera, en condiciones de equilibrio electrónico, suele aproximarse por el *Kerma* de colisión¹:

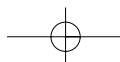
$$R^P(r) = A E_0 \left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \frac{1}{4 \pi r^2} \cdot \exp(-\mu r) \right], \quad (2)$$

siendo A el número de fotones emitidos por unidad de tiempo, E_0 la energía de los fotones emitidos, μ_{en} / ρ el coeficiente másico de absorción de energía, $1/(4 \pi r^2)$ el factor que tiene en cuenta la ley del inverso del cuadrado de la distancia a la fuente y μ el coeficiente de atenuación.

Correspondencia: Ignacio Porras. Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Granada, 18071 Granada.

Fecha de recepción: 27-7-2007

Fecha de aceptación: 29-11-2007



ción lineal. Para determinar la segunda, Berger² introdujo los factores de acumulación o *buildup factors*, B_{en} , de forma que

$$R(r) = R^p(r) B_{en}(r) \quad (3)$$

Los factores de acumulación se definen, por tanto, como

$$B_{en}(r) = 1 + \frac{R^s(r)}{R^p(r)} \quad (4)$$

Berger¹ estudió su comportamiento como función de μr , es decir, de la distancia a la fuente medida en unidades de recorrido libre medio. De esta forma la variación con la energía de los fotones y con la composición del medio se reduce. Berger¹ propuso una forma polinómica del tipo

$$B_{en}(\mu r) = 1 + \sum_{n=0}^N a_n (\mu r)^{n+1} \quad (5)$$

Ajustando los resultados de un cálculo analítico de las dosis basado en la teoría de transporte de Boltzmann mediante el método de los momentos, y utilizando 10 coeficientes en el polinomio, Berger¹ proporcionó tablas de los factores de acumulación para energías entre 15 keV y 3 MeV y valores de μr entre 0,05 y 20, para agua.

Kwok et al.² propusieron en 1985 una fórmula para los factores de acumulación con tres parámetros:

$$B_{en}(\mu r) = \exp \left[\frac{P_1 (\mu r)^{P_2}}{\mu r + P_3} \right] \quad (6)$$

Para cada energía determinaron el valor de los tres parámetros ajustando mediante mínimos cuadrados los factores de acumulación obtenidos por Berger¹. Además estudiaron la dependencia con la energía de estos parámetros y proporcionaron expresiones analíticas en función de $\log_{10} E_0$ para los mismos.

Takeuchi y Tanaka³ determinaron factores de acumulación en agua y otros materiales mediante la integración de la ecuación de transporte para fotones de hasta 15 MeV de energía.

Herbold et al.⁴ utilizaron el código EGS4 para determinar los factores de acumulación en agua para fotones con energías comprendidas entre 15 y 100 keV, con el objetivo de realizar la dosimetría de fuentes de ¹²⁵I. Estos autores ajustaron sus resultados Monte Carlo con un polinomio como el utilizado por Berger [ver ecuación (5)] y también con un polinomio de segundo grado. En ambos casos obtuvieron una buena descripción de los resultados para $\mu r \leq 2$.

El objetivo de este trabajo es, por un lado, calcular la contribución a la dosis de los fotones dispersados y, por otro, determinar una nueva función que describa los factores de acumulación y que permita su aplicación a otras energías y distancias de manera sencilla, facilitando así la determinación de dosis, blindajes, etc., en los que interviene la radiación gamma. Para ello hemos utilizado

el código Monte Carlo PENELOPE⁵ con el que hemos construido un algoritmo que permite separar la contribución de los fotones dispersados y no dispersados en la deposición de energía para fuentes de fotones puntuales e isotropas con energías entre 10 keV y 3 MeV empleando agua como medio material. No obstante, el procedimiento seguido puede extenderse a cualquier otro material. En este rango de energías, el código PENELOPE ha sido validado recientemente, comparando las dosis absorbidas con cálculos realizados con EGS4 y GEANT4⁶.

El trabajo está organizado como sigue, en primer lugar describimos las simulaciones Monte Carlo realizadas y las funciones utilizadas para realizar los distintos ajustes que se han llevado a cabo, a continuación se muestran y se discuten los resultados obtenidos. Finalmente, se establecen las conclusiones.

Material y métodos

Hemos considerado una fuente puntual monoenergética de fotones de energía variable inmersa en un maniquí de agua de dimensión infinita. Los fotones son emitidos uniformemente en todas direcciones, lo que hace que las distribuciones analizadas presenten simetría esférica. En este trabajo hemos determinado distribuciones de energía depositada por fotón emitido. Los volúmenes de acumulación se han definido como cortezas esféricas de espesor variable en función de los detalles que se quieren estudiar.

Las distribuciones se han determinado a partir de un programa que hace uso del paquete de subrutinas de PENELOPE⁵, con el que hemos simulado una situación "experimental" como la descrita anteriormente, y que, utilizando un algoritmo especialmente creado al efecto, nos permite separar las contribuciones a la energía depositada en el medio debidas a los fotones dispersados y no dispersados.

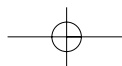
Con el fin de eliminar el efecto debido al cuadrado de la distancia, hemos calculado las distribuciones

$$F_p^{(MC)}(r) = \frac{r^2 R^p(r)}{A} \quad (7)$$

a partir de las distribuciones $R^p(r)$ obtenidas de la simulación Monte Carlo. Estas distribuciones se han ajustado mediante la función [ver ecuación (2)]:

$$F_p(r) = E_0 \frac{\mu_{en}}{\rho} \frac{1}{4\pi} \cdot \exp(-\mu r) \quad (8)$$

Para ello se ha utilizado el método de Levenberg-Marquart⁷, en el que se minimiza el valor de χ^2 . De esta manera hemos obtenido los coeficientes μ y μ_{en}/ρ . Nuestros resultados los hemos comparado con las funciones $F_p^{(B)}(r)$ y $F_p^{(HS)}(r)$ que se obtienen a partir de la ecuación (8) utilizando los coeficientes μ y μ_{en}/ρ tabulados en las Refs. 1 y 8, respectivamente.



También hemos determinado las distribuciones

$$F_S^{(MC)}(r) = \frac{r^2 R^S(r)}{A} \quad (9)$$

correspondientes a los fotones dispersados. De acuerdo con las ecuaciones (4)-(5), estas distribuciones se han ajustado mediante la función

$$F_S^{(1)}(r) = E_0 \frac{\mu_{en}}{\rho} \frac{1}{4\pi} \exp(-\mu r) \sum_{n=0}^N b_n r^{n+1} \quad (10)$$

utilizando de nuevo el método de Levenberg-Marquart⁷. En este ajuste hemos mantenido fijos los valores de los coeficientes μ y μ_{en}/ρ obtenidos en el ajuste de las distribuciones correspondientes a los fotones no dispersados. Con el fin de encontrar el valor óptimo de N , hemos realizado sucesivos ajustes incrementado progresivamente el grado del polinomio hasta que el valor del mínimo de χ^2 no cambia.

Adicionalmente, hemos realizado una serie de nuevos ajustes similares a los anteriores, con la función

$$F_S^{(2)}(r) = \frac{\mu_{en}}{\rho} \frac{E_0}{4\pi} \exp(-\mu' r) \sum_{n=0}^N c_n r^{n+1} \quad (11)$$

en la que hemos considerando como parámetro de ajuste adicional el coeficiente de atenuación lineal μ' , que representa un valor efectivo del coeficiente de atenuación lineal para los fotones dispersados (que no son monoenergéticos).

Además, hemos estudiado la dependencia con E_0 de los parámetros de este último ajuste (μ' y c_n). Debido a las dos diferentes pendientes (a bajas y altas energías) que presentan estos parámetros, hemos considerado para describir esta dependencia combinaciones de dos funciones exponenciales

$$\mu'(E_0) = m_0 + \sum_{i=1}^2 m_i \exp(-q_i E_0) \quad (12)$$

y

$$c_n(E_0) = k_0^n + \sum_{i=1}^2 k_i^n \exp(-p_i^n E_0) \quad (13)$$

Hemos ajustado estas funciones a los valores obtenidos y hemos denominado $F_S^{(3)}(r)$ a la función de la ecuación (11) cuando μ' y los coeficientes c_n del polinomio se determinan a partir de las ecuaciones (12)-(13) en lugar de utilizar los valores numéricos concretos obtenidos en el ajuste para cada energía.

Por último hemos determinado los factores de acumulación $B_{en}^{(MC)}(r)$ a partir de la ecuación (4) con las tasas de dosis que proporciona la simulación Monte Carlo y los hemos comparado con los que se obtienen a partir de los ajustes de dichas tasas de dosis

$$B_{en}^{(i)}(r) = 1 + \frac{F_S^{(i)}(r)}{F_P(r)}, \quad i = 2,3 \quad (14)$$

para cada una de las dos aproximaciones consideradas. Estos factores de acumulación se han comparado con los

tabulados por Berger¹, $B_{en}^{(B)}(r)$, con los obtenidos por Herbold et al.⁴, con las aproximaciones polinómicas de 10, $B_{en}^{(H10)}(r)$, y 2, $B_{en}^{(H2)}(r)$, parámetros, y con la aproximación de Kwok et al.² basada en la forma funcional analítica dependiente de $\log_{10} E_0$, $B_{en}^{(K)}(r)$.

En todos los ajustes realizados, las incertidumbres de los parámetros de ajuste se han estimado mediante un procedimiento Monte Carlo. Para cada conjunto de datos a ajustar se han generado mil conjuntos de pseudodatos aleatoriamente dentro del rango de error de cada uno de ellos. A cada conjunto se pseudodatos se le ha ajustado la correspondiente función obteniendo así la distribución de cada uno de los parámetros y su incertidumbre.

Resultados y discusión

Descomposición de la tasa de dosis.

En la fig. 1 se muestran las contribuciones de los fotones primarios, $F_P^{(MC)}(r)$, y dispersados, $F_S^{(MC)}(r)$, para algunas energías representativas dentro del rango estudiado, comparadas con los valores correspondientes a la tasa de dosis total, $F_T^{(MC)}(r) = F_P^{(MC)}(r) + F_S^{(MC)}(r)$. Observamos cómo, a partir de 100 keV, la importancia relativa de la contribución de los fotones dispersados decrece con la energía. Esto es debido a que la fracción de energía que los fotones dispersados Compton retienen de la primaria disminuye al aumentar E_0 .

Para la obtención de los coeficientes de atenuación lineal y de absorción de energía, hemos ajustado la función $F_P(r)$, dada por la ecuación (8), a la contribución de los fotones primarios, $F_P^{(MC)}(r)$. El resultado del ajuste se

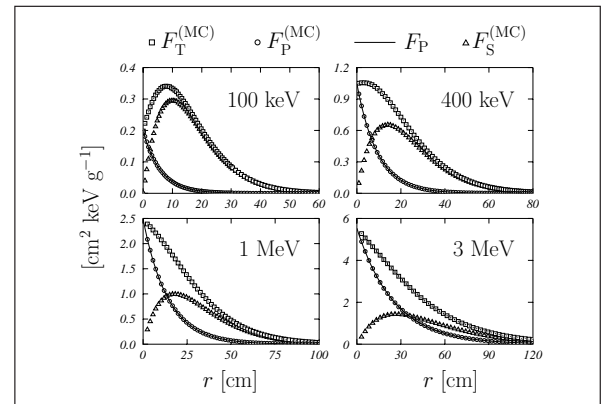
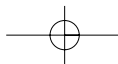


Fig. 1. Valores Monte Carlo de $r^2 R(r)/A$ en función de la distancia r a una fuente puntual de fotones de 100 y 400 keV y 1 y 3 MeV. Se muestran las contribuciones totales (cuadrados) y las de los fotones primarios, $F_P^{(MC)}(r)$ (círculos) y dispersados, $F_S^{(MC)}(r)$ (triángulos). Las incertidumbres son inferiores al tamaño de los símbolos utilizados. Las líneas continuas corresponden a los resultados obtenidos al ajustar la función $F_P(r)$, dada por la ecuación (8), a la contribución de los fotones primarios.



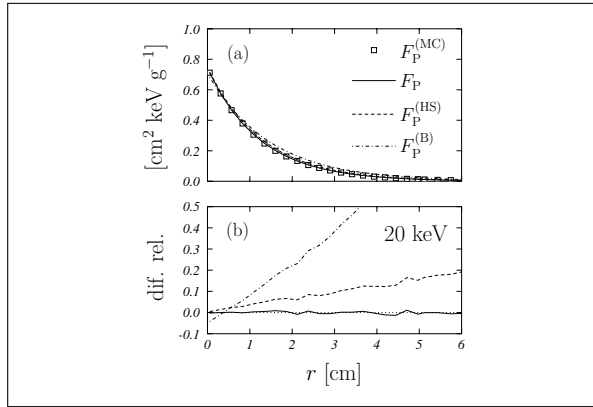


Fig. 2. Panel (a): Comparación entre los valores de $F_p^{(MC)}(r)$ (cuadros) para fotones de 20 keV, los ajustes $F_p(r)$ calculados con los coeficientes de atenuación lineal y de absorción de energía obtenidos en este trabajo (línea continua) y con $F_p^{(B)}(r)$ (línea de trazos y puntos) y $F_p^{(HS)}(r)$ (línea de trazos). Panel (b): Diferencia relativa entre los ajustes y los valores de la simulación Monte Carlo. Se utiliza el mismo criterio de líneas.

muestra también en la misma fig. 1, con líneas continuas. Como vemos se obtiene una perfecta concordancia con los resultados numéricos de la simulación. Los valores de los coeficientes se muestran en la tabla 1, comparados con otras tabulaciones de la bibliografía^{1,8}. Se aprecia que las diferencias entre los valores tabulados disminuyen al aumentar la energía E_0 . En la fig. 2 ilustramos estas diferencias para el caso de $E_0 = 20$ keV. En el panel superior mostramos los valores de $F_p^{(MC)}(r)$ y los comparamos con los correspondientes a $F_p(r)$ (línea continua), $F_p^{(B)}(r)$ (línea de trazos y puntos) y $F_p^{(HS)}(r)$ (línea de trazos). En el panel inferior, y usando el mismo criterio de líneas, hemos representado las diferencias relativas entre los correspondientes valores de $F_p^{(MC)}(r)$ y los de las

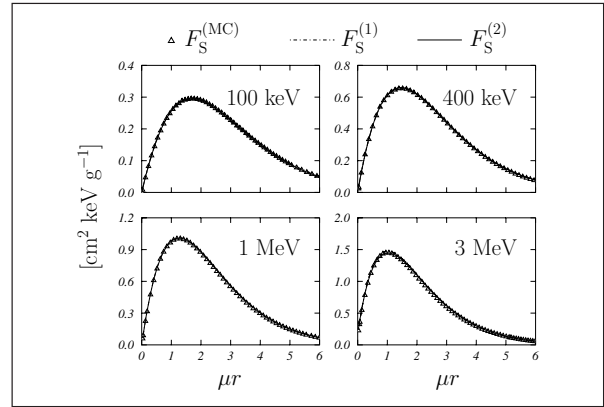


Fig. 3. Valores $F_S^{(MC)}(r)$ comparados con los ajustes realizados en este trabajo mediante las funciones $F_S^{(1)}(r)$ (líneas de trazos) y $F_S^{(2)}(r)$ (líneas continuas). A la escala de las figuras, los resultados correspondientes a ambas funciones son indistinguibles.

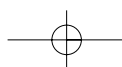
tres funciones antes mencionadas. Como puede observarse, en el caso de los valores obtenidos de nuestro ajuste, las diferencias se mantienen por debajo del 1%, mientras que en el caso de $F_p^{(B)}(r)$ y $F_p^{(HS)}(r)$, las diferencias crecen con la distancia a la fuente, siendo superiores para el primero de los dos casos.

Contribución de los fotones dispersados

En la fig. 3 representamos los valores de $F_S^{(MC)}(r)$ para cuatro energías representativas. Como se indicó en la sección anterior, hemos ajustado a estos valores las funciones $F_S^{(1)}(r)$ [ecuación (10)] y $F_S^{(2)}(r)$ [ecuación (11)]. En el primer caso se ha encontrado el ajuste óptimo para $N=2$ mientras que en segundo hemos encontrado $N=1$. Los dos ajustes se han representado también en la misma

Tabla 1. Valores de los coeficientes de atenuación lineal μ y de absorción de energía μ_{en}/ρ en agua para distintas energías, obtenidos en este trabajo mediante ajuste de los valores Monte Carlo de la dosis primaria, comparados con resultados de las Refs. 1 y 8. Los valores entre paréntesis indican la incertidumbre a nivel de 1σ , es decir, $0,55058(7)$ indica $0,55058 \pm 0,00007$.

E_0 [keV]	μ [cm^{-1}]			μ_{en}/ρ [$\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$]		
	Ref. 6	Ref. 7	Este trabajo	Ref. 6	Ref. 7	Este trabajo
10	4,99	5,329	5,5676(4)	4,79	4,944	4,9431(2)
20	0,711	0,8096	0,8396(2)	0,512	0,5503	0,55058(7)
50	0,214	0,2269	0,23027(4)	0,0418	0,04223	0,042290(6)
60	0,197	0,2059	0,20787(4)	0,0320	0,03190	0,031908(4)
100	0,168	0,1707	0,17139(3)	0,0256	0,02546	0,025435(3)
150	0,149	0,1505	0,15078(2)	0,0277	0,02764	0,027614(3)
200	0,136	0,1370	0,13720(2)	0,0297	0,02967	0,029664(3)
300	0,118	0,1186	0,11866(2)	0,0319	0,03192	0,031932(3)
400	0,106	0,1061	0,10615(1)	0,0328	0,03279	0,032822(3)
500	0,0966	0,09687	0,09687(1)	0,0330	0,03299	0,033051(3)
600	0,0894	0,08956	0,08958(1)	0,0329	0,03284	0,032934(3)
1000	0,0706	0,07072	0,070660(8)	0,0311	0,03103	0,031186(3)
1500	0,0575	0,05754	0,057391(5)	0,0284	0,02833	0,028598(2)
2000	0,0493	0,04942	0,049362(4)	0,0263	0,02608	0,026365(2)
3000	0,0396	0,03969	0,039645(3)	0,0233	0,02281	0,023173(2)



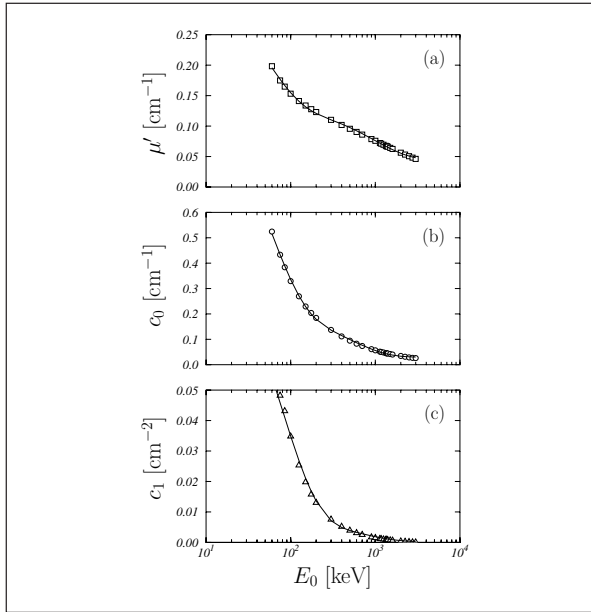


Fig. 4. Valores de los coeficientes μ' , c_0 y c_1 del ajuste de $F_S^{(2)}(r)$ a $F_S^{(MC)}(r)$ para distintas energías en el rango 50 keV-3 MeV. Se muestra también el resultado del ajuste de las ecuaciones (12)-(13) a los mismos (líneas continuas).

figura con líneas a trazos y continuas, respectivamente, aunque a la escala de la figura no es posible distinguir entre ambos. No obstante, se obtiene un ajuste de $F_S^{(MC)}(r)$ ligeramente mejor con $F_S^{(2)}(r)$. El grado de ambos polinomios se ha podido mantener para todas las energías consideradas. Los correspondientes coeficientes se detallan en la tabla 2.

En la fig. 4 hemos representado la dependencia con E_0 del coeficiente de atenuación μ' [panel (a)] y de los coeficientes c_0 [panel (b)] y c_1 [panel (c)] obtenidos en

Tabla 2. Valores de los coeficientes de las funciones $F_S^{(1)}(r)$ [ecuación (10)] y $F_S^{(2)}(r)$ [ecuación (11)] obtenidos numéricamente mediante ajuste a los valores de $F_S^{(MC)}(r)$. Los valores entre paréntesis indican la incertidumbre a nivel de 1σ , es decir, $0,862(1)$ indica $0,862\pm 0,001$.

E_0 [keV]	$F_S^{(1)}(r)$			$F_S^{(2)}(r)$		
	b_0	b_1	b_2	μ'	c_0	c_1
10	0,862(1)	-0,778(9)	0,645(9)	6,056(9)	0,811(3)	0,0022(8)
20	0,579(1)	-0,112(1)	0,0164(2)	0,94(3)	0,535(2)	0,0011(2)
50	0,5754(4)	0,0483(2)	0,00023(1)	0,22386(7)	0,5788(2)	0,04330(9)
60	0,5263(2)	0,05556(6)	0,000606(3)	0,19830(5)	0,5243(2)	0,05137(8)
100	0,3374(1)	0,03791(3)	0,000928(1)	0,15319(4)	0,3291(2)	0,03510(4)
150	0,24045(8)	0,02097(1)	0,0005806(5)	0,13370(5)	0,2294(2)	0,02006(4)
200	0,19079(5)	0,014269(8)	0,0003095(3)	0,12300(5)	0,1842(2)	0,01331(3)
300	0,13884(6)	0,008573(8)	0,0000924(2)	0,11027(4)	0,13710(9)	0,00782(2)
400	0,11182(4)	0,005874(5)	0,0000282(1)	0,10186(2)	0,11142(5)	0,005480(9)
500	0,09442(3)	0,004322(3)	0,00000577(8)	0,09559(2)	0,09455(3)	0,004215(6)
600	0,08257(2)	0,003298(2)	-0,00000253(5)	0,09036(2)	0,08280(2)	0,003373(6)
1000	0,05685(3)	0,001427(3)	-0,00000637(5)	0,07581(3)	0,05677(3)	0,001777(5)
1500	0,04242(5)	0,000636(3)	-0,00000354(4)	0,06418(5)	0,04218(5)	0,001005(6)
2000	0,03463(4)	0,000334(2)	-0,00000196(3)	0,05627(6)	0,03448(7)	0,000634(5)
3000	0,02587(4)	0,000107(2)	-0,00000071(2)	0,04618(8)	0,02585(4)	0,000314(4)

Tabla 3. Valores de los coeficientes obtenidos en los ajustes indicados en las ecuaciones (12) y (13). Los valores entre paréntesis indican la incertidumbre a nivel de 1σ , es decir, $0,044(1)$ indica $0,044\pm 0,001$.

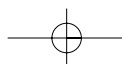
i	0	1	2
k_i^0 [cm^{-1}]	0,030(2)	0,185(8)	0,97(3)
p_i^0 [MeV^{-1}]		2,0(1)	0,184(7)
k_i^1 [cm^{-2}]	0,00018(6)	0,102(4)	0,0075(2)
p_i^1 [MeV^{-1}]		0,128(9)	1,48(7)
m_i [cm^{-1}]	0,044(1)	0,23(1)	0,090(2)
q_i [MeV^{-1}]		0,20(1)	1,02(5)

los ajustes realizados con la función $F_S^{(2)}(r)$. A estos valores se han ajustado, las funciones indicadas en las ecuaciones (11) y (12) y los parámetros de ajuste resultantes se relacionan en la tabla 3. Los resultados de los ajustes se muestran también en la fig. 4 mediante líneas continuas.

El valor predictivo de la función $F_S^{(3)}(r)$, que se obtiene como se indica en la ecuación (11), pero con los coeficientes calculados a partir de los parámetros que figuran en la tabla 3, ha sido estudiado para varias energías en la fig. 5. Ahí se comparan los valores de $F_S^{(MC)}(r)$ con los de $F_S^{(3)}(r)$ (líneas continuas) y con los obtenidos a partir de la tabulación de Berger¹ (línea a trazos). Como vemos, el acuerdo es bastante satisfactorio, si bien, a baja energía, se observa una cierta discrepancia. Para el caso de 60 keV que se muestra en la fig. 5, la diferencia entre el cálculo Monte Carlo y la predicción que proporciona $F_S^{(3)}(r)$ es inferior al 5% en el máximo de la distribución.

Factores de acumulación

Por último, y debido al interés que en la bibliografía existe en relación a su tabulación, hemos calculado los



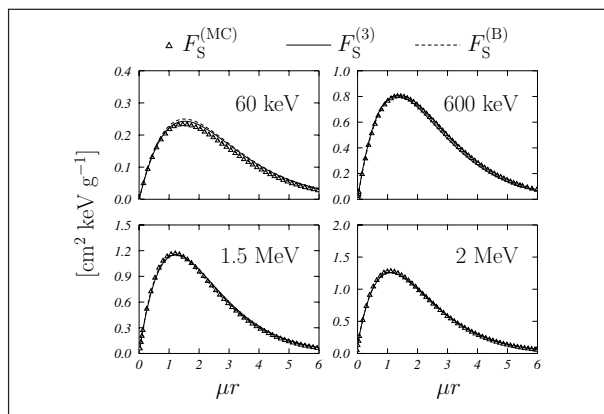


Fig. 5. Comparación entre los valores de $F_S^{(MC)}(r)$ (triángulos) y las predicciones de la ecuación (9), con los coeficientes obtenidos a partir de las fórmulas analíticas (12)-(13) (líneas continuas). Se incluyen también los resultados obtenidos a partir de la tabulación de Berger¹ (línea de trazos).

valores de los factores de acumulación. En general, estos factores son más difíciles de cuantificar cuanto mayor es la distancia r a la fuente, puesto que son cocientes entre dos cantidades (dosis total y primaria) que al aumentar r disminuyen y están más afectadas por la incertidumbre debido a la pérdida de estadística. Para paliar este efecto, hemos realizado la simulación con celdas de tamaño superior para las largas distancias.

En la fig. 6 comparamos, para el caso de 100 keV, los valores de $B_{en}^{(MC)}(r)$ con los factores de acumulación $B_{en}^{(2)}(r)$, obtenidos a partir de nuestro ajuste $F_S^{(2)}(r)$, y con los obtenidos por Herbold *et al.*⁴ para las parametrizaciones polinómicas de 10 y 2 coeficientes. Como vemos, tanto $B_{en}^{(2)}(r)$ como $B_{en}^{(H10)}(r)$ concuerdan bastante bien con los resultados Monte Carlo y entre sí. Sin embargo,

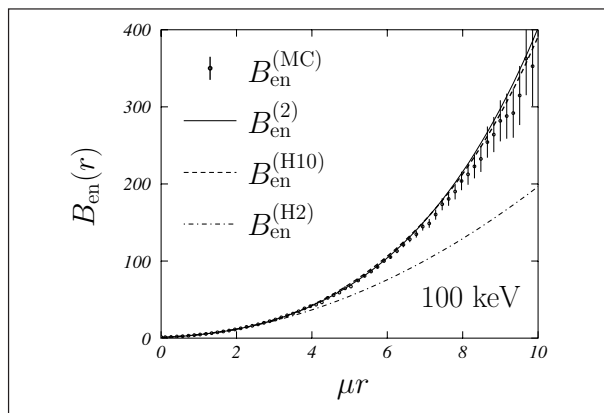


Fig. 6. Resultados de la simulación Monte Carlo del factor de acumulación $B_{en}^{(MC)}(r)$ para 100 keV comparados con los obtenidos mediante la ecuación (14), $B_{en}^{(2)}(r)$, empleando la función (11) (línea continua), y con los indicados por Herbold *et al.*⁴ para las aproximaciones polinómicas de 10, $B_{en}^{(H10)}(r)$ (línea a trazos), y 2, $B_{en}^{(H2)}(r)$ (línea a trazos y puntos), parámetros.

la aproximación polinómica de 2 parámetros, $B_{en}^{(H2)}(r)$, subestima considerablemente los resultados para valores grandes de μr , dando una descripción razonable de los mismos sólo para $\mu r \leq 4$.

En la fig. 7 se comparan los valores de $B_{en}^{(CM)}(r)$ con los factores de acumulación $B_{en}^{(3)}(r)$, que vienen dados por la ecuación (14) (línea continua) y con las predicciones de Berger¹, $B_{en}^{(B)}(r)$, y de Kwok *et al.*², $B_{en}^{(K)}(r)$. Observamos cómo la expresión analítica del presente trabajo proporciona valores de los factores de acumulación cuyo acuerdo con los valores simulados es similar al que presentan los factores de acumulación tabulados por Berger¹ y mejor (para casi todas las energías) que el de los factores parametrizados por Kwok *et al.*². Las mayores discrepancias con los resultados de la simulación Monte Carlo se dan a largas distancias, donde su efecto en la dosis total es muy pequeño.

Las diferencias con los resultados de Berger¹ y de Kwok *et al.*² podrían deberse a diversos factores como, por ejemplo, las distintas técnicas de cálculo y los distintos procesos de interacción considerados (por ejemplo, Berger¹ no incluyó la dispersión Rayleigh y supuso que la energía transferida a electrones secundarios se depositaba localmente). Además las discrepancias observadas para las energías más altas con los resultados de Kwok *et al.*² pueden estar relacionadas con el hecho de que aquí hemos extrapolado las formas analíticas de los parámetros de la ecuación (6) que fueron fijadas por estos autores mediante ajustes hasta 400 keV.

Antes de concluir es relevante señalar que los parámetros del polinomio de la ecuación (5) que proporcionó Berger¹ para la energía de 3 MeV son incorrectos, ya que no permiten reproducir los valores de $B_{en}^{(B)}(r)$ que tiene tabulados.

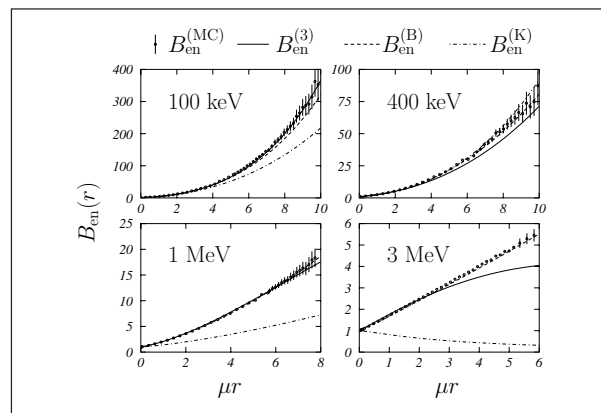
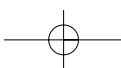


Fig. 7. Resultados de la simulación Monte Carlo del factor de acumulación $B_{en}^{(MC)}(r)$ para varias energías comparados con los obtenidos mediante la ecuación (14), $B_{en}^{(3)}(r)$, empleando los coeficientes obtenidos con las fórmulas analíticas (12)-(13) (línea continua). Se incluyen también los resultados de Berger¹ (línea de trazos) y los de la fórmula analítica de Kwok *et al.*² (línea de puntos).



Conclusiones

En este trabajo hemos estudiado la dosimetría de fuentes puntuales monoenergéticas de fotones que emiten isotrópamente en un medio homogéneo (agua), prestando especial atención a las contribuciones debidas a los fotones primarios y dispersados.

Hemos desarrollado, para ello, un algoritmo, basado en el programa de simulación Monte Carlo PENELOPE, que nos ha permitido calcular de forma independiente ambas contribuciones y evaluar los factores de acumulación. El algoritmo desarrollado permite su utilización en situaciones con geometrías más complejas, otros medios materiales y otros espectros energéticos de emisión menos simples.

Hemos validado el algoritmo analizando la contribución debida a los fotones primarios, extrayendo, mediante el correspondiente ajuste, valores de los coeficientes de atenuación lineal y de absorción de energía.

A continuación se ha estudiado en detalle la contribución de los fotones dispersados. De los resultados obtenidos cabe mencionar las siguientes conclusiones:

1. La hipótesis de Berger que describe la dosis depositada por los fotones secundarios en base a un desarrollo polinómico modulado por el comportamiento exponencial de los primarios es, básicamente, correcta. Hemos comprobado que se puede conseguir una precisión adecuada en un rango razonable de distancias con polinomios de sólo tercer grado con tres términos.

2. Es posible mejorar ligeramente la descripción de las contribuciones de los fotones dispersados considerando un coeficiente de atenuación lineal distinto al obtenido a partir de los primarios. En tal caso es suficiente considerar un polinomio de segundo grado con dos términos.

3. Para energías por encima de 50 keV es posible describir la dependencia de los parámetros de las funciones de ajuste con la energía inicial en términos de una combinación lineal de dos exponenciales. Estas últimas fun-

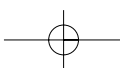
ciones permiten calcular con buena aproximación la tasa de dosis debida a los fotones dispersados.

4. Hemos determinado los factores de acumulación a partir de las tasas de dosis ajustadas obteniendo una descripción de los valores Monte Carlo similar a la que se obtiene a partir de la parametrización de Berger y mejor que la de la Kwok et al.

Las distintas parametrizaciones obtenidas tienen un rango de validez (entre 60 keV y 3 MeV) que las hacen útiles para realizar cálculos de dosis en agua debidas a fotones, sin necesidad de recurrir a la simulación Monte Carlo del correspondiente problema.

Referencias

- Berger MJ. Energy deposition in water by photons from point isotropic sources. MIRDO Pamphlet No. 2. J Nucl Med Suppl 1968; 1:17-25.
- Kwok CS, Prestwich WV, Wilson BC. Calculation of radiation doses for nonuniformly distributed β and γ radionuclides in soft tissue. Med Phys 1985; 12:405-12.
- Takeuchi K, Tanaka S. Absorbed-dose and dose-equivalent buildup factors of gamma rays including bremsstrahlung and annihilation radiation for water, concrete, iron and lead. Appl Radiat Isot 1986; 37:283-96.
- Herbold G, Hartmann G, Treuer H, Lorenz WJ. Monte Carlo calculation of energy build-up factors in the range from 15 keV to 100 keV, with special reference to the dosimetry of I seeds. Phys Med Biol 1988; 33:1037-53.
- Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELOPE - A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport (NEA-OECD, 2003).
- Almansa JF, Guerrero R, Al-Dweri FMO, Anguiano M, Lallena AM. Dose distribution in water for monoenergetic photon sources in the energy range of interest in brachytherapy: Monte Carlo simulations with PENELOPE and GEANT4. Rad Phys Chem 2007; 76:766-73.
- Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP. Numerical Recipes in Fortran. The Art of Scientific Computing (Cambridge University Press, 1992).
- Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass-Energy Absorption Coefficients. NISTIR 5632. URL: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/water.html>



Solución de clase para el tratamiento de tumores de cabeza y cuello mediante IMRT con el procedimiento MPH (Modulación por Perspectiva del Haz)*

J. Roselló¹, L. Brualla¹, D. Planes¹, S. Alonso¹, F. Sánchez-Doblado², A. Leal², M.T. García¹

¹Servicio de Radiofísica-ERESA. Hospital General Universitario de Valencia

²Departamento de Fisiología Médica y Biofísica. Universidad de Sevilla.

Class solution for head and neck treatment using IMRT by the MPH procedure (beam perspective modulation)

Resumen

Se ha desarrollado un método para la obtención de tratamientos de modulación de intensidad, alternativo a la planificación inversa, que llamamos modulación por perspectiva del haz (MPH). En este trabajo se presenta la aplicación de esta técnica en tumores de cabeza y cuello. Se describe cómo establecer los parámetros de la irradiación (isocentro, definición de segmentos y fluencias), teniendo en cuenta consideraciones geométricas, en particular la proyección de las diferentes estructuras según los ángulos de incidencia de los haces. El resultado obtenido son distribuciones de dosis que, cumpliendo con los requerimientos de prescripción, resultan más eficientes desde el punto de vista de número de segmentos y unidades de monitor empleados, reduciendo así la dosis no deseada debida a la transmisión y a la dispersión en el sistema de colimación.

Palabras clave: Modulación de intensidad. Tratamiento del cáncer de cabeza y cuello. Planificación directa. Planificación inversa.

Abstract

An alternative method to the inverse planning approach has been developed for Intensity Modulation treatments. It is called Beam Perspective Modulation (MPH). The current work shows its implementation for the treatment of head and neck. The choice of the planning parameters (isocentre, segment delineation and fluences), are described based on geometric considerations, mainly on the projections of the different structures along the beam incidences. The achieved result is a dose distribution that, complying with the clinical requirements, is more efficient than the inverse planning approach in terms of the number of segments and monitor units used. The unwanted dose due to transmission and scatter produced in the collimation system is very much reduced.

Key words: Intensity Modulated. Head and Neck cancer treatment. Forward Planning. Inverse Planning.

Introducción

La aplicación de la IMRT en los tumores de cabeza y cuello, está justificada por un intento en la reducción de las complicaciones tardías tales como la xerostomía, presente en la mayor parte de los pacientes tras la radioterapia

conformada 3D, cuyo volumen de irradiación no puede evitar la irradiación de las glándulas parótidas y por la posibilidad de incrementar la dosis del tumor sin comprometer la tolerancia de los tejidos sanos, como las glándulas parótidas. En la actualidad, tratamientos convencionales propician infradosificación en tumores, debido a la proximidad de estructuras de alto riesgo de complicaciones irreversibles (médula). En este trabajo mostramos una solución obtenida mediante de IMRT mediante el procedimiento de Modulación por la Perspectiva del Haz (MPH). Desde el punto de vista clínico, el resultado es equivalente o incluso superior al obtenido mediante plani-

Correspondencia: J. Roselló. Servicio de Radiofísica-ERESA. Hospital General Universitario. Avda. Blasco Ibáñez 17. 46010 Valencia.

Fecha de recepción: 20-6-2007

Fecha de aceptación: 30-10-2007

* Trabajo premiado por su calidad en el XVI Congreso de Física Médica.

ficación inversa. Además, la menor utilización de recursos, entendiendo como tales un menor número de segmentos y unidades monitor, para una distribución de dosis que cumple los requerimientos clínicos, sugiere la ventaja de utilizar MPH en lugar de la planificación inversa, una vez que se ha encontrado una solución de clase adecuada. Este método ha sido probado muy eficaz en soluciones de clase orientadas al tratamiento de próstata con IMRT, y ahora aquí se presenta bajo una solución de clase dirigida al tratamiento en cabeza y cuello.

Material y métodos

El procedimiento MPH se realiza en un sistema de planificación Pinnacle. En el módulo de IMRT del mismo planificador, se han comparado los resultados obtenidos con planificación inversa y con el método MPH, aplicados al mismo tratamiento. El acelerador utilizado ha sido un "Mevatron Primus" (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Alemania).

Los pasos a seguir para la realización de los tratamientos basados en la técnica MPH son los siguientes:

1. Determinación del isocentro y ángulos de incidencia en función de la simetría de los volúmenes afectados. Optimización de estos ángulos en función de la perspectiva de los órganos de riesgo y PTV minimizando sus intersecciones.
2. Obtención de los segmentos según criterios de álgebra de Boole aplicados a los volúmenes y de compensación de los espesores de tejido.
3. Asignación de fluencia a cada uno de los segmentos.

Determinación del isocentro y ángulos de incidencia.

Es importante precisar que esta etapa de la planificación, y salvo prototipos experimentales en desarrollo, todos los planificadores inversos en el mercado requieren de la decisión humana para establecer los ángulos de incidencia y que esto no recae en ningún algoritmo programado en ningún *software* comercial. Con el método MPH esta etapa exige también el criterio del radiofísico, y lo que aquí se presenta son instrucciones y recomendaciones para la elección más conveniente. En la actualidad trabajamos en el desarrollo de un *software* que, basado en estos criterios objetivos, pueda proporcionar el número de haces y sus angulaciones de forma automática.

La sistematización seguida para la elección de isocentro y ángulos de incidencia dependerá fundamentalmente de la relación existente entre la geometría externa del paciente, su simetría y la morfología del PTV que se desee irradiar. Obviamente, también tendrá una gran influencia la disposición de los OAR y su proximidad al blanco.

El isocentro se sitúa longitudinalmente en aquel corte en el que exista el cambio más acusado de simetría geo-

métrica, bien debida al contorno externo del paciente (por ejemplo, al pasar de una región en la que solo esté el cuello a otra en la que empiezan a incluirse los hombros, que nos impide determinadas angulaciones en los haces) o bien debido a un cambio de geometría en el PTV. Esto nos va a permitir un cambio abrupto en la configuración y fluencia de los haces a este nivel, sin tener problemas de divergencia.

A la hora de escoger las angulaciones, como norma general haremos dos consideraciones previas:

- Tomaremos como preferentes aquellas direcciones en las cuales la proyección del PTV desde el punto de vista del haz sea lo más pequeña posible, como consecuencia la divergencia del haz coincidirá en la mayor medida posible con la morfología del PTV. Al intensificar la fluencia en estas direcciones, la dosis integral se verá reducida.
- A su vez daremos preferencia a direcciones en las cuales la intersección entre las proyecciones de los OAR y el PTV sea mínima. Con esto conseguiremos el efecto perseguido en la anterior recomendación, ya que podremos aumentar la fluencia en estas direcciones con la menor incidencia sobre los órganos de riesgo.

Una vez definidas estas angulaciones preferentes, en las cuales se intensificará la fluencia, el resto de las angulaciones dependerá de la morfología de la región a irradiar. Se escogerán siguiendo criterios de conformación del PTV y teniendo en cuenta el contorno externo con el fin de que no existan puntos calientes en las entradas de los haces.

Obtención de segmentos

Se han distinguido 6 tipos de segmentos en función de su configuración:

1. Que engloban toda la proyección del PTV
2. En los que se protege la intersección del PTV con los órganos de riesgo (OAR).
3. Para compensar la mayor 'sombra' que hacen los órganos de riesgo sobre el PTV en la región que comparten.
4. Que compensan la fluencia en las regiones que se han visto más protegidas y en consecuencia subirradiadas por la presencia de OAR tras el uso de los segmentos de tipo anterior
5. Que compensan las diferencias de espesor de tejido a atravesar.
6. Segmentos adicionales para proporcionar una sobreimpresión cuando ésta sea necesaria.

En el diseño de los volúmenes de tratamiento de los tumores de cabeza y cuello nos centramos fundamentalmente en 3 PTVs a los que se desea generalmente suministrar dosis diferentes. Habitualmente estos tres volúmenes son el de 60 Gy representado por el CTV del tumor, que suele ser la región anatómica donde está ubicado el tumor y las regiones ganglionares con riesgo alto de enfermedad subclínica. El segundo volumen lo constituyen los ganglios con bajo riesgo de enfermedad subclínica que, con dosis de 50 Gy, tienen una tasa de control supe-

rior al 95%. Por último, el volumen de 70 Gy lo constituyen el tumor y los ganglios aumentados de tamaño, habitualmente mayores de un centímetro que son los que en los estudios de TAC con contraste se suelen considerar positivos para invasión tumoral.

Al mismo tiempo nos vamos a centrar en 3 OARs. Por una parte la médula con el tronco, la cual tiene una dosis limitante de 45 Gy y cuyo volumen expandiremos 5 mm en todas las direcciones a fin de garantizar que pequeños errores en el posicionamiento no van a afectarla. Por otra, las glándulas parótidas cuyo requerimiento exigido será que al menos el 50% de su volumen no supere los 26 Gy.

A la hora de considerar estas especificaciones, se han de tener en cuenta también las consecuencias clínicas derivadas de apartarse de estas dosis en cada uno de los órganos de riesgo seleccionados. Estas consecuencias no son las mismas en la médula (podríamos provocar tetraplejia) que en las parótidas (cuyo efecto negativo sería la pérdida de saliva). Por tanto, la limitación en la dosis que ponemos en la médula nunca puede ser superada, mientras que en los otros órganos de riesgo, su superación no implica unas consecuencias tan dramáticas. Por otra parte, sólo existe un OAR que tenga simetría cilíndrica a lo largo de todo el volumen. Se trata de la misma médula, lo que condiciona el tipo de segmentos que se van a utilizar, ya que además de segmentos tipo 2 y 3, tendremos que utilizar segmentos tipo 4, a fin de compensar la pérdida de fluencia en la región en la que debemos proteger parótidas.

Asignación de fluencia a cada uno de los segmentos

Todo el proceso de asignación de pesos a cada uno de los segmentos se puede realizar de una manera automática con el programa de libre distribución 'Optimus'^{1,2}. En cualquier caso, sugeriremos aquí algunas recomendaciones generales para la asignación manual de pesos orientados al tratamiento de un caso de cabeza y cuello.

Vamos pues a aplicar el procedimiento general al caso de este tipo de tratamientos. En la fig. 1 tenemos los volúmenes a tratar y los principales órganos de riesgo. En rojo tenemos el PTV al que queremos suministrar 70 Gy, en verde el PTV que recibirá 60 Gy y en azul el PTV que absorberá 50 Gy. Por otra parte, en amarillo tenemos los volúmenes de tronco y médula expandidos 5 mm. Las glándulas parótidas aparecen en morado.

El primer paso es la posición del isocentro. En el caso que se presenta para este trabajo el isocentro se situará en el corte que posea una mayor disparidad topológica con el anterior (fig. 2).

En este tipo de tratamientos, y debido a la geometría tanto del volumen de tratamiento como del contorno externo, la solución de clase que sugiere la experiencia es un abanico posterior de haces partiendo en torno a los 180°, equiespaciados cada 20° (fig. 3). Evidentemente,

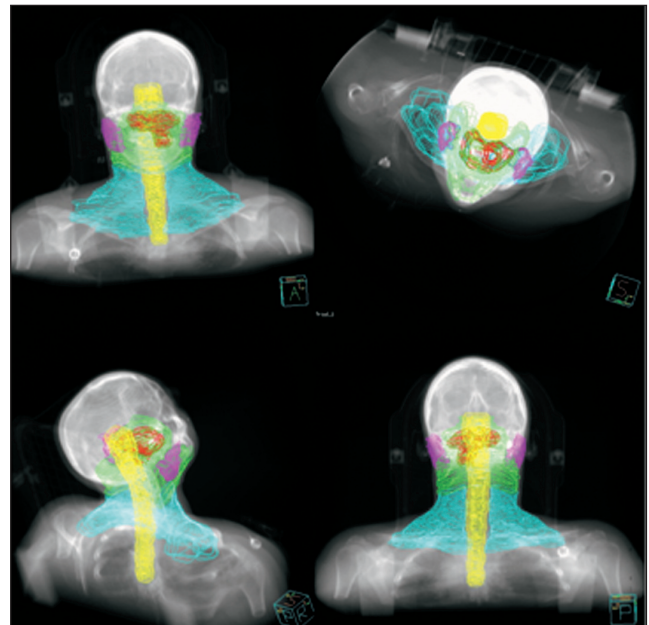


Fig. 1. Volúmenes de tratamiento y órganos de riesgo en un ejemplo de tratamiento de cavum. En rojo tenemos el PTV al que se quiere suministrar 70 Gy. En verde el PTV, que debiera recibir 60 Gy y en azul claro el volumen supraclavicular que tiene una dosis prescrita de 50 Gy. Los órganos de riesgo a tener en cuenta en este caso son las parótidas (morado), la médula y el tronco expandido 5 mm (amarillo) y la parte de cavidad oral que no se interseca con el PTV.

cada uno de estos haces va a involucrar segmentos de todos los tipos definidos, salvo de tipo 1 (fig. 4) que solo se generan en las angulaciones a 90°, 270° y 0°, y a los que se asignará el mínimo peso posible compatible con los requerimientos de homogeneidad. Esto lo hacemos

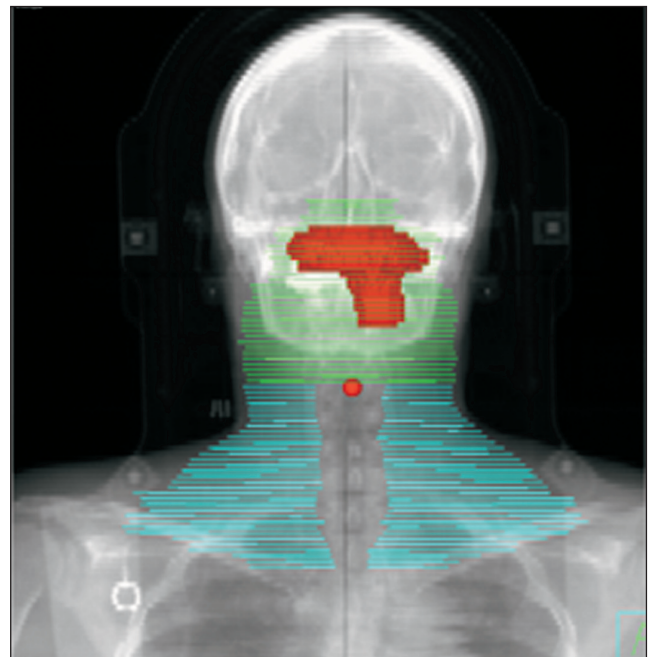


Fig. 2. La esfera roja denota la posición elegida para el isocentro, en este caso.

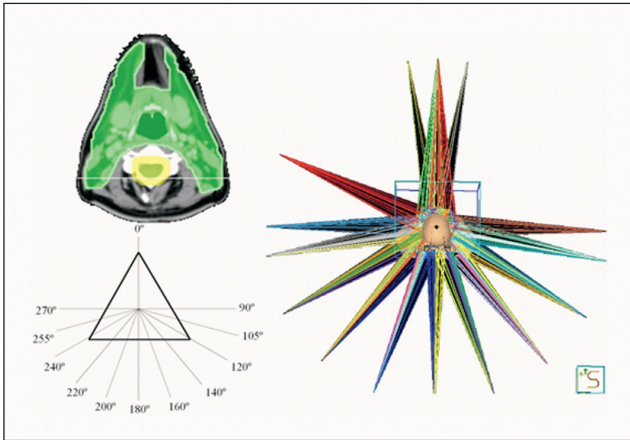


Fig. 3. Angulaciones de tratamiento. A la derecha se ven las angulaciones de partida en forma de abanico centrado en 180°, y a la izquierda tenemos estas angulaciones, más 3 angulaciones extra que se han creado por requerimientos de la divergencia del PTV

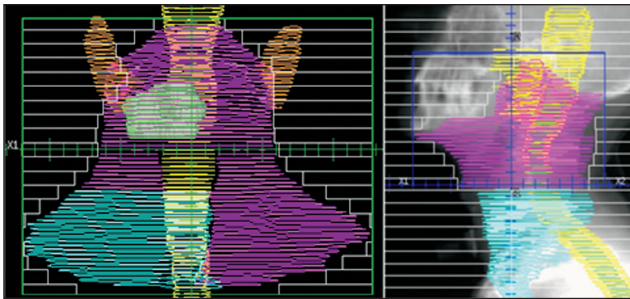


Fig. 4. Segmentos de tipo 1 que engloban todo el volumen a irradiar.

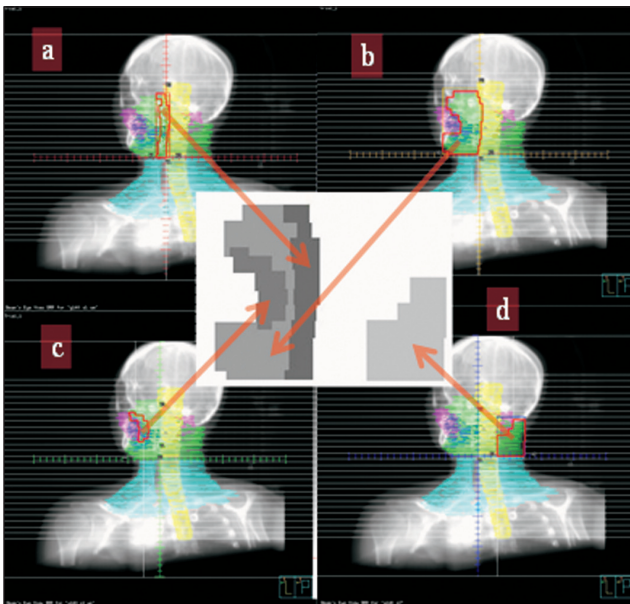


Fig. 5. Segmentación de una de las incidencias. En b y d tenemos segmentos de tipo 2 y en a y c de tipo 3.

actualmente de forma automática mediante una macro y siguiendo criterios de álgebra de Boole en el planificador Pinnacle. Seguidamente se procede a la conformación de

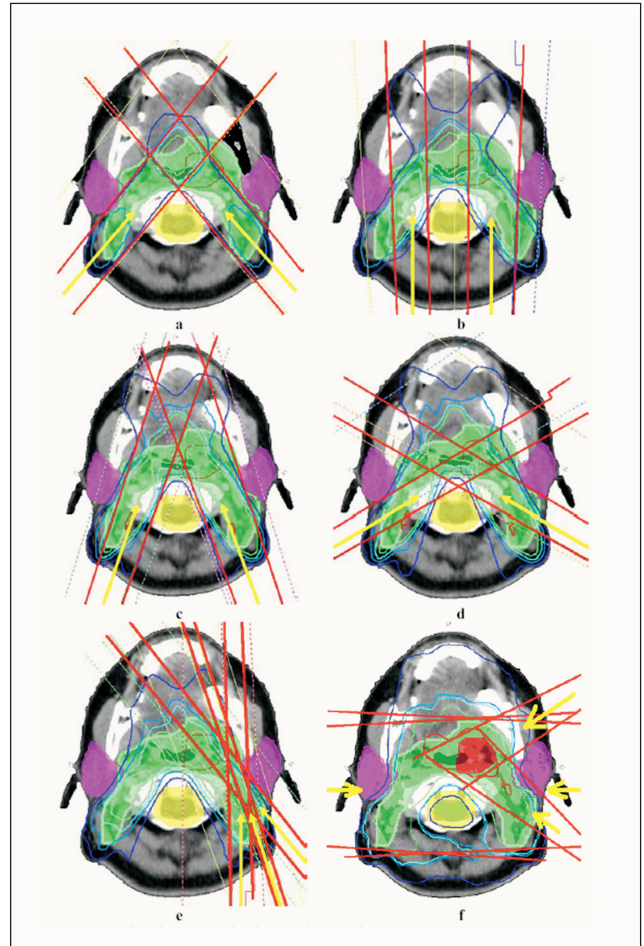


Fig. 6. Sucesivos pasos en la asignación de pesos a los segmentos.

segmentos tipo 2 y 3 (fig. 5). Una vez escogidos los ángulos se procede a la asignación de fluencia compatible con los requerimientos de dosis.

La asignación de fluencia a los segmentos debe hacerse de forma ordenada, partiendo de los de tipo 2 y de aquellos que nos son naturalmente más favorables. Estos pasos se pueden ver en los diferentes apartados de la fig. 6. En un primer paso asignamos peso a los segmentos cuyas angulaciones mejor coinciden con las ramas posteriores (fig. 6a) que en este caso corresponden a las de 140° y 220°. Se observa que la intersección de estos haces hace que se produzca una zona anterior con mayor dosis. El siguiente paso será el intentar equilibrar esta zona con los segmentos de tipo 2 del haz a 180° (fig. 6b) y de los haces a 160° y 200° (figura 6c). En la fig. 6c observamos que dentro del PTV, las zonas próximas a los OARs no han sido bien cubiertas, por lo que emplearemos los segmentos de tipo 3 debido a la proximidad de la médula y de las parótidas (fig. 6d y 6e).

El paso siguiente será pesar los segmentos de tipo 2 contralaterales hasta lograr que la parte inferior de las ramas quede totalmente cubierta, posteriormente, y si no

hemos logrado una buena homogeneidad de la dosis, pesaremos los segmentos de tipo 1 a 0°, 270° y 90° con el mínimo peso posible para lograr una homogeneidad aceptable. El último paso consiste en pesar los segmentos de tipo 6 con el fin de aumentar la dosis en el PTV al que queremos dar 70 Gy (fig. 6f)

Este mismo caso se ha resuelto también mediante el módulo de planificación inversa presente en la versión 7.4 de Pinnacle. El procedimiento consiste en dos pasos principales:

- Obtención del mapa de fluencias correspondiente a cada uno de los haces.
- Obtención de los segmentos para proporcionar una fluencia lo más parecida posible al mapa de fluencias obtenido anteriormente.

Las angulaciones empleadas son las mismas que las utilizadas para el método MPH. Los histogramas dosis-volumen usados como condicionantes son los obtenidos en la planificación MPH. El resultado se ha aceptado cuando los histogramas obtenidos son prácticamente idénticos a los de partida.

Resultados

Los resultados obtenidos, y que cumplen con los requerimientos de partida los tenemos en las fig. 7 y 8.

Se ha comparado también, el resultado obtenido mediante el método MPH, con el resultado del mismo caso obtenido mediante planificación inversa en el planificador Pinnacle. Para una comparación objetiva, se han reproducido las mismas angulaciones que utilizamos con MPH. Se han puesto como condicionantes los requerimientos de partida que hemos utilizado para MPH y se ha obtenido un histograma dosis volumen con una alta

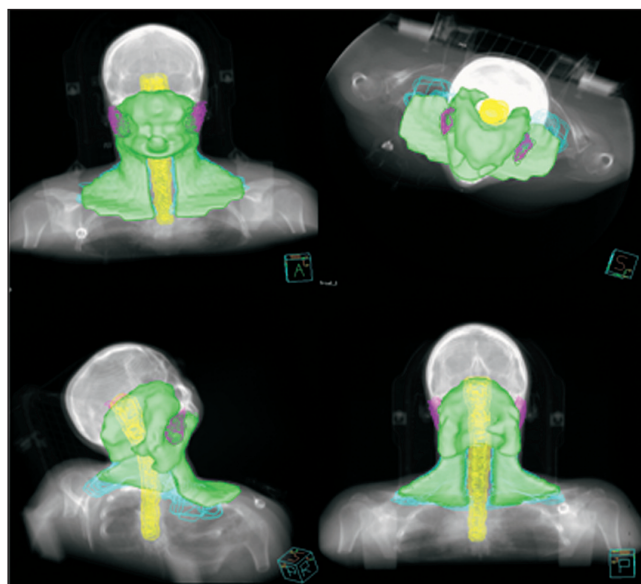


Fig. 7. Isovolumen de 60 Gy obtenido a través del método MPH.

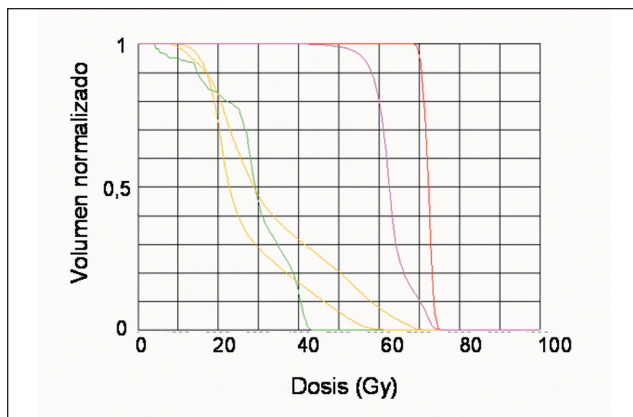


Fig. 8. Histograma dosis-volumen. En rojo el PTV, al que queremos suministrar al menos 70 Gy, en morado el PTV al que queremos suministrar 60 Gy, en verde la médula y en marrón las dos parótidas.

coincidencia respecto al obtenido con nuestro método. El número mínimo de segmentos para no degradar la distribución de dosis, no los histogramas, es del orden de 200 frente a los 37 que hemos utilizado para una solución similar mediante el método MPH.

El resultado para inversa, cuyo histograma es muy similar al histograma conseguido por el procedimiento MPH, sin embargo, no lo es tanto cuando analizamos las distribuciones de dosis (fig. 9). Resulta entonces que las

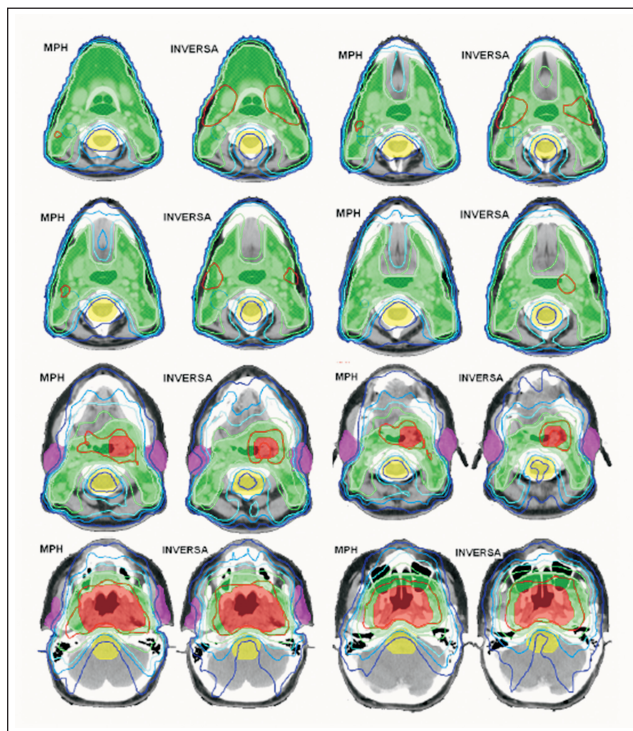


Fig. 9. Comparación en 8 cortes a diferentes niveles de los resultados de la planificación por el método MPH comparados con una solución inversa en la que hemos logrado el mismo histograma, previa a la segmentación. Las curvas de isodosis representan valores de dosis absoluta y corresponden de mayor a menor a los valores 69 Gy en rojo, 58 Gy en verde, 47 Gy en azul claro, 40 Gy en azul y 30 Gy en azul oscuro.

diferencias son mayores, es decir que histogramas dosis-volumen iguales, no nos dan distribuciones de dosis iguales y la información sobre la localización de regiones frías o calientes queda enmascarada. En la planificación inversa no se controlan estas distribuciones de dosis ya que los condicionantes se ponen a partir de los histogramas dosis-volumen. Vemos en la fig. 9 algunos cortes distantes del PTV al que queremos dar 70 Gy, para los que aparecen puntos a los cuales se les da esta dosis, mientras que con la planificación directa, las zonas en las cuales se dan más de 70 Gy están próximas siempre al PTV70.

Discusión y Conclusiones

Se ha puesto a punto un método de planificación directa denominado MPH, basado en la perspectiva que el haz tiene de los volúmenes clínicos implicados, aplicable a los tratamientos de IMRT para cabeza y cuello. Tras 3 años de experiencia en este tipo de tratamientos y habiéndose tratado alrededor de 100 pacientes, se han obtenido distribuciones de dosis de acuerdo con las prescripciones clínicas. Los resultados obtenidos han sido siempre comparables al procedimiento de la IMRT inversa. La media de segmentos por tratamiento ha sido de entre 25 y 35 si el tratamiento no contempla *boost* integrado y de entre 30 y 40 si lo contempla. En cuanto a las verificaciones del tratamiento, éstos se aceptaron cuando la dosis absoluta en el punto de medida difería no más del 2% con respecto a la calculada, y en cuanto a la distribución de dosis se siguió el criterio γ^3 , utilizando el programa de análisis de distribuciones de dosis FAR^{4,5}. Si el porcentaje de puntos con la γ inferior a 1 para el criterio del 3% y 3 mm se cumple en al menos el 95% de los puntos de los cortes analizados, normalmente se

autoriza tratamiento (fig. 10). Para los casos en que no se cumplieron estos requisitos, se reconsideró el caso, analizando los parámetros problemáticos (segmentos, etc) y modificando estos hasta lograr un buen acuerdo.

En relación al ejemplo expuesto en este trabajo, en la (fig. 9) se puede ver la comparativa entre las isodosis obtenidas por el método MPH y las resultantes a partir del mapa de fluencias de la planificación inversa. En ellas se puede apreciar que a pesar de que los histogramas dosis volumen son casi iguales, las distribuciones de dosis no lo son, quedando enmascarada la información sobre la localización de regiones frías o calientes. Por tanto, los histogramas dosis-volumen nos dan una información menos detallada que las distribuciones de dosis.

En la planificación inversa, en la mayor parte de los planificadores, una vez calculado el mapa de fluencias, ha de procederse a la generación de segmentos. A medida que el número de segmentos aumenta las distribuciones de dosis se van aproximando a las obtenidas mediante el mapa de fluencias. El número mínimo para no degradar la distribución de dosis (no nos referimos a los histogramas) es del orden de 200 frente a los 37 que hemos utilizado para una solución similar mediante el método MPH.

Al resolver la planificación con un método y otro, hablamos de fluencias y estas fluencias han de ser generadas con segmentos. En esta etapa vamos a alejarnos de la solución obtenida mediante fluencias, más acusadamente cuanto más complejas sean las configuraciones geométricas que hayan de seguir estos segmentos. Estas pérdidas van a empeorar el histograma original y por tanto las distribuciones de dosis. Sin duda, esto es más evidente en la planificación inversa. Cuando vamos a un número realista de segmentos y unidades monitor para que el paciente pueda ser tratado en un tiempo razonable, la solución puede cambiar hasta el punto de no cumplir los objetivos.

La efectividad en términos de UM, número de segmentos empleado, tiempo de tratamiento, dosis integral y fiabilidad dosimétrica⁶⁻⁸ hacen claramente más eficiente al método MPH. La mayor parte del procedimiento descrito podría ser implementado algorítmicamente en el planificador si éste dispone de las herramientas adecuadas para hacerlo (posibilidad de álgebra de Boole automática con volúmenes y automatización de la optimización de pesos).

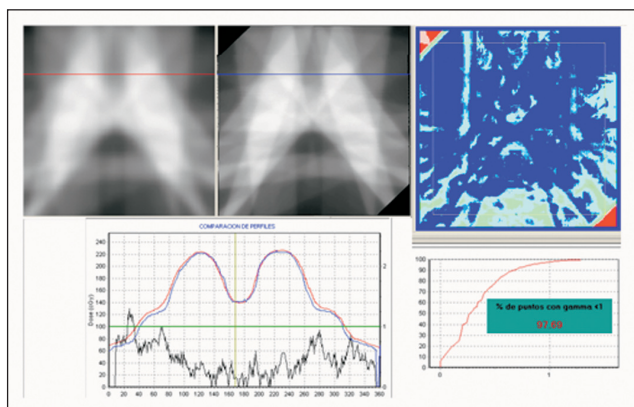


Fig. 10. Resultado de la verificación de la dosis en uno de los cortes por el procedimiento gamma. A la izquierda arriba vemos la matriz de dosis del planificador y al lado de esta la matriz de dosis de la placa. A la derecha tenemos la matriz gamma en la que el azul oscuro representa aquellas zonas en las que la $\gamma \leq 0,5$; en azul claro entre $0,5$ y 1 ; en verde entre 1 y $1,5$. Abajo tenemos la comparación de una línea de dosis a la izquierda y a la derecha el histograma de las gammas.

Referencias

1. Arráns R, Gallardo MI, Roselló J, Sánchez-Doblado F. Computer optimization of class solutions designed on a beam segmentation basis. *Rad Oncol* 2003; 69:315-21.
2. Arráns R, Gallardo MI, Roselló J, Sánchez-Doblado F. Additional dose constraints for analytical beam weighting optimization in IMRT. *Rad Oncol* 2005; 75:224-6.
3. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998; 25:656-61.

4. Roselló J, Sánchez-Doblado F. *Film Analyzer for Radiotherapy*, ISBN: 84-96377-48-2, Spain, 2005.
5. González A, Roselló J, Ruiz JC, Núñez L, Pérez Calatayud J, Sánchez-Doblado F, López Torrecilla J. Diseño de un maniquí para verificaciones dosimétrico-geométricas de tratamientos con intensidad modulada. *Rev Fis Med* 2001; 2:5-8.
6. Capote R, Sánchez-Doblado F, Leal A, Lagares JI, Arráns R, Hartmann GH. An EGSnc Monte Carlo study of the microionization chamber for reference dosimetry of narrow irregular IMRT beams. *Med Phys* 2004; 31:2416-22.
7. Sánchez-Doblado F, Capote R, Leal A, Roselló JV, Lagares JI, et al. Microionization chamber for reference dosimetry in IMRT verification: clinical implications on OAR dosimetric errors. *Phys Med Biol* 2005; 50:959-70.
8. Sánchez-Doblado F, Capote R, Roselló JV, Leal A, Lagares JI, et al. Micro ionization chamber dosimetry in IMRT verification: clinical implications of dosimetric errors in the PTV. *Rad Oncol* 2005; 75:342-8.

Obtención de los espectros de energía intrínsecos de un acelerador lineal de electrones a partir de la relación entre la corriente del desviador magnético y la dosis absorbida en agua*

J. M. de la Vega¹, D. Guirado¹, M. Vilches², J. I. Perdices³, A. M. Lallena⁴

¹Hospital Universitario San Cecilio, Granada. ²Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada. ³Soporte Técnico de Aceleradores Lineales, Siemens España. ⁴Dpto. de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Granada.

A method to obtain the intrinsic energy spectra of a clinical linear accelerator using the relation between the current of the bending magnet and the absorbed dose in water

Resumen

Objetivo: Determinar, a partir de medidas de dosis absorbida en agua para distintos valores de la intensidad de corriente del desviador magnético del haz, el espectro energético para cada calidad de electrones de un acelerador lineal y su posición relativa respecto a la ventana de salida del desviador magnético del haz.

Material y métodos: Se supone una relación lineal entre la energía del centro de la ventana y la tensión V_{BM} , que puede medirse y ajustarse en la consola del acelerador. Para cada curva de dosis en profundidad medida se determinan los valores de $R_{50,D}$ y la tasa de dosis absorbida máxima, D_M . Se hacen dos hipótesis: (a) existe una relación lineal entre $R_{50,D}$ y el valor medio de la energía de los electrones que emergen del BM; (b) D_M depende linealmente de la energía total de los electrones emergentes.

Resultados: Usando un modelo de espectro compuesto por dos gaussianas, existe una buena coincidencia entre las curvas de dosis en profundidad medidas y las obtenidas en simulaciones Monte Carlo realistas. Las posiciones relativas de ventana y espectro explican que pequeñas disminuciones en la corriente del BM puedan provocar variaciones significativas del factor de calidad y de la tasa de dosis absorbida. El método puede aplicarse durante el montaje del acelerador para fijar las condiciones de funcionamiento de referencia.

Palabras clave: Acelerador lineal de electrones. Espectro intrínseco. Factor de calidad. Desviador magnético. Monte Carlo.

Abstract

Purpose: To determine the energy spectrum for each electron quality in a linear accelerator, as well as its relative position with respect to the output window of the bending magnet, using the absorbed dose in water measured when the current intensity in the bending magnet is modified.

Material and Methods: A linear relationship between the centre of the energy window of the bending magnet and the potential V_{BM} , which can be measured and fixed at the accelerator control, is assumed. For each depth dose profile measured, the $R_{50,D}$ values and the maximum dose rate, D_M , are determined. We assume that: (a) $R_{50,D}$ shows a linear dependence with the mean energy of the beam leaving the bending magnet; (b) D_M depends linearly on the total energy of the emerging electrons.

Results: By modelling the spectrum with a function which includes two Gaussians, we have found a consistent agreement between realistic Monte Carlo simulations and measured depth dose profiles. The relative positions of the window and the obtained spectra explain why small fluctuations in the bending magnet current can generate variations in the electron spectral quality factor and in the dose rate. This method can be applied in the commissioning of an accelerator to establish the most stable operation conditions.

Key words: Clinical linear accelerator. Intrinsic spectra. Quality factor. Bending magnet. Monte Carlo.

Correspondencia: José Manuel de la Vega Fernández. Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario San Cecilio. Avda. Dr. Oloriz 16. 18012 Granada. E-mail: jasx77@gmail.com

Fecha de recepción: 14-6-2007

Fecha de aceptación: 10-10-2007

*Trabajo premiado por su calidad en el XVI Congreso de Física Médica.

Introducción

El Real Decreto sobre criterios de calidad en radioterapia¹ incluye entre las pruebas necesarias para fijar el estado de referencia, y entre las que deben realizarse en el control de calidad diario de un acelerador de electrones,

la verificación de la energía del haz de radiación, tanto para los haces de fotones como de electrones, y establece en ambos casos una tolerancia de 2 mm o una variación equivalente en el rendimiento de la dosis absorbida medido a la profundidad del 50%. Para el caso de electrones queda sobrentendido que esta tolerancia se establece sobre el valor del alcance medio, $R_{50,D}$, definido como la profundidad para la cual el valor de dosis absorbida medido en el eje del haz se hace igual a la mitad del valor máximo medido sobre ese mismo eje.

La determinación del valor del alcance medio requiere la medida de la dosis absorbida en un conjunto suficiente de profundidades, tal que permita la determinación del valor máximo de dosis absorbida y la interpolación del valor 50%. Esta medida suele realizarse mediante un analizador tridimensional de haces, pero este dispositivo no resulta práctico para efectuar una verificación diaria, por lo que es común establecer como variable de control un índice de calidad espectral, F_E , definido como el cociente de dos medidas de ionización realizadas a dos profundidades preestablecidas, R_1 y R_2 , próximas respectivamente a las profundidades del máximo de dosis absorbida y del 50% del máximo de dosis absorbida. En el acelerador Siemens Mevatrón KDS objeto del presente estudio, esta medida diaria se realiza a distancia fuente superficie constante, empleando un maniquí de láminas de material RW3® y una cámara de ionización cilíndrica modelo 23332, ambos de la marca PTW®. Las medidas se hacen de forma consecutiva para eliminar el efecto de los factores ambientales en el valor del cociente. Cada día se realiza la medida para dos energías nominales, de forma que cada energía es examinada con una frecuencia semanal. Los períodos de control son de un año de duración, pasado el cual se realiza un informe del control estadístico de la calidad y se establece un nuevo valor de referencia para el cociente de lecturas.

Los resultados obtenidos se analizan con el método de suma acumulada (CUSUM)². Este procedimiento, aplicado a un conjunto de medidas obtenidas a lo largo de varios años, permitió detectar una variación de las condiciones espectrales que, si bien era compatible con la tolerancia exigida, señalaba claramente que el acelerador no se encontraba en el estado de control establecido como referencia. Un análisis cuidadoso de las fuentes de variabilidad nos permitió concluir que esta variación no estaba asociada al método de medida, que produce una incertidumbre global menor del 1,1% ($k=1$) para el factor de calidad. Por tanto, puede establecerse que se debe a cambios en aquellas condiciones de funcionamiento del equipo que pueden modificar el espectro del haz, principalmente la corriente del desviador magnético (*bending magnet*, abreviado BM) cuya variación altera la ventana de selección de energía. Otra posible causa, la pérdida de sintonía de la guía de aceleración (GA), tendrá influencia sobre todo en la anchura del espectro y esto no afecta significativamente a los valores del alcance, como con-

firman nuestros datos experimentales; por consiguiente puede descartarse como origen del problema analizado tal y como sugieren otros autores^{3,4}.

Se ha medido un conjunto de curvas de dosis en profundidad para distintos valores de la corriente del BM. Por la dificultad de realizar una medida directa, el parámetro experimental no es la corriente de deflexión, sino la caída de tensión empleada por el servicio técnico para el ajuste de este dispositivo. Debido a la naturaleza de las medidas, es necesaria la participación de un representante cualificado del equipo técnico del fabricante en todo el proceso.

El análisis de los resultados experimentales ha permitido, no sólo verificar que ésta es la causa de la variabilidad y cuantificar su efecto, sino desarrollar un método experimental para determinar el espectro del haz a la salida de la GA, la anchura de la ventana de selección del BM y sus posiciones relativas.

El conocimiento detallado del espectro tiene interés en dosimetría física, pues permite cuantificar los factores dosimétricos que dependen de la energía del haz; también tiene interés para la simulación Monte Carlo de haces realistas, en investigación o en aplicaciones clínicas. Por otra parte, el conocimiento de las posiciones relativas del espectro de la GA y la ventana de selección del BM tiene un interés práctico inmediato, pues una selección inadecuada de la posición relativa entre el pico del espectro y la ventana de selección será la causa de que pequeños cambios en la corriente del BM provoquen cambios importantes, no sólo en el espectro de radiación que emerge del cabezal, sino en la propia intensidad del haz y, por tanto, en la tasa de dosis absorbida.

En los últimos años se han desarrollado diversos métodos para la reconstrucción del espectro de electrones a partir de las curvas de dosis en profundidad⁵⁻⁷; el que aquí se presenta contiene elementos novedosos respecto de los anteriores, pues no sólo permite obtener el espectro a la salida del cabezal en las condiciones de referencia del acelerador, sino el espectro completo antes de que los electrones alcancen la ventana de selección del BM.

Material y métodos

Para estudiar el efecto que pueda tener en la variable de control F_E un cambio en la corriente de deflexión que circula a través de las bobinas del BM, hemos medido las curvas de ionización en función de la profundidad en agua para distintos valores de esa corriente en el eje del haz. El equipo empleado ha sido un analizador de haces tridimensional Wellhöfer® modelo WP 700, y dos diodos Scanditronix®: uno, modelo EFD, para la medida en el haz, y otro, modelo RFD, como monitor de referencia para reducir el efecto que las fluctuaciones en la tasa de dosis absorbida pudiera tener en la medida de las curvas, que se han obtenido en modo continuo (el diodo no se

detiene durante las medidas). El dispositivo de medida que se ha descrito hace innecesaria una transformación de curvas de ionización a curvas de dosis absorbida, puesto que la razón de poderes de frenado agua-silicio no dependen de la energía, y por lo tanto de la profundidad, y todos los valores de tasa de dosis absorbida son relativos. Por ello, a continuación, hablaremos de dosis absorbida en lugar de ionización.

En el acelerador considerado, un Mevatron KDS fabricado por Siemens, el valor de la corriente del BM se controla modificando el valor de una tensión de control, V_{BM} , mediante un potenciómetro de la consola de operación de la unidad. La variación de V_{BM} tiene un efecto en la forma completa de la curva de dosis en profundidad que es difícil de analizar en su conjunto. Inicialmente nos concentramos en el cambio producido sobre el valor de $R_{50,D}$, por ser esta variable la que mejor podemos correlacionar con la variable de control estadístico F_E .

Dado que la variación de V_{BM} implica un cambio en las posiciones relativas del espectro y la ventana de selección, esta variación provocará un cambio en el número y la energía de los electrones que emergen del acelerador; por lo que cabe esperar que, además de la variación en la forma de la curva de dosis en profundidad, se observe un cambio en la tasa de dosis absorbida. Por esta razón se ha medido también, para cada valor de V_{BM} y empleando el dispositivo ya descrito, la tasa de dosis absorbida en la posición del máximo determinada para cada curva de dosis en profundidad. Esta medida de dosis absorbida no se corrige por la lectura del diodo de referencia. Nosotros emplearemos en nuestro estudio el valor de tasa de dosis absorbida máxima normalizado al valor de la tasa de dosis absorbida máxima en condiciones normales de trabajo, $D_{M,norm}$, es decir, para el valor de tensión V_{BM} original, $V_{BM,0}$, que se establece en la fase de montaje del acelerador.

Todas las medidas han sido realizadas deshabilitando la retroalimentación del sistema de seguridades de la unidad de irradiación, para evitar cambios de la frecuencia y el tamaño de los pulsos, los cuales tendrían un efecto difícil de valorar sobre los resultados experimentales.

Con los resultados experimentales, para cada magnitud medida y cada energía, se realiza un análisis basado en las siguientes hipótesis:

- Existe una relación de proporcionalidad entre la posición del centro de la ventana de selección, medida en unidades de energía, y la tensión de control V_{BM} .
- Para haces monoenergéticos y una determinada combinación de elementos interpuestos en el camino del haz, lo que significa una cierta energía nominal para un determinado acelerador, la variable $R_{50,D}$ tiene una relación lineal con el valor de la energía de salida del conjunto GA/BM. Esta relación puede extenderse a haces multienergéticos empleando como valor de energía la energía media.

- Para cada energía nominal la variable $D_{M,norm}$ tiene una relación lineal con la energía total de los electrones emergentes del conjunto GA/BM; y puede calcularse, para haces multienergéticos, como una integral sobre el espectro completo.

La validez de la primera hipótesis está justificada por la relación de proporcionalidad entre el voltaje de control y la corriente del BM, la cual es, a su vez, directamente proporcional al campo magnético generado en el espacio entre sus bobinas. Dado que el radio de curvatura de las trayectorias electrónicas es proporcional a la energía del electrón e inversamente proporcional a la intensidad del campo magnético, B , podemos suponer que la energía correspondiente a una trayectoria centrada en la ventana, que tendrá una curvatura R_c , vendrá dada por:

$$E = KR_c B = kV_{BM} \quad (1)$$

La validez de las hipótesis (b) y (c), para haces monoenergéticos, se ha confirmado en este trabajo mediante simulaciones Monte Carlo realistas realizadas con los códigos GEANT3⁸ y PENELOPE 2005⁹. Para cada energía nominal: 6, 8, 10, 12, 15 y 18 MeV, se han simulado varios haces monoenergéticos en un intervalo centrado en esa energía. Esto, como se ha apuntado al enunciar la hipótesis (b), supone una geometría de simulación diferente para cada una de esas energías nominales. Las simulaciones se han hecho sin aplicador en el caso de GEANT3 y con aplicador variable en el caso de PENELOPE 2005.

Para simplificar el tratamiento numérico del modelo propuesto puede ensayarse una distribución normal para el espectro. Pero la inspección de los valores experimentales, especialmente la manifiesta asimetría de la relación entre la tasa de dosis absorbida y la tensión V_{BM} , revela claramente, al menos para el caso de las dos energías más altas que se han analizado, que un espectro gaussiano no resultará suficiente. Hemos considerado por tanto que el espectro es suma de dos distribuciones normales, a las que daremos pesos relativos 1 y p . La existencia de espectros no gaussianos ha sido confirmada experimentalmente por otros autores³.

Podemos plantear entonces, para las magnitudes experimentales, las siguientes expresiones:

$$R_{50,D} = a\bar{E} - b = a \frac{\int_{kV_{BM}-\Delta}^{kV_{BM}+\Delta} [N(E_1, \sigma_1) + pN(E_2, \sigma_2)] E dE}{\int_{kV_{BM}-\Delta}^{kV_{BM}+\Delta} [N(E_1, \sigma_1) + pN(E_2, \sigma_2)] dE} - b \quad (2)$$

$$D_{M,norm} = a' \int_{kV_{BM}-\Delta}^{kV_{BM}+\Delta} [N(E_1, \sigma_1) + pN(E_2, \sigma_2)] E dE - b' \quad (3)$$

donde a y b son las constantes de la relación lineal entre energía y $R_{50,D}$, a' y b' son las constantes de la rela-

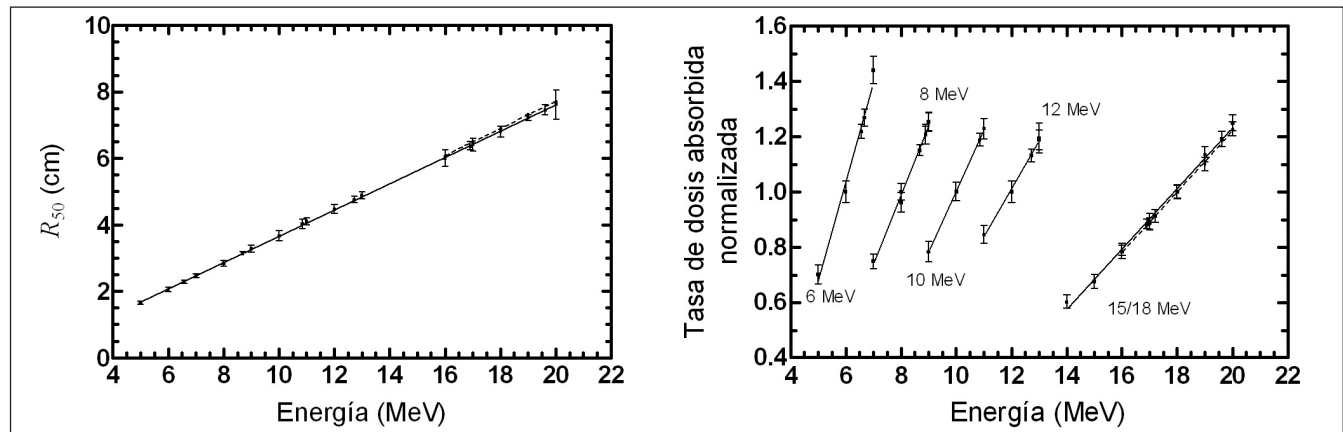


Fig. 1. Verificación de las hipótesis de linealidad (b) y (c) para haces monoenergéticos que permiten el uso de las expresiones (2) y (3). Los resultados obtenidos mediante PENELOPE 2005 para 18 MeV (---) se superponen con los de GEANT3 (—). Las incertidumbres corresponden a 3 desviaciones estándar en todos los casos.

ción lineal entre la tasa de dosis absorbida y la energía del electrón, k es la constante de proporcionalidad entre voltaje de control y energía del centro de la ventana de salida [ecuación (1)] y 2Δ es la anchura total de esta ventana, en unidades de energía. Junto con las energías medias, desviaciones estándar y pesos de las dos gaussianas que forman el espectro, tenemos nueve parámetros ajustables para la regresión de los valores de alcance y otros nueve para la regresión de las tasas de dosis absorbida. Siete de estos parámetros son comunes a las ecuaciones (2) y (3), y para ellos deben obtenerse resultados similares en ambos ajustes. Hemos hecho este análisis a partir de las medidas de $R_{50,D}$ y $D_{M,norm}$ para 3 energías nominales: 6, 12 y 18 MeV.

Para validar el modelo realizamos simulaciones Monte Carlo, empleando los espectros obtenidos, para determinar la curva de dosis en profundidad con cada una de las diferentes ventanas de selección de energías. Los resultados de estas simulaciones se comparan con los resultados experimentales. Hemos empleado para ello el código PENELOPE 2005 y hemos incluido la geometría detallada de la cabeza del acelerador y del *aplicador* variable con el que se realizaron las medidas. En todas las simulaciones se han seguido 40 millones de historias.

Resultados y discusión

En la fig. 1 se muestra la verificación de las hipótesis (b) y (c), enunciadas en el apartado anterior, mediante simulaciones Monte Carlo para haces monoenergéticos con los códigos GEANT3, para todas las energías, y PENELOPE 2005, para 18 MeV. El ajuste para los valores de $R_{50,D}$ en función de la energía produce una recta con un valor de $r^2=0,9997$; el ajuste de la tasa de dosis absorbida para los diferentes rangos de energía produce rectas con $r^2 \geq 0,986$. Podemos concluir, por tanto, que las hipótesis enunciadas son razonables.

En el caso de la tasa de dosis absorbida, puesto que estamos interesados en cantidades relativas, aunque las simulaciones producen directamente los valores de los coeficientes de las relaciones lineales, nosotros los dejaremos libres para el ajuste de la ecuación (3) a los datos experimentales. Es la relación lineal, y no los valores concretos de los coeficientes, el resultado relevante de estas simulaciones para el caso que nos ocupa.

Por el contrario, para usar la ecuación (2) es necesario poseer valores de partida para el coeficiente a de la relación lineal entre la energía y $R_{50,D}$. Esto se debe a que la variable experimental no es directamente la energía, sino una caída de tensión proporcional a la energía, ecuación (1), y el análisis de regresión, si no disponemos de información previa, produciría un valor para el producto ak , pero no nos permitiría conocer a . Los resultados para los coeficientes de la regresión lineal, representada en la gráfica de la izquierda de la fig. 1, se muestran en la tabla 1. Así, para el ajuste de la ecuación (2) forzaremos un valor del parámetro a entre 0,39 y 0,40 cm/MeV de acuerdo con los resultados obtenidos con GEANT3, pues éstos cubren todo el intervalo de energías.

Como vemos, todos los valores de $R_{50,D}$ están sobre la misma recta, independientemente del entorno de la energía nominal considerado. Esta no es una condición necesaria para nuestro modelo, pero su confirmación podría ser un resultado muy interesante del que habrá que comprobar su independencia del diseño del acelerador y del código de simulación empleado; cuestiones que se salen de los objetivos de este trabajo.

Tabla 1. Valores de los parámetros de la relación lineal entre energía y $R_{50,D}$ obtenidos de la simulación de haces monoenergéticos con los códigos GEANT3 y PENELOPE 2005 (fig. 1). Las incertidumbres corresponden a 1 desviación estándar.

	a (cm/MeV)	b (cm)	r^2
GEANT3	0,396±0,001	-0,30±0,01	0,9999
PENELOPE 2005	0,408±0,004	-0,43±0,07	0,9979

En la fig. 2 se comparan, en el caso de las tres energías nominales empleadas, los valores experimentales con los resultados de la regresión propuesta en las ecuaciones (2) y (3). La línea vertical discontinua señala en todos los casos el valor de la tensión de funcionamiento normal para la energía nominal correspondiente, $V_{BM,0}$. En la fig. 3 se muestran los espectros determinados de estos ajustes para el alcance y la tasa de dosis absorbida; también el espectro medio obtenido de los dos anteriores, salvo para el caso de la energía nominal de 6 MeV por las razones que se

darán más tarde. La región no sombreada de cada gráfico muestra la ventana de selección en condiciones de trabajo, centrada para cada energía nominal en el correspondiente valor $V_{BM,0}$. En la tabla 2 se presentan los parámetros espectrales ajustados. En general, existe una buena coincidencia entre los resultados que arrojan los dos conjuntos de datos analizados ($R_{50,D}$ y tasa de dosis absorbida) para los aspectos cualitativos de los espectros. Así sucede con el número de picos, para 12 MeV tenemos dos picos claramente diferenciados; y con su posición relativa, en el

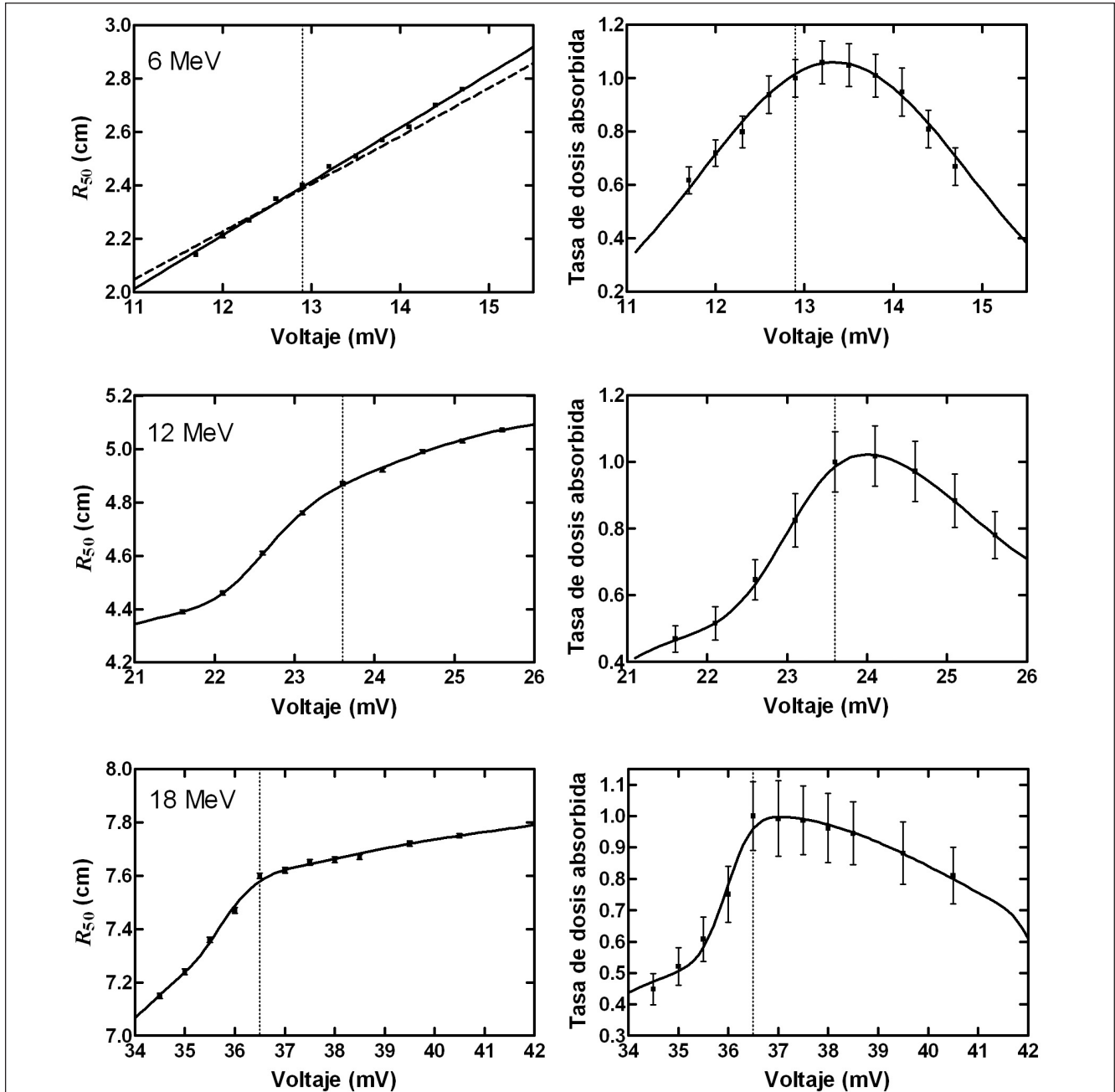


Fig. 2. Datos experimentales (■) y ajustes de las ecuaciones (2) y (3) (—) para las energías nominales de 6, 12 y 18 MeV de electrones para un acelerador Siemens Mevatron KDS. En el caso de 6 MeV y los valores de $R_{50,D}$ se muestra el resultado de llevar a la expresión (2) el espectro determinado mediante la expresión (3) (---). Las incertidumbres corresponden a 3 desviaciones estándar y en el caso de $R_{50,D}$ son muy pequeñas y de un tamaño semejante al del símbolo utilizado para representar los datos experimentales.

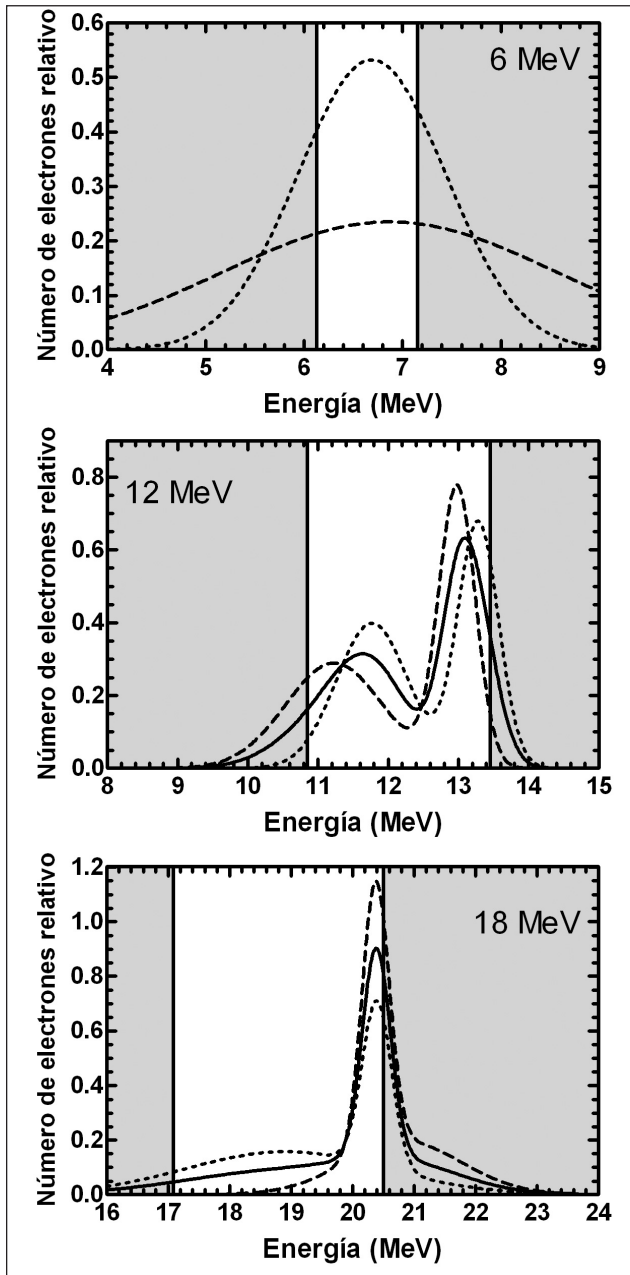


Fig. 3. Espectros obtenidos a partir de los valores de $R_{50,D}$ (---), de la tasa de dosis absorbida (...), y espectro promedio de los dos anteriores (—) para las energías nominales de 6, 12 y 18 MeV de electrones para un acelerador Siemens Mevatron KDS. En cada caso la región no sombreada muestra la ventana de salida del BM en el modo de funcionamiento normal. Para 6 MeV no se representa el promedio.

caso de 18 MeV el pico corresponde a la misma energía. Con respecto a los aspectos cuantitativos las diferencias no son importantes y, en lo que sigue, consideraremos el espectro medio de los dos obtenidos tanto para 12 como para 18 MeV. No obstante, la menor incertidumbre de los datos obtenidos para $R_{50,D}$ sugiere que éstos pueden ser más valiosos para la determinación del espectro.

La situación para la energía nominal de 6 MeV exige un comentario específico. En este caso, la dependencia de $R_{50,D}$ con la tensión V_{BM} muestra una proporcionalidad casi exacta (véase la fig. 2) que sólo puede interpretarse como causada por un espectro ancho respecto de la ventana de selección del BM, y ese es el resultado de nuestro análisis de regresión. El proceso de regresión con la ecuación (2), para el que usamos el método de Levenberg-Marquardt¹⁰, no permite encontrar de manera sencilla un mínimo para el valor de χ^2 , y es difícil establecer un espectro definitivo. En cambio, la dependencia de la tasa de dosis absorbida normalizada con la tensión V_{BM} muestra una estructura que facilita el proceso de ajuste. Aplicando la ecuación (3) obtenemos un mínimo más acusado para el valor de χ^2 y, por tanto, un espectro más claro. Si sustituimos este espectro en la ecuación (2), obtenemos un ajuste para los valores de $R_{50,D}$ que puede considerarse aceptable (véase la fig. 2).

Para validar estos resultados hemos utilizado los espectros obtenidos en simulaciones Monte Carlo realistas, realizadas con el código PENELOPE 2005 y una geometría detallada. Se han realizado comparaciones entre simulación y experimento para las energías nominales de 6 MeV y 18 MeV. Para 6 MeV se ha empleado el espectro obtenido con la ecuación (3), para 18 MeV se ha utilizado el espectro promedio.

La fig. 4 muestra los resultados para las dos energías y para tres valores de la tensión V_{BM} , incluido el de referencia. Aunque el acuerdo es bueno, en principio no supone una mejora sustancial sobre las simulaciones realizadas empleando espectros gaussianos simples, por lo que un conocimiento preciso del espectro inicial no es un requisito imprescindible en la simulación Monte Carlo de haces de electrones. No obstante, el método puede emplearse para determinar la anchura de la distribución normal simple que se emplea en las simulaciones realistas, agilizando el procedimiento usual que consiste en la realización de simulaciones hasta dar con el espectro gaussiano que mejor reproduce las medidas experimentales.

Tabla 2. Valores de los parámetros espectrales de las ecuaciones (2) y (3) ajustados a los datos experimentales de $R_{50,D}$ y $D_{M,norm}$. Las incertidumbres corresponden a 1 desviación estándar.

	6 MeV		12 MeV		18 MeV	
	$R_{50,D}$	$D_{M,norm}$	$R_{50,D}$	$D_{M,norm}$	$R_{50,D}$	$D_{M,norm}$
Δ (MeV)	0,587±0,12	0,511±0,011	1,25±0,03	1,34±0,05	1,71±0,14	1,70±0,11
p	-	-	1,00±0,02	1,04±0,02	1,16±0,14	1,74±0,10
E_1 (MeV)	6,87±0,22	6,687±0,014	12,98±0,02	13,28±0,04	20,83±0,21	20,40±0,10
σ_1 (MeV)	1,7±0,4	0,746±0,023	0,26±0,02	0,29±0,01	0,95±0,15	0,24±0,04
E_2 (MeV)	-	-	11,23±0,03	11,77±0,05	20,38±0,10	18,91±0,14
σ_2 (MeV)	-	-	0,69±0,03	0,51±0,03	0,22±0,05	1,61±0,16

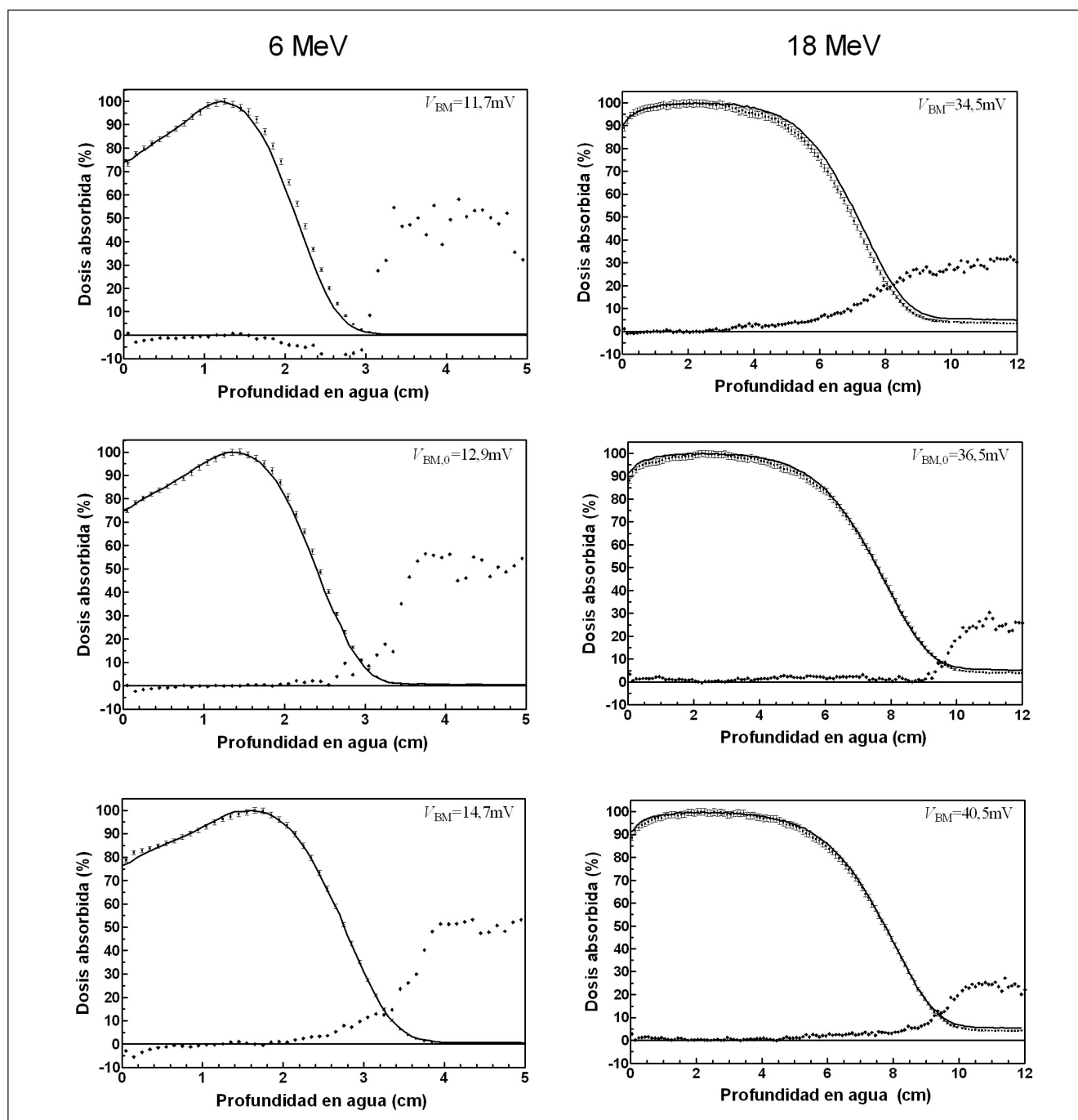


Fig. 4. Comparación de las curvas de dosis en profundidad medidas (—) y simuladas con los espectros completos (\square) para haces de electrones de energías nominales de 6 y 18 MeV. También se muestra la diferencia relativa (\blacklozenge). Nótese que el dispositivo de medida es un diodo semiconductor específico para electrones y, por tanto, cabe esperar diferencias en la región de *bremsstrahlung*. Las incertidumbres de las medidas experimentales, un 0,5% del valor medido para una desviación estándar, no se han representado para hacer la figura más clara. Las incertidumbres de las simulaciones corresponden a 3 desviaciones estándar.

En cualquier caso, el estudio realizado sí tiene una importante implicación práctica. La posición relativa del espectro y la ventana de selección explica que pequeñas variaciones de la corriente del BM puedan provocar variaciones significativas, no sólo del factor de calidad, sino de la fluencia de partículas y, por tanto, de la tasa de dosis absorbida. Esto es especialmente cierto en el caso

de 18 MeV, para el que claramente se ha elegido un valor inapropiado de la tensión $V_{BM,0}$. Aumentándolo 1 mV, lo que equivale aproximadamente a 1 A de corriente en la bobina, el valor de $R_{50,D}$ se modificará tan sólo 0,5 mm pero obtendremos un punto de funcionamiento más estable que podría haber evitado las fluctuaciones observadas en el índice de calidad que se encuentran en el origen

de esta investigación. El método podría emplearse durante el montaje del acelerador para fijar las condiciones de funcionamiento de referencia y podría suponer, en determinadas circunstancias, una mejora sustancial respecto al método tradicional de sintonización del BM. También durante alguna de las revisiones programadas por el servicio técnico de la unidad, puesto que las condiciones de funcionamiento del acelerador pueden variar a lo largo de su vida útil.

Referencias

1. REAL DECRETO 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE 206: 29383-29394.
2. Vilches M, Sánchez-Barbié A. Resumen de contenidos del curso previo al XVI Congreso de la SEFM: El control estadístico de procesos en el ámbito de la Radiofísica. *Rev Fis Med* 2007; 8: 51-61.
3. Deasy JO, Almond PR. The spectral dependence of electron central-axis depth-dose curves. *Med Phys* 1994; 21: 1369-1376.
4. Kok JGM, Welleweerd J. Finding mechanisms responsible for the spectral distribution of electron beams produced by a linear accelerator. *Med Phys* 1999; 26: 2589-2596.
5. Faddegon BA, Blevis I. Electron Spectra derived from depth dose distribution. *Med Phys* 2000; 27: 514-526.
6. Deng J, Jiang SB, Pawlicki T, Li J, Ma CM. Derivation of electron and photon energy spectra from electron beam central axis depth doses. *Phys Med Biol* 2001; 46: 1429-1449.
7. Wei J, Sandison GA, Chvetsov AV. Reconstruction of electron spectra from depth doses with adaptive regularization. *Med Phys* 2006; 33: 354-359.
8. GEANT3 Manual. CERN Program Library Long Writeup W5013 1994.
9. Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELOPE-2006: A Code-System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. NEA/OECD, Issy-les-Moulineaux, 2006.
10. Berington PR, Robinson DK. Data reduction and error analysis for physical sciences. 2ª Edición. Mc Graw-Hill, Nueva York 1992.

Comparación de coeficientes de calibración de cámaras de ionización obtenidos mediante diferentes procedimientos de calibración interna en haces para teleterapia

F. J. Casado Villalón, S. García Pareja, B. Mateo Rodríguez,
C. Moreno Sáiz, C. Bodineau Gil, P. Galán Montenegro

Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga

Comparison of ionization chambers calibration coefficients obtained through different procedures of cross-calibration with therapy beams

Resumen

El protocolo TRS-398 para la dosimetría de haces en radioterapia recomienda que la calibración interna de cámaras de ionización se realice mediante unos haces concretos. Puesto que en algunos centros puede existir interés en calibrar las cámaras en haces de radiación distintos, el objetivo de este trabajo es comprobar el resultado de calibraciones en haces diferentes a los aconsejados en el protocolo. En el caso de cámaras cilíndricas se compara la calibración interna usando un haz de fotones de energía nominal 6 MV con la calibración en un haz de ^{60}Co . En las cámaras plano-paralelas se plantea la calibración interna en un haz de ^{60}Co frente a la aconsejada en haces de electrones de alta energía. Para las tres cámaras tipo Farmer y las dos Roos estudiadas, se obtienen resultados compatibles al comparar los procedimientos alternativos frente a los recomendados por el protocolo.

Palabras clave: Calibración interna. Cámara de ionización. Coeficiente de calibración.

Abstract

The IAEA code of practice TRS-398 for radiotherapy beams dosimetry recommends the use of certain kind of beams for the ionization chamber cross-calibration. Since it could exist interest in some hospitals in carrying out the calibration in a different type of beams, two alternative procedures are proposed. The aim of this work is to compare the different procedures for chamber cross-calibration. For cylindrical chambers, the alternative procedure is to use a 6 MV photon beam. For plane-parallel chambers, it is proposed ^{60}Co cross-calibration instead of the high-electron beam advised. For the evaluated Farmer and Roos chambers, compatible results are obtained when the procedures proposed with the recommended ones by the protocol are compared.

Key words: Cross-calibration. Ionization chamber. Calibration coefficient.

Introducción

Los protocolos para la dosimetría de haces externos de radioterapia publicados por el OIEA y diferentes organizaciones nacionales muestran la tendencia hacia un patrón de dosis absorbida en agua¹⁻³.

En el caso del OIEA, en el protocolo TRS-398 la dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia z_{ref} en agua para un haz de referencia de calidad Q_0 viene dada por la expresión

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (1)$$

donde M_{Q_0} es la lectura del dosímetro en condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración y N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua del dosímetro obtenido en dicho laboratorio.

Correspondencia: Francisco Javier Casado Villalón. Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Av. Carlos Haya s/n. 29010 Málaga. E-mail: fcoj.casado.sspa@juntadeandalucia.es

Fecha de recepción: 17-9-2007

Fecha de aceptación: 26-11-2007

Cuando las condiciones de medida son distintas a las de referencia nos vemos obligados a aplicar factores de corrección, de forma que este protocolo propone la forma más general

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2)$$

donde k_{Q,Q_0} corrige el efecto de la diferencia entre la calidad del haz de referencia Q_0 y la del usuario Q . La lectura M_Q está corregida por el resto de las magnitudes de influencia que son distintas a las de referencia, como pueden ser presión, temperatura, tensión de colección, etc.

Aunque lo ideal sería medir el factor de corrección por la calidad del haz k_{Q,Q_0} en la misma calidad que el haz del usuario, no es posible hacerlo en la mayoría de los laboratorios de calibración. Es por ello que el TRS-398 incluye tablas de valores de dicho factor de corrección para distintas cámaras de ionización obtenidos mediante cálculos teóricos. Además este protocolo admite la calibración interna de cámaras de campo frente a una cámara de referencia calibrada en un laboratorio. Para cámaras cilíndricas se describe el procedimiento para la calibración interna en la misma calidad de referencia, usualmente la radiación gamma del ^{60}Co .

En cambio para cámaras plano-paralelas utilizadas en la dosimetría de haces de electrones, se propone la calibración interna en electrones de alta energía frente a una cámara cilíndrica calibrada en haz de ^{60}Co , ya que se considera menos fiable el uso de cámaras plano-paralelas calibradas directamente en ^{60}Co . Según el TRS-398 ello es debido a la incertidumbre en la estimación del factor de corrección por la pared de la cámara plano-paralela en haces de ^{60}Co , p_{wall} , necesario para la obtención de k_{Q,Q_0} . En un primer momento esa incertidumbre se atribuía a variaciones de hasta un 3% en el p_{wall} medido con diferentes cámaras del mismo modelo¹. Trabajos como los de Christ *et al*⁴ sugieren que las modernas cámaras planas tipo Roos y Markus presentan una variabilidad inferior al 0,3% y que podrían ser utilizadas para dosimetría de electrones con una calibración directa en haces de ^{60}Co sin necesidad de calibración interna con cámaras cilíndricas en haces de electrones. Por otro lado, varios trabajos presentan valores de p_{wall} para cámaras planas en haces de ^{60}Co distintos a los usados en los diferentes protocolos⁴⁻⁹. Por todo ello, sigue habiendo una tendencia a que la calibración interna de cámaras plano-paralelas se realice en haces de electrones de alta energía frente a una cámara cilíndrica.

Teniendo presente la diversidad de unidades de teleterapia existente en los distintos centros hospitalarios, se plantea como objetivo de este trabajo la comparación de los resultados de la calibración interna de cámaras de ionización usando los haces de irradiación recomendados por el TRS-398, no disponibles en todos los cen-

tros, con los obtenidos empleando procedimientos alternativos.

El proceso seguido es diferente para cámaras cilíndricas y plano-paralelas:

– Cámaras de ionización cilíndricas: se compara la calibración interna en la calidad de ^{60}Co con la calibración interna en un haz de fotones de alta energía producido por un acelerador lineal de electrones.

– Cámaras plano-paralelas: se compara la calibración interna con una cámara cilíndrica en un haz de electrones de alta energía, con la calibración interna en un haz de ^{60}Co .

Materiales y métodos

Calibración interna de cámaras cilíndricas

La cámara cilíndrica calibrada en el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT, modelo PTW 30006, fue tomada como cámara de referencia, mientras que la calibración interna fue realizada sobre una cámara PTW 30013 y dos PTW 30001, siendo todas ellas cámaras tipo Farmer. El electrómetro utilizado es un PTW UNIDOS 10001 en todos los casos. Todas las medidas se realizan siguiendo las condiciones de referencia especificadas en el TRS-398 para calibración interna de cámaras de ionización. Como ya se ha comentado en la introducción, se han seguido dos procedimientos de calibración interna para ser comparados.

Procedimiento 1: Calibración interna en un haz de radiación gamma de ^{60}Co

El haz utilizado es el de una unidad Alcyon II de CGR. Siguiendo el formalismo para dosis absorbida en agua obtenemos el coeficiente de calibración de la cámara a calibrar a partir de

$$N_{D,w,Q_0}^{campo} = \frac{M_{ref}}{M_{campo}} N_{D,w,Q_0}^{ref} \quad (3)$$

con M_{ref} y M_{campo} las lecturas de ionización de la cámara de referencia y campo respectivamente, corregidas por presión, temperatura, polaridad, fugas y pérdida de carga. N_{D,w,Q_0}^{ref} es el coeficiente de calibración aportado por el laboratorio de calibración de la cámara tomada como referencia.

Procedimiento 2: Calibración interna en un haz de fotones de alta energía

Se utiliza el haz de radiación de fotones de energía nominal 6 MV, con índice de calidad $TPR_{20,10} = 0,673$, de un acelerador Varian 2100C. En este caso la expresión propuesta por el protocolo TRS-398 es

$$N_{D,w,Q}^{campo} = \frac{M_{ref}}{M_{campo}} N_{D,w,Q_0}^{ref} k_{Q,Q_0}^{ref} \quad (4)$$

donde k_{Q,Q_0}^{ref} es el factor de corrección por la calidad del haz respecto del ^{60}Co para la cámara de referencia. El valor de dicho factor se calcula por interpolación lineal a partir de las tablas aportadas en el TRS-398 en función del modelo de cámara y del índice $TPR_{20,10}$ de la calidad del haz. Las lecturas de ionización^a son corregidas por presión, temperatura, fugas, pérdida de carga, polaridad y recombinación.

Comparación de los resultados obtenidos por ambos procedimientos

Para proceder a su comparación, es necesario referir los coeficientes de calibración obtenidos de las expresiones (3) y (4) a una misma calidad del haz, habiendo elegido para ello la calidad Q_0 del haz de ^{60}Co .

De la definición de factor de corrección por la calidad del haz dada en el TRS-398, se deduce de forma inmediata la expresión

$$N_{D,w,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{k_{Q,Q_0}} \quad (5)$$

que aplicada a la ecuación de salida (4) permite obtener el coeficiente de calibración en la calidad deseada, Q_0

$$N_{D,w,Q_0}^{campo} = \frac{M_{ref}}{M_{campo}} N_{D,w,Q_0}^{ref} \frac{k_{Q,Q_0}^{ref}}{k_{Q,Q_0}^{campo}} \quad (6)$$

Calibración interna de cámaras plano-paralelas

Disponemos de dos cámaras PTW Roos modelo 34001, una de ellas calibrada en el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT en la calidad de haz de radiación gamma de ^{60}Co . El electrómetro utilizado es el mismo que en el caso de las cámaras cilíndricas. Todas las medidas se realizan siguiendo las condiciones de referencia especificadas en el TRS-398 para calibración interna de cámaras de ionización. Los dos procedimientos sometidos a comparación para obtener los coeficientes de calibración son:

Procedimiento 1: Calibración interna en un haz de electrones de alta energía

Medidas realizadas en el haz de electrones de energía nominal 20 MeV, con índice de calidad $R_{50} = 7,9 \text{ g cm}^{-2}$, de un acelerador Varian 2100C. La cámara de referencia es la misma que en el caso de la calibración interna de cámaras cilíndricas (PTW 30006).

La expresión para obtener el coeficiente de calibración de la cámara plano-paralela para la calidad Q_{cross} del haz de electrones en el que se hace la calibración interna es

$$N_{D,w,Q_{cross}}^{campo} = \frac{M_{ref}}{M_{campo}} N_{D,w,Q_0}^{ref} k_{Q_{cross},Q_0}^{ref} \quad (7)$$

donde las lecturas^b de la cámara de referencia, M_{ref} y la sometida a calibración, M_{campo} , están corregidas por presión, temperatura, fugas, pérdida de carga, polaridad y recombinación. N_{D,w,Q_0}^{ref} es el coeficiente de calibración de la cámara de referencia en la calidad de ^{60}Co y k_{Q_{cross},Q_0}^{ref} es el factor de corrección de calidad del haz utilizado respecto al ^{60}Co de la cámara de referencia. Su valor es calculado por interpolación lineal en la tabla de valores de k_{Q,Q_0} en función del índice R_{50} , para varios tipos de cámaras calibradas en ^{60}Co que aparece en el TRS-398.

Procedimiento 2: Calibración interna en un haz de radiación gamma de ^{60}Co

Al disponer del coeficiente de calibración en la calidad del ^{60}Co de una de las cámaras PTW Roos obtenido del laboratorio de calibración, se utiliza ésta como referencia para realizar la calibración interna de la otra cámara del mismo modelo usando el haz de ^{60}Co de la unidad Alcyon II. Utilizando la expresión (3) obtenemos el coeficiente de calibración de la cámara de campo, N_{D,w,Q_0}^{campo} .

Comparación de los resultados obtenidos por ambos procedimientos

Con el fin de poder comparar ambos procedimientos de calibración interna, se refiere el coeficiente de calibración resultado del procedimiento 2 a la calidad Q_{cross} usada en el procedimiento 1.

Para ello se emplea de nuevo la expresión (5), obteniendo

$$N_{D,w,Q_{cross}}^{campo} = \frac{M_{ref}}{M_{campo}} N_{D,w,Q_0}^{ref} k_{Q_{cross},Q_0}^{campo} \quad (8)$$

^aPara este procedimiento se recomienda utilizar en ambas cámaras lecturas de ionización relativas a las obtenidas mediante una cámara monitora, con objeto de evitar las fluctuaciones en el tiempo del haz durante la irradiación. Esto no ha sido necesario porque las medidas realizadas sin la cámara monitora presentan una variabilidad despreciable.

^btiene validez aquí lo razonado en la nota (a)

Incertidumbres

Los coeficientes de calibración medidos en el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes para las dos cámaras de referencia empleadas presentan una incertidumbre relativa de 0,38% ($k=1$).

Las incertidumbres de todos los coeficientes de calibración obtenidos en el presente trabajo se han obtenido aplicando la ley cuadrática de propagación de incertidumbres en las correspondientes ecuaciones de salida (3), (6), (7) y (8). Se han combinado de esta forma las incertidumbres procedentes de las cámaras de referencia con las asociadas a los factores de corrección por la calidad del haz referidas en el apéndice II del TRS-398. Cualquier otra incertidumbre considerada en las citadas ecuaciones aumentará necesariamente la incertidumbre total¹⁰, incrementando así la probabilidad de que los resultados sean estadísticamente compatibles.

Para cada caso se han realizado 5 lecturas de ionización, siendo la varianza estadística despreciable frente a las incertidumbres consideradas.

Resultados y discusión

En las tablas 1 y 2 se presentan los coeficientes de calibración de las cámaras cilíndricas y plano-paralelas respectivamente, con sus incertidumbres correspondientes y obtenidos según los diferentes procedimientos propuestos. Para las cámaras cilíndricas la calidad en la que queda expresado el coeficiente de calibración es la del ⁶⁰Co y en el caso de las plano-paralelas corresponde al haz de electrones utilizado.

La comparación de los coeficientes de calibración se ha realizado representando en la fig. 1 los cocientes de dichos valores según ambos procedimientos. Los resultados son relativos al procedimiento alternativo.

Las barras de incertidumbre representan la incertidumbre típica relativa de los respectivos cocientes y se han calculado siguiendo la ley cuadrática de propagación de incertidumbres teniendo en cuenta las mis-

Tabla 1. Los coeficientes de calibración de tres cámaras cilíndricas medidos en un haz de radiación gamma de ⁶⁰Co tienen una incertidumbre típica relativa del 0,5% ($k=1$) y se presentan en la segunda columna. En la tercera figuran los deducidos, usando el factor k_{Q,Q_0} , a partir de los medidos en el haz de fotones de energía nominal 6MV de un ALE, con una incertidumbre típica relativa del 1,5% ($k=1$). Los coeficientes están expresados en función de la calidad del ⁶⁰Co.

Cámara e identificación	N_{D,w,Q_0} (mGy nC ⁻¹)	
	Radiación gamma ⁶⁰ Co	Fotones 6 MV (TPR _{20,10} = 0,673)
PTW 30013 (1)	53,54	53,52
PTW 30001 (2)	53,15	52,79
PTW 30001 (3)	52,74	52,58

Tabla 2 Los coeficientes de calibración de dos cámaras tipo Roos medidos en un haz de electrones de energía nominal 20 MeV de un ALE tienen una incertidumbre típica relativa del 1,3% ($k=1$) y se presentan en la segunda columna. En la tercera figuran los deducidos, usando el factor k_{Q_{cross},Q_0} , a partir de los medidos en el haz de radiación gamma de ⁶⁰Co, con una incertidumbre típica relativa del 1,8% ($k=1$). Los coeficientes están expresados en función de la calidad del haz de electrones.

Cámara e identificación	$N_{D,w,Q_{cross}}$ (mGy nC ⁻¹)	
	Electrones 20 MeV (R ₅₀ = 7,9 g cm ⁻²)	Radiación gamma ⁶⁰ Co
PTW 34001 (4)	76,26	76,02*
PTW 34001 (5)	79,85	79,788

*valor reducido, usando el factor k_{Q_{cross},Q_0} , del obtenido en el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT en la calidad Q_0

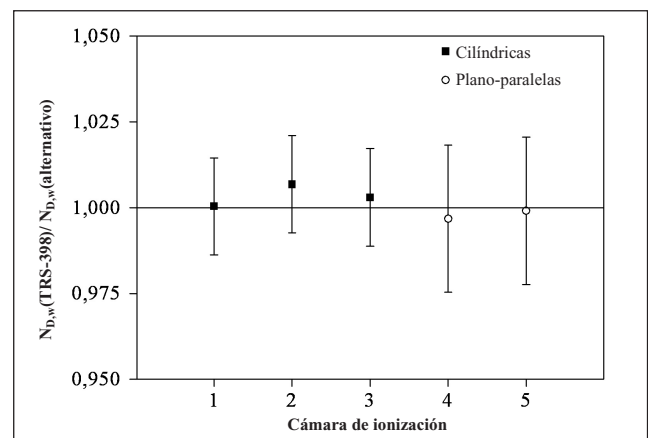


Fig. 1. Resultados de las comparaciones de los coeficientes de calibración según ambos procedimientos. Los resultados son relativos al procedimiento alternativo propuesto. Las barras de incertidumbre representan la incertidumbre típica relativa de los respectivos cocientes.

mas fuentes de incertidumbre consideradas anteriormente.

De esta forma obtenemos resultados compatibles entre los diferentes procedimientos de medida propuestos para las cámaras de este trabajo. Por tanto, medidas de dosis absorbida realizadas utilizando los diferentes coeficientes de calibración obtenidos no trascenderían en resultados estadísticamente diferenciables.

Un criterio adicional para decidir la idoneidad de los diferentes procedimientos de estimación de los coeficientes de calibración requeriría realizar un análisis pormenorizado de todas las fuentes de incertidumbre asociadas a cada procedimiento. Debido a que cada centro usuario de cámaras de ionización tendrá unas condiciones particulares diferentes en haces de radiación e instrumental de medida, las incertidumbres finales que se obtendrían en cada caso no serían extrapolables a otros centros, y por tanto, el procedimiento óptimo que proporcione una menor incertidumbre en el proceso de medida dependerá de las citadas condiciones de cada centro.

Conclusiones

En este trabajo se han presentado dos procedimientos alternativos a los recomendados por el protocolo TRS-398 para la calibración interna de cámaras de ionización. Por un lado, las cámaras tipo Farmer se han calibrado en un haz de fotones de energía nominal 6 MV producido por un acelerador y su resultado se ha comparado con el de la calibración aconsejada en ^{60}Co . Por otro lado, las cámaras Roos se han calibrado en un haz de ^{60}Co en lugar de utilizar los haces de electrones de alta energía aconsejados en el protocolo. Las cámaras estudiadas presentan resultados compatibles entre los procedimientos alternativos propuestos en este trabajo y los recomendados.

Será el usuario de cada centro el que deberá estimar, en función de las condiciones particulares referentes a haces de radiación e instrumental de que se disponga, cuál es el procedimiento que proporciona menor incertidumbre en el proceso de medida.

Referencias

1. Andreo P, Burns DT, Hohlfeld K, Huq MS, Kanai T, Laitano F, et al. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. TRS-398, OIEA, Viena, 2000.
2. Lillicrap SC, Owen B, Williams JR, Williams PC. Code of practice for high energy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service. *Phys Med Biol* 1990; 35:1355-1360.
3. AAPM American association of physicist in medicine. Task Group 51: Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med. Phys* 1999; 26:1847-1870.
4. Christ G, Dohm OS, Bruggmoser G, Schüle E. The use of plane-parallel chambers in electron dosimetry without any cross-calibration. *Phys Med Biol* 2002; 47:121-126.
5. Palm Å, Mattsson O, Andreo P. Calibration of plane-parallel chambers and determination of p_{wall} for the NACP and Roos chambers for ^{60}Co γ -ray beams. *Phys Med Biol* 2000; 45:971-981.
6. Palm Å, Czap L, Andreo P, Mattsson O. Performance analysis and determination of the p_{wall} correction factor for ^{60}Co γ -ray beams for Wellhöfer Roos-type plane-parallel chambers. *Phys Med Biol* 2002; 47:631-640.
7. Stewart KJ, Seuntjens JP. Comparing calibration methods of electron beams using plane-parallel chambers with absorbed-dose to water based protocols. *Med Phys* 2002; 29:284-289.
8. Palmans H, Nafaa L, de Patoul N, Denis JM, Tomsej M, Vynckier S. A dosimetry study comparing NCS report-5, IAEA TRS-381, AAPM TG-51 and IAEA TRS-398 in three clinical electron beam energies. *Phys Med Biol* 2003; 48:1091-1107.
9. Huq MS, Andreo P. Advances in determination of absorbed dose to water in clinical high-energy photons and electrons beams using ionization chambers. *Phys Med Biol* 2004; 49:R49-R104.
10. Brosed A, González A, Fernández-Varea JM, Gracia A. Medida de la radiación: Curso Fundamentos de Física Médica 2006, Módulo 1.

Influencia de las características de las rejillas focalizadas en la calidad de imagen y en la dosis a los pacientes: el caso de la exploración de tórax

P. Ruiz Manzano, M.A. Rivas Ballarín, A. Hernández Vitoria, E. Millán Cebrián,
J. Ruiz Pomar, L. Núñez Martínez

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza.

Influence of the focused anti-scatter grid features on image quality and radiation dose to patients: case of chest examination

Resumen

El objetivo de este trabajo es explicar las características y los parámetros de las rejillas antidifusoras focalizadas utilizadas en radiodiagnóstico y evaluar la influencia en la calidad de imagen y en las dosis recibidas por los pacientes cuando no están a la distancia correspondiente a su focalización o están descentradas lateralmente. Se aplicará a un caso particular donde la rejilla estaba focalizada a 100 cm y se hacían imágenes de tórax con distancia foco película 180 cm.

Palabras clave: Rejilla antidifusora. Dosis de radiación.

Abstract

The aim of this work is to describe the features of focused anti-scatter grids which are used in radiodiagnostics and to assess their influence on image quality and dose to patients when they are not placed at their focalization distance or are not laterally centred. A particular case is studied where chest images were taken at 180 focus-film distance with a 100 cm focused grid.

Key words: Anti-scatter grid. Radiation dose

Introducción

La rejilla antidifusora es un elemento colocado entre el paciente y la película, constituido por láminas finas de metal dispuestas en paralelo o con una ligera angulación, que actúan absorbiendo gran parte de la radiación dispersada por el paciente (aquella que no incide de forma paralela a las láminas y que no atraviesa los espacios existentes entre ellas). En su construcción se alternan secciones de material radiopaco (material de rejilla) y secciones de material radiotransparente (material intermedio). Un material de rejilla frecuente es el plomo, que por su alto número atómico y su elevada densidad es muy ab-

sorbente, es barato y es fácil darle forma. Las láminas están dispuestas en tiras extremadamente delgadas, del orden de 0,005 mm y unos 3 mm de altura. El material intermedio; aluminio o plástico, da soporte a los tabiques de plomo con espesores entre 0,12 mm y 0,34 mm aproximadamente. La rejilla está contenida en un receptáculo normalmente de aluminio, que le proporciona resistencia mecánica y contra la humedad.

El objetivo de las rejillas antidifusoras es mejorar la calidad de la imagen proporcionando detalles anatómicos más claros y contrastados. Puede ser fija o móvil. También se denominan Bucky o Potter-Bucky en honor de sus inventores (la rejilla estacionaria fue inventada en 1913 por Gustavo Bucky y luego Hollis Potter le adicionó el motor para imprimir movimiento durante la exposición radiográfica y así borrar sus líneas de la imagen).

La radiación dispersa depende del espesor del paciente y de la calidad del haz de RX y puede llegar a ser el 88% del total de radiación que sale de un paciente de 20 cm de

Correspondencia: P. Ruiz Manzano. Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". C/ San Juan Bosco Nº 15. 50009 Zaragoza.

E-mail: pruzm@salud.aragon.es

Fecha de recepción: 16-7-2007

Fecha de aceptación: 24-11-2007



Fig. 1. Situación de las líneas de la rejilla respecto de la dirección ánodo-cátodo.

espesor. En este caso, sólo el 12% de la radiación que sale del paciente contiene la información útil del contraste¹.

En una rejilla focalizada, las láminas de la rejilla (plomo o wolframio, separadas por aire, aluminio u otros materiales) son paralelas a la dirección ánodo-cátodo según uno de los ejes y en el otro convergen a la línea definida por el ánodo y el cátodo (fig. 1 y 2). Parte de la radiación primaria pasará entre las láminas de la rejilla y llegará la sistema de imagen. La radiación dispersa, que incide desde ángulos diversos, tiene una alta probabilidad de chocar contra una o varias láminas de la rejilla y ser absorbida sin llegar al sistema de imagen (fig. 2).

Las características físicas y los parámetros que definen a una rejilla antidifusora focalizada son (fig. 3):

- d : espesor de la lámina.
- D : separación entre láminas.
- h : altura de lámina.
- Índice de rejilla: relación entre la altura de las láminas y la separación entre ellas ($r = h/D$). Valor típico: 5-16 convencional; 3,5-5 mamografía.

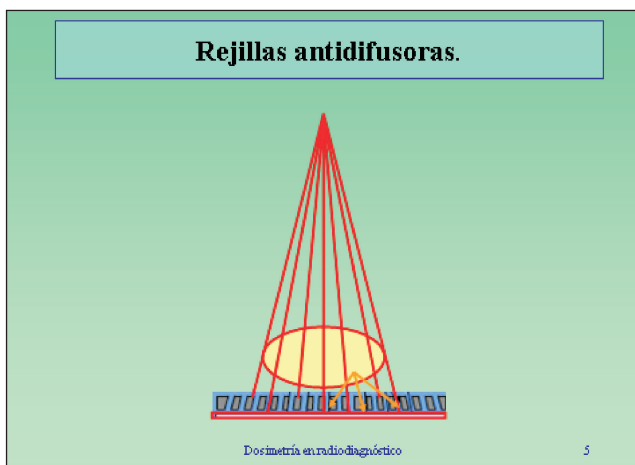


Fig. 2. Rejilla focalizada y su efecto sobre la radiación primaria y sobre la radiación dispersa.

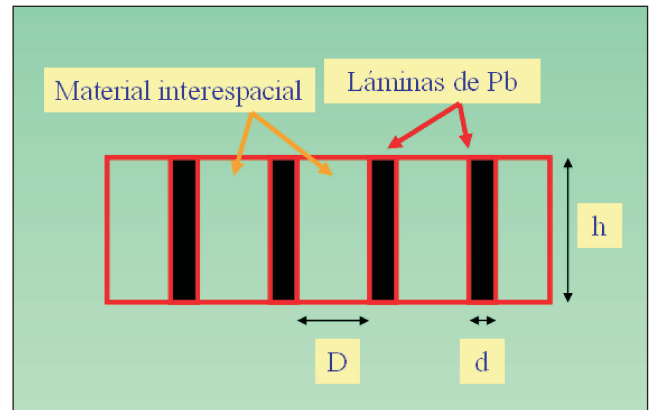


Fig. 3. Características físicas de la rejilla.

- Densidad de láminas: número de láminas de la rejilla por cm (24-80).
- Distancia focal: distancia a la que están focalizadas las láminas (f) (100-180 cm).
- Transmitancia de la radiación primaria (T_p): Ésta dependerá del espesor de las láminas y de la separación entre ellas. $T_p = D/(D+d)$ para rejillas con aire entre láminas.
- Transmitancia de la radiación dispersa (T_d): Ésta dependerá de la relación entre la altura de las láminas y la separación entre ellas. Si esta relación aumenta se eliminará más proporción de radiación dispersa.
- Factor de rejilla: los efectos combinados de la eliminación de la radiación dispersa y de la absorción de la radiación primaria hacen necesario un aumento de la exposición al paciente para producir una imagen con igual densidad óptica (DO), valor de píxel o dosis. Ese aumento es el factor de rejilla (FR). Es igual a la relación entre la dosis en el chasis sin rejilla y la dosis en el chasis con rejilla cuando la radiación incidente se mantiene constante. Valores típicos: 4-5 convencional; 2 mamografía.
- Factor de aumento de contraste: aumento del contraste obtenido al usar la rejilla (FAC). $FAC = C \cdot T_p \cdot FR$. Donde C es una constante. Valores típicos: 2-4.

Los dos últimos factores varían con la calidad del haz.

Si una rejilla no está a la distancia focal correcta se produce una pérdida de radiación primaria incidente sobre el receptor de imagen, que se incrementa al aumentar la distancia desde el centro de la rejilla (línea central). El porcentaje de radiación perdida, V , debido a una pequeña falta de focalización se puede expresar como:

$$V \approx 100 \cdot r \cdot c \cdot df / f^2$$

Donde r es el índice de rejilla, c es la distancia a la línea central en cm, f es la distancia focal en cm y df es el pequeño error en la focalización en cm.

Esta ecuación es una aproximación de:

$$V \approx 100.r.c.(f-f_1)/(f.f_1) \text{ si } f_1 < f;$$

$$V \approx 100.r.c.(f_2-f)/(f.f_2) \text{ si } f_2 > f;$$

siendo f_1 y f_2 las distancias foco rejilla (DFP) en cada caso.

Para $r = 10$; $df = 2$ cm y $f = 100$ cm el porcentaje de pérdida es 1% a 5 cm, 2 % a 10 cm y 3% a 15 cm de la línea central.

Aplicando las ecuaciones anteriores, podemos representar la pérdida de dosis de radiación en el receptor de imagen cuando la rejilla no está a la distancia focal correcta en función de la distancia a la línea central (sobre la línea de lectura) y en función de la distancia foco-rejilla (DFP, en este caso correspondería al valor de f_1 o f_2). En las figs. 4 y 5 se observa el efecto que las grandes diferencias entre DFP y la focal de la rejilla tienen sobre la dosis que llega al receptor de imagen. En las figs. 6 y 7 se observa el efecto que sobre la imagen tendrán esas diferencias. Cuando la DFP es igual a la focal de la rejilla (fig. 6) la imagen es uniforme a lo largo de la línea de lectura, es decir su perfil es plano. Cuando hay una gran diferencia entre DFP y la focal de la rejilla (fig. 7) la imagen no es uniforme y el perfil obtenido sobre la línea de lectura dista mucho de ser plano. En este caso, el perfil es simétrico respecto a la línea central y los valores de dosis, DO o valores de píxel decrecen a medida que aumenta la distancia respecto a esa línea central tal y como predicen las ecuaciones anteriores.

Si una rejilla no está centrada lateralmente (está a la distancia focal pero el foco no está justo sobre la vertical de la línea central de la rejilla) se observará una pérdida uniforme de radiación primaria a lo largo de la rejilla. El porcentaje de radiación perdida, V , debido al descentrado lateral se puede expresar como:

$$V = 100.r.b/f$$

Donde r es el índice de rejilla, b es el desplazamiento lateral desde la línea central en cm, f es la distancia focal en cm.

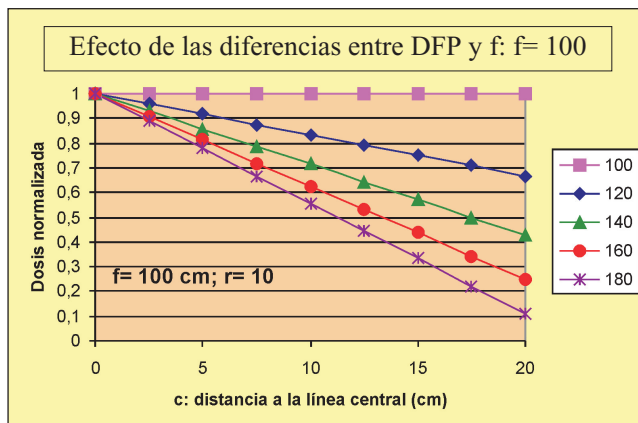


Fig. 4. Dosis de radiación que llega al sistema de imagen cuando se usan diferentes DFP (distancia foco rejilla o foco placa) con una rejilla focalizada a 100 cm en función de la distancia a la línea central.

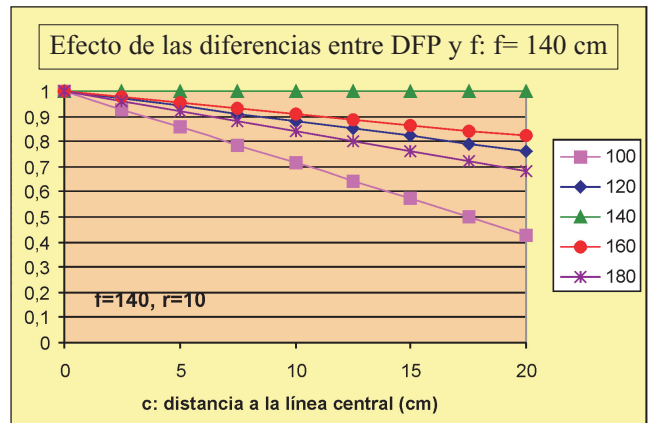


Fig. 5. Dosis de radiación que llega al sistema de imagen cuando se usan diferentes DFP (distancia foco rejilla o foco placa) con una rejilla focalizada a 140 cm en función de la distancia a la línea central.

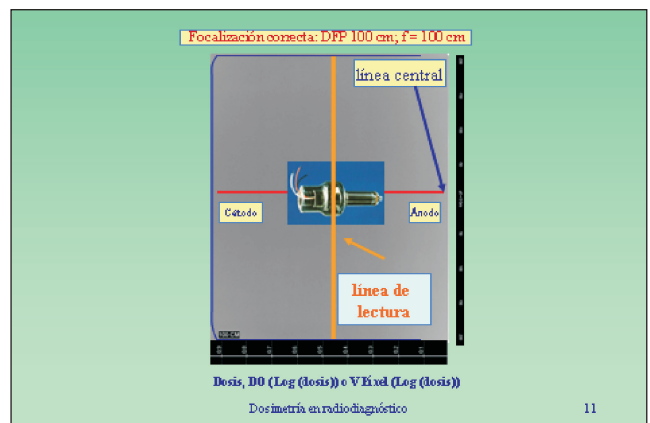


Fig. 6. Imagen con DFP (distancia foco rejilla o foco placa) igual a la focal de la rejilla. La línea azul representa el perfil de dosis, DO o del valor de píxel sobre la línea a de lectura (perpendicular a la línea central).

Para $r = 10$; $b = 2$ cm y $f = 100$ cm el porcentaje de pérdida en la radiación primaria es del 20%. Así pues, un pequeño descentrado lateral es mucho más crítico que los pequeños errores de focalización.

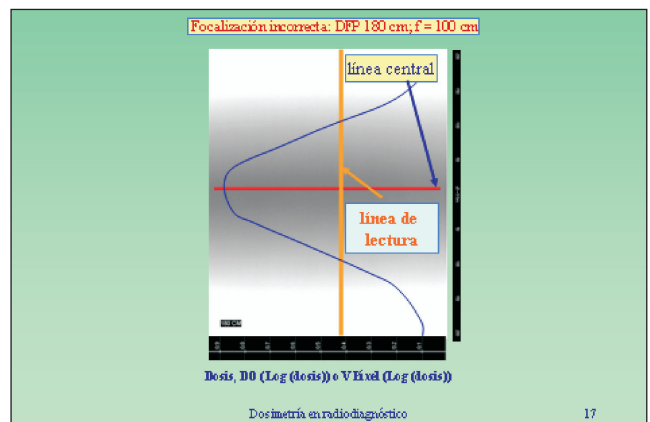


Fig. 7. Imagen con DFP (distancia foco rejilla o foco placa) diferente de la focal de la rejilla. La línea azul representa el perfil de dosis, DO o del valor de píxel sobre la línea a de lectura (perpendicular a la línea central).

El mismo efecto se produce cuando el haz de RX no es perpendicular a la rejilla, ya sea por una falta de perpendicularidad del haz o por un error de angulación de la rejilla. Un descentrado lateral "b" es equivalente a una falta de perpendicularidad del haz o a un error de angulación de α , donde $\text{tg}(\alpha)=(b/f)$. Un descentrado lateral de 1 cm, con $r=10$ y $f=100$, equivale a una falta de perpendicularidad del haz o a un error de angulación de $0,6^\circ$.

Aplicando la ecuación anterior, podemos representar la pérdida de dosis de radiación que llega al receptor de imagen cuando se producen diferentes descentrados laterales para las diferentes focales de rejilla. En las fig. 8 se observa el efecto que los desplazamientos laterales tienen sobre la pérdida de dosis que llega al sistema de imagen para diferentes focales de rejilla. La pérdida de dosis es menor cuanto mayor es la focal de la rejilla. Este efecto hace que con la misma dosis al paciente tendremos menos dosis (DO o VP) en el sistema de imagen. Para obtener una imagen de igual DO o VP tendremos de impartir más dosis al paciente.

Si tenemos una DFP diferente de la focal de la rejilla y un descentrado lateral a la vez, se unirán los dos efectos dando lugar a una imagen como la de la fig. 9. En este caso, se observa que el perfil típico que se obtenía cuando la rejilla no estaba situada a la distancia de su focal está desplazado y ya no es simétrico respecto a la línea central. Este efecto se traducirá en que la dos mitades en que se divide la placa por la línea central tendrán valores de dosis diferentes. En el caso de la placa de tórax PA se obtendrá un pulmón con más DO o valor de píxel que el otro.

Material y método

En el año 2005, tras el traslado del equipo de RX de un Centro de Salud (dependiente de nuestro Hospital) a

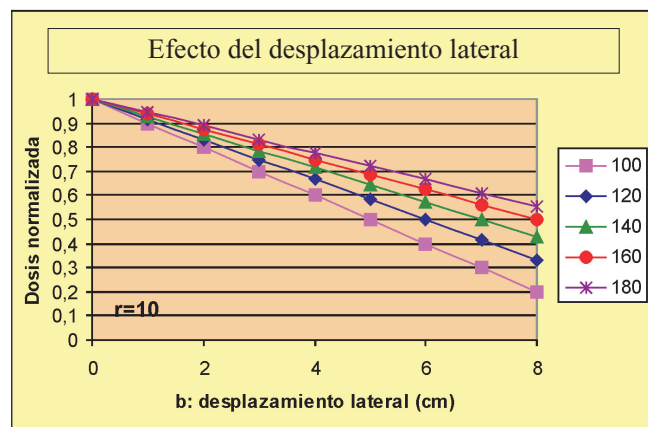


Fig. 8. Efecto del desplazamiento lateral de la rejilla sobre las dosis que llegan al receptor de imagen para diferentes la DFP (distancia foco rejilla o foco placa).

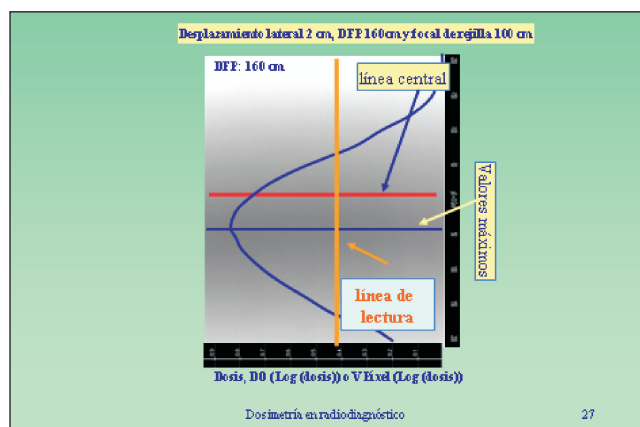


Fig. 9. Efecto combinado de DFP (distancia foco rejilla o foco placa) diferente de la focal de la rejilla y de desplazamiento lateral de la rejilla sobre la imagen.

un edificio nuevo, se cambió el sistema de recepción de imagen, sustituyendo la película-pantalla por un sistema de radiografía computarizada (CR) de Fuji. El equipo de Rayos X es un Philips medio 30 CP con un estativo de propósito general. El equipo era objeto de controles de calidad anuales, encontrándose sus parámetros dentro de los valores de tolerancia indicados en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico². Durante los años anteriores se corrigieron errores de desplazamientos laterales que presentaba la rejilla y que daban lugar a quejas por parte de los radiólogos, ya que veían un pulmón con más densidad que el otro.

Tras el cambio del sistema de imagen, se observó que el valor medio de la dosis superficie de entrada en la radiografía de tórax PA eran casi tres veces más alto (0,29 mGy, cercanas al valor de referencia de 0,3 mGy para este tipo de exploración) que el que se impartía en el Hospital de referencia (0,09-0,14 mGy) que disponía de un sistema de imagen CR de Fuji igual al instalado en el Centro de Salud y ajustado exactamente igual según la empresa de mantenimiento.

El valor medio de la dosis superficie de entrada en tórax LAT era de 0,8 mGy (Ref=1,5 mGy; el doble del que se impartía en el Hospital de referencia) y el valor medio de la dosis superficie de entrada en la exploración de abdomen AP era de 2,2 mGy (parecida al que se impartía en el Hospital de referencia).

Tras comprobar y comparar los diferentes parámetros que entraban en juego en estas exploraciones en los dos centros, se observó que la diferencia fundamental estaba en la rejilla focalizada. En el hospital las rejillas estaban focalizadas a 140 cm y el equipo del centro de salud tenía una rejilla focalizada de focal desconocida. Este hecho nos sugirió hacer un estudio para averiguar la focal de la rejilla en el centro de salud y observar el efecto que tendría la focal en función de las diferentes DFP utilizadas.

Se obtuvieron imágenes sin maniquí (en aire) a DFP 100, 120, 140, 160 y 180 cm y a 50 kVp. En el sistema

de imagen CR Fuji se seleccionó el modo QC sensibilidad. Se ajustaron los mAs para tener un valor de S entre 460 y 660, de modo que todas las imágenes tuvieran parecidos valores de dosis en el centro. Se guardaron las imágenes en formato DICOM y en formato JPEG. Las imágenes JPEG se convirtieron a TIF con Adobe PHOTOSHOP (para ser leídas con el programa DENSIRAD). Con DENSIRAD se obtuvieron perfiles de la línea de lectura y se normalizaron a su valor de píxel máximo.

Resultados y discusión

Los perfiles obtenidos se muestran en la fig. 10. Como puede observarse la rejilla estaba focalizada a 100 cm y los perfiles confirman los efectos producidos por las diferencias entre DFP y la focal descritos anteriormente.

Se hacían los Tórax PA con DFP 140 cm (la técnica promedio era 120 kVp, 2,5 mAs) ya que a 180 cm no salían bien (se notaba mucho el efecto de las diferencias entre DFP y la focal de la rejilla: las imágenes tenían densidades o valores de píxel decrecientes en el pulmón a medida que se alejaba del esternón; además, la rejilla debía de estar algo descentrada lateralmente o no estaba perfectamente perpendicular al rayo central procedente del tubo de RX, ya que los técnicos comentaban que se producían sistemáticamente imágenes de tórax PA con un pulmón más oscuro que el otro) y había que dar dosis más altas para ver adecuadamente todas las zonas de pulmón.

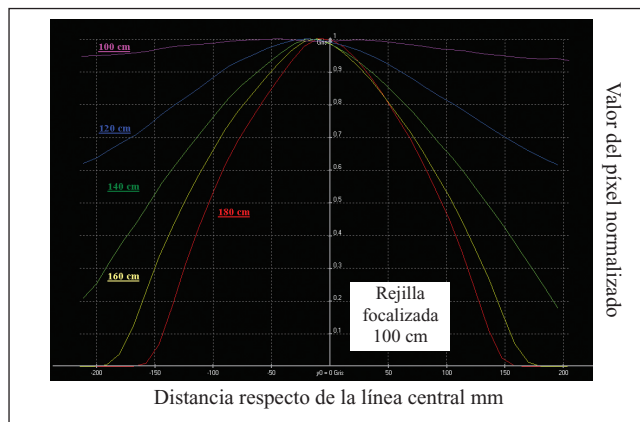


Fig. 10. Perfiles del efecto de las diferencias entre DFP (distancia foco rejilla o foco placa) y la focal de la rejilla (100 cm). Los perfiles son de la línea de lectura normalizados a su valor de píxel máximo.

Tabla 1. Valores de DSE (mGy) en las diferentes exploraciones.

	Tórax PA	Tórax LAT	Abdomen AP
Centro de salud. 2005. Rejilla 100 cm.	0,29	0,8	2,2
Centro de Salud. 2007. Rejilla 140 cm.	0,12	0,53	2,5
Hospital de referencia 2005-07. Rejilla 140 cm.	0,09-0,14	0,43	1,6-2,3

Ya que el equipo era de propósito general y la mayor parte de las exploraciones eran de tórax, se propuso cambiar la rejilla por otra focalizada a 140 cm.

En el año 2007 se cambió la rejilla por una focalizada a 140 cm y los técnicos del equipo reajustaron las técnicas radiográficas de todas las exploraciones. Los Tórax PA se hicieron a partir de entonces a DFP 160 cm y la técnica promedio de las muestras tomadas en el año 2007 fue 120 kVp con 1,12 mAs.

Los valores medios de las dosis superficie de entrada obtenidos en las diferentes exploraciones y en las dos instalaciones se muestran en la tabla 1. Con la rejilla focalizada a 140 cm, los valores medios de las dosis superficie de entrada en el centro de salud son parecidas a las que se imparten en el hospital de referencia.

Conclusiones

La rejilla es uno de los elementos de la cadena de imagen cuyo control aparece en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico con carácter complementario. En este estudio queda patente la importancia de la adecuación de la rejilla en función del tipo de exploraciones que se van a realizar en una instalación de radiodiagnóstico y la necesidad de realizar controles periódicos sobre ella para evitar problemas debidos a las diferencias entre DFP y la focal de la rejilla y/o desplazamientos laterales que pueden afectar a la calidad de las imágenes y a las dosis que reciben los pacientes.

Referencias

1. Curso "Garantía de calidad y Protección Radiológica en Radiodiagnóstico: Calidad de imagen y reducción de dosis". CIEMAT 1992.
2. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 1). Aspectos técnicos. SEFM-SEPR 2003.

Queremos compartir con los socios la satisfacción que nos causa la admisión de la Solicitud de Registro de Patente de "Inventión del maniquí para el control de calidad de planificadores" realizado por José Miguel Delgado, Esther Millán y Feliciano García. Además de agradecer a los autores el gran trabajo realizado de forma completamente altruista, también debemos tener en cuenta el esfuerzo y el apoyo de la anterior junta directiva a este proyecto, así como el interés y colaboración mostrados por DEXTRO MÉDICA SL. Entendemos que la Sociedad Española de Física Médica debe avalar la investigación realizada en el ámbito de nuestra disciplina, por lo que animamos a los socios a que formalicen y presenten sus iniciativas.

El trabajo de la junta directiva en estos últimos meses se ha centrado en los siguientes aspectos:

1. Relación de las diferentes autonomías con la SEFM. La junta directiva pedirá una entrevista con los consejeros de las diferentes Comunidades Autónomas para que, trabajando junto con las sociedades de física médica regionales, informemos de la presencia y labor de los radiofísicos en los hospitales.
2. El grupo de trabajo de Mamografía Digital ha finalizado su documento. Actualmente estamos trabajando en la edición del protocolo que esperamos esté a disposición de los socios en breve.
3. Gastos. La junta directiva ha decidido que los gastos de los socios que colaboren, ya sea por grupos de trabajo, representantes, u otros motivos, sean resueltos utilizando un sistema de dietas.
4. Comisión de docencia. En base al nuevo reglamento interno de la sociedad la junta directiva nombra a Núria Jornet miembro de la comisión de docencia como representante de la SEFM en la EFOMP. Juan Carlos Mateos, tras un largo periodo de excelente colaboración, deja de ser parte de esta comisión. La junta directiva agradece su trabajo y espera poder contar con él próximamente.
5. Apoyo a la organización del curso que se realizó en Madrid entre los días 13 y 17 de noviembre sobre "Fundamentos del análisis y evaluación de la imagen médica" dirigido por Margarita Chevalier y Eduardo Guibelalde.
6. Unificación de directivas europeas sobre exposición médicas. José Hernández Armas colaborará, como miembro de la junta directiva de la SEFM, en este grupo.

Propuestas:

1. Para normalizar la forma de proceder de los grupos de trabajo se presenta una propuesta de normativa interna en la que la junta directiva participará, en parte, en la elección de los miembros, y en la que se recogen datos como el número mínimo y máximo de los mismos, el presupuesto disponible anual,...
2. Página web. El acceso a la biblioteca virtual no es posible o es engorroso para algunos socios. Estamos trabajando en este tema para poder ofrecer un mejor acceso. En este sentido estamos revisando el uso de las revistas que se ofertan, estudiando otras posibilidades. También queremos modificar el acceso a nuestra propia revista, entre otros muchos aspectos de la página.
3. Revista Física Médica. La junta directiva está en contacto con el editor de la revista para tomar las medidas necesarias que eviten los retrasos en la publicación de la misma.
4. Se está estudiando la modificación de la forma de comunicación de los cursos a sus socios, así como las normas en cuanto a la inscripción en los cursos de la SEFM.

Becas:

Las becas concedidas por la junta directiva a socios de la SEFM durante el año 2007 han sido las siguientes:

- Manuel de la Vega Fernández, M^a Aurora Vicedo González y Victoria de la Vara Olivas: "Dose Calculation and Verification for External Beam Therapy" organizado por la "European Society for Therapeutic Radiology and Oncology" (ESTRO) y celebrado en Budapest (Hungria) del 29 de abril al 3 de mayo de 2007.
- Elena Antolín San Martín: "XVI Congreso Nacional de Física Médica" organizado por la SEFM y celebrado en Granada del 22 al 25 de mayo de 2007.
- Celia Madán Rodríguez e Iban Conles Picos: "Control de Calidad de Sistemas de Planificación de Radioterapia Externa y Braquiterapia" organizado por la SEFM y celebrado en Zaragoza del 19 al 20 de abril de 2007.
- Juan Diego Palma Copete y Juan M^a Pérez Moreno: "VIII Curso Teórico-Práctico PET" organizado por

- la Clínica Universitaria de Navarra y celebrado en Pamplona del 18 al 21 de abril de 2007.
- David Sevillano Martínez y M^a Dolores Morillas Pérez: "IMRT and Other Conformal Techniques in Practice" organizado por la ESTRO y celebrado en Viena (Austria) del 1 al 5 de julio de 2007.
 - Lara M^a Rosario Núñez Martínez: "Image-Guided Radiotherapy in Clinical Practice" organizado por la ESTRO y a celebrar en Bruselas (Bélgica) del 9 al 13 de diciembre de 2007.
 - Pablo Mínguez Gabiña: "VI Curso de Instrumentación y Control de Calidad en Medicina Nuclear" organizado por el Instituto de Investigaciones Biomédicas August Pi i Sunyer (IDIBAPS) y celebrado en Barcelona del 7 al 9 de noviembre de 2007.
 - José A. García Baltar: "Fundamentos del Análisis y Evaluación de la Imagen Médica" organizado por la SEFM y celebrado en Madrid del 13 al 17 de noviembre de 2007.

Reseña del curso "Fundamentos del análisis y evaluación de la imagen médica"

Del 13 al 17 de noviembre se celebró en la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid el curso "Fundamentos del análisis y evaluación de la imagen médica", dentro del programa de formación continuada de la SEFM. Dirigido por Margarita Chevalier y Eduardo Guibelalde, el curso -acreditado también por la EFOMP- estaba dirigido tanto a radiofísicos como a otros profesionales del sector, incluyendo alumnos del postgrado de Física Biomédica que se imparte en dicha universidad.

El curso estuvo planteado como introducción a los fundamentos de las distintas técnicas de obtención de la imagen médica y a las herramientas matemáticas para su evaluación y análisis. Éste comenzó con una clara exposición el primer día por parte de los directores del curso sobre los conocimientos básicos que todo profesional debe conocer para desenvolverse en esta complicada área. Posteriormente el curso continuó para profundizar en las distintas técnicas de obtención de imágenes, abordando inicialmente los fundamentos físicos de la obtención de imágenes mediante tomografía computarizada (TC) y los parámetros que definen la calidad en esta técnica. A continuación se trataron el resto de técnicas, como la Resonancia Magnética (RM), sesión impartida por el profesor J. Gili Planas, que expuso una idea general de cómo se pueden obtener imágenes tomográficas en cualquier dirección del espacio por medio de la RM, con la ventaja de añadir a la información anatómica, la biofísica y bioquímica. Otra de las importantes técnicas tratadas en el curso fue la Tomografía por Emisión de Positrones (PET), que es actualmente la técnica de imagen más avanzada y de desarrollo más rápido en Medicina Nuclear y que visualiza la distribución en el organismo de moléculas marcadas con isótopos radiactivos emisores de positrones, previamente inyectadas al paciente. Se describieron las bases físicas y los parámetros que caracterizan los equipos PET, para continuar con la aparición de los equipos híbridos PET-CT, que suponen una mejora en cuanto a los tiempos de adquisición, menos artefactos de movimiento, y mejor corrección de atenuación, calidad de imagen y localización de las lesiones mediante la fusión de imágenes proporcionadas por el TC y la PET. El estudio de la física que conlleva la obtención de imágenes mediante esta técnica se completó con una disertación acerca de

las indicaciones fundamentales en las que se utiliza, fundamentalmente en el campo de la Oncología.

Sin olvidar las características de los dispositivos de visualización de las imágenes, ya que constituyen el medio principal del que disponen los usuarios para visualizar la información obtenida en forma de imagen, el curso entró también en la descripción de las características del sistema visual humano como sistema formador de imágenes y sus posibles alteraciones en la calidad de las mismas, introduciendo conceptos como la Función de Sensitividad al Contraste (CSF), la Función de Transferencia de Modulación (MTF) o la Función de Transferencia Óptica (OTF), junto con otras medidas experimentales como la función de ensanchamiento de punto (PSF) o la de ensanchamiento de línea (LSF), y una introducción a la óptica adaptativa como procedimiento de corrección del frente de aberración. Todos estos conceptos no hubieran quedado completos sin el amplio análisis que se efectuó acerca de la teoría de los sistemas lineales, en el que se detallaron los conceptos y terminología empleada para la descripción del tratamiento de imágenes (espectro angular, filtrado, reconocimiento de patrones) así como para la caracterización del sistema de formación de imágenes (respuesta impulsional, función de modulación del sistema), brindando una atención especial al desarrollo de la transformada de Fourier, que es una herramienta principal de la teoría de señales y sistemas.

La parte central del curso estuvo concentrada en la exposición impartida por el profesor Ian Cunningham, de la Universidad de Western Ontario, acerca de la aplicación de la teoría de sistemas lineales para la evaluación de detectores. A lo largo de esta jornada, a la que dado su especial interés los interesados podían inscribirse de forma independiente al curso, el profesor Cunningham discutió la métrica de funcionamiento de los sistemas tanto digitales como convencionales incluyendo las funciones MTF, NPS y DQE, mediante descripciones intuitivas y descripciones matemáticas más rigurosas. Posteriormente se pasó a conocer como predecir la calidad de imagen a partir de parámetros simples y entender las limitaciones fundamentales de funcionamiento de los diferentes sistemas, y sobre todo conocer cómo se miden la MTF, la NEQ y la DQE, consistiendo la parte final de la jornada en una demostración práctica acerca de cómo medir la DQE mediante un dispositivo ideado por el propio profesor Cunningham. Tras la medida, se mostró el programa desarrollado en MATLAB que analiza los datos obtenidos por este dispositivo, obteniéndose la DQE, con lo que concluyó esta interesante jornada.

Como complemento a las diferentes técnicas matemáticas aplicadas a la imagen, el curso incluía una exposición sobre la utilización de técnicas de Monte Carlo en medicina nuclear, describiendo los códigos Monte Carlo existentes con sus aplicaciones más características, tales como la simulación de proyecciones, la modelización de la PSF, el diseño y selección de detectores y colimadores o la evaluación y corrección del *scattering*. La parte final del curso se centró en las áreas de psicofísica y percepción, aportando en primer lugar a los asistentes el punto de vista del radiólogo con el objetivo de identificar las fases cognitivas del diagnóstico radiológico, entender los mecanismos de error en la interpretación diagnóstica y distinguir las alternativas posibles en la reducción de errores diagnósticos. Seguidamente se pasó a explicar los conceptos y terminología empleada en la psicofísica como disciplina científica que permite determinar la relación entre estímulos físicos y percepción, describiéndose los fundamentos de los modelos de visión que constituyen la base de las técnicas que permiten determinar la calidad de las imágenes percibidas, enlazando con el tema que cerraba el curso, dedicado a las técnicas de evaluación (ROC, FROC...). El método de la curva ROC (*Receiver Operating Characteristics*) permite establecer juicios sobre los diferentes niveles de calidad proporcionados por los sistemas de formación de imagen lo que posibilita su optimización, permitiendo estudiar comparativamente la respuesta de distintos observadores a una misma imagen, labor que se llevó a cabo en la sesión práctica preparada para terminar el curso.

Este primer curso de "Fundamentos del Análisis y Evaluación de la Imagen Médica" ha permitido a todos los asistentes ampliar y repasar conceptos fundamentales en un área tan amplia como ésta, dejándonos a todos con ganas de profundizar aún más en los temas tratados. Esperamos que haya una próxima convocatoria del mismo, sobre todo tratándose de un tema en constante evolución y absolutamente necesario para el físico médico.

Carlos Ferrer

*Servicio de Radiofísica
Hospital de la Princesa. Madrid*

Visita al CIEMAT de los organizadores del Congreso Conjunto SEFM-SEPR Alicante 2009

El pasado 27 de noviembre el Director General del CIEMAT D. Juan Antonio Rubio junto con la Secretaria General D^a Milagros Couchud, recibieron al presidente del Comité Organizador del Congreso Conjunto SEFM&SEPR en Alicante 2009, D. Bartolomé Ballester, acompañado del vicepresidente D. Leopoldo Arranz y de los copresidentes del comité científico, D. Antonio Delgado y D. Bonifacio Tobarra.



El Director del CIEMAT se mostró muy interesado en la colaboración y ayuda al éxito de este congreso por parte de este organismo de investigación que tan implicado ha estado en la Protección Radiológica en España, además nos explicó las nuevas líneas de I+D+i que han comenzado a desarrollar en el área de la Física Médica, así como futuros proyectos tanto en imagen biomédica, como en tecnología de aceleradores. Nos animó a trabajar para que el reto de realizar un congreso conjunto de ambas sociedades fuese un éxito y nos anticipó la colaboración y participación del CIEMAT en dicho congreso.

Visita al Consejo de Seguridad Nuclear de los organizadores del Congreso Conjunto SEFM-SEPR Alicante 2009

La Presidenta del Consejo de Seguridad Nuclear, D^a Carmen Martínez Ten, recibió el pasado 26 de noviembre al presidente del Comité Organizador del Congreso Conjunto SEFM&SEPR en Alicante 2009, D. Bartolomé Ballester, acompañado del vicepresidente D. Leopoldo Arranz y de los copresidentes del comité científico, D. Antonio Delgado y D. Bonifacio Tobarra. A la reunión también asistieron el Director Técnico de Protección Radiológica del CSN D. Juan Carlos Lentijo y el Subdirector de P.R. Operacional D. Manuel Rodríguez.



La Presidenta del CSN era conocedora de la circunstancia de realizar ambas sociedades el próximo congreso de forma conjunta, y mostró su colaboración e interés de la institución en el éxito del congreso así como renovó su

disposición a colaborar dando soporte financiero e institucional a este encuentro científico, que reunirá a la mayoría de los profesionales de la Protección Radiológica de España junto a los de Física Médica.

POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA

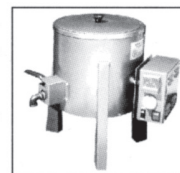
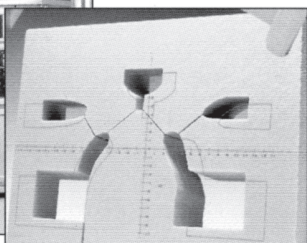
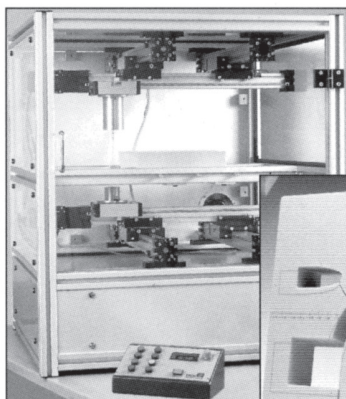
FABRICACIÓN DE MOLDES

Cortadores de bloques de Styrofoam, tipos manual y automáticos para cortes 2D y 3D, partiendo de datos de placa radiográfica + scanner o de sistema de planificación disponible.

Sistema de planificación autodidáctico, de manejo sencillo y práctico, especial para nuevos centros de trabajo.

Bloques de poliestireno cortados a medida. **Crisoles de fusión** de diferentes capacidades. **Aleaciones de baja fusión** con o sin cadmio. **Bandejas de enfriamiento**. Pupitres con vibradores. **Placas y bandejas portamoldes**. Sistema de bloques satélites.

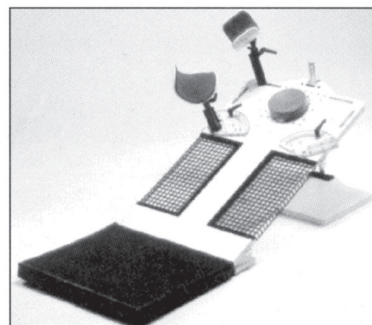
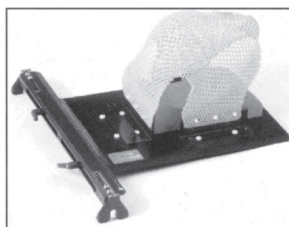
Materiales para bolus. **Marcadores adhesivos**. **Tomadores de contorno y espesores corporales**, etc.



FIJACIÓN Y POSICIONAMIENTO

Inmovilización de pacientes mediante bandejas de fijación, adaptables a las camillas de las unidades de tratamiento o simulación, en metacrilato o fibra de carbono. Diferentes modelos para **pelvis, mamas** (plano inclinado), **cabeza y hombros**. **Hojas termoplásticas** moldeables a mano. Baños termostáticos.

Colchones o almohadillas plásticas, que rigidizan por aplicación de vacío, para posicionamiento y repetición de posturas incómodas durante el tratamiento.



Para mayor información, dirigirse a:



MCP IBERIA, S.A.

Miembro del Grupo de Compañías MCP

Avda. San Pablo, 31 - Nave 18 • 28820 COSLADA - Madrid Teléfonos (34-1) 669 41 82/42 36 • Telefax (34-1) 669 40 24

Reseña de los Grupos de Trabajo de la SEFM para la Revista de Física Médica

1. Cartera de servicios y gestión (Coral Bodineau Gil)

Las radiaciones ionizantes desempeñan hoy un papel destacado en la terapia y el diagnóstico de gran número de patologías. Los especialistas en radiofísica hospitalaria son los expertos en la medida y valoración de las radiaciones ionizantes, que contribuyen a la correcta planificación, aplicación y desarrollo de las técnicas radiológicas que la física pone a disposición de la medicina.

La unidad de radiofísica hospitalaria se ha de adaptar a la nueva estructura sanitaria de prestación de servicios y atención a la población, con un trabajo más eficaz y eficiente, y con una calidad creciente en la atención, los procedimientos y las actuaciones. Se requiere la utilización eficiente de los recursos humanos y materiales con una gestión eficaz.

Nuestro trabajo conducirá a la elaboración de un documento que pueda servir para disponer de criterios para la gestión de actividades y diseño de unidades de radiofísica hospitalaria, considerándolas como unidades funcionales independientes e integrando todas las actividades de la física médica hospitalaria.

Hemos definido la cartera de servicios de una unidad de radiofísica hospitalaria y los tiempos de ocupación y dedicación a las diferentes actividades, teniendo en cuenta los diferentes profesionales que intervienen en cada actividad y el tiempo que les ocupa (preparación, realización, informe, archivo, ...).

Se recomendarán recursos humanos de referencia para una unidad de radiofísica hospitalaria según la variedad y volumen de actividades.

Para su valoración se agrupan las actividades por afinidad de tratamiento y se desglosan según el índice de complejidad en cada caso:

- Dosimetría física, garantía de calidad de equipamiento y verificación de equipos de medida.
- Dosimetría Clínica.
- Protección Radiológica.

Se tienen en cuenta no sólo las actividades programadas y que se realizan con periodicidad, según los protocolos, o a demanda de otros servicios sanitarios, sino que también se consideran las actividades de formación o evaluación de equipamiento, sin que ello vaya en detrimento de cualquier otra actividad, que de forma ocasional o por normativa se hubiera de realizar, o el diseño y desarrollo de nuevas actividades.

En algunas actividades como: gestión y control de residuos radiactivos, descontaminación, estudio de seguridad, diseño y registro de instalaciones y protección radiológica operacional, se valoran la actividad programada regular siendo complejo valorar *a priori* cualquier incidencia o actividad adicional en cada uno de estos grupos, pero de fácil valoración *a posteriori*.

La valoración se realiza considerando los tiempos de dedicación de radiofísico hospitalario, técnico especialista y auxiliar administrativo para cada actividad considerada, no teniendo en cuenta la inversión, amortización de equipamiento y material fungible. Serán valores correspondientes a costes de personal, presentando la correlación entre actividad/costes en función de los profesionales que participan y los tiempos de dedicación a cada actividad. La dispersión de los resultados es importante en las distintas zonas sanitarias evaluadas, existiendo diferencias apreciables en los costes de las actividades en función de la proporción de las categorías profesionales que participen en ella, en determinadas áreas la proporción de la participación del radiofísico hospitalario aparece excesivamente desproporcionada respecto al resto de profesionales de la unidad.

Ha sido importante el esfuerzo de conseguir cierta homogeneidad en la prestación de servicios y su valoración.

2. Procedimientos de control de calidad en aceleradores lineales (Carmen Pinza Molina)

La Junta Directiva de la SEFM respaldó a principios del año 2004, la creación de un grupo de trabajo integrado por especialistas en Radiofísica Hospitalaria (RFH) con amplia experiencia profesional, el cual sería responsable de elaborar un completo documento sobre control de calidad en aceleradores lineales de uso médico.

Las motivaciones que impulsaron a los coordinadores de este grupo de trabajo fueron varias, a destacar:

- I. La implantación de programas de control de calidad específicos en los aceleradores lineales de uso médico, que tengan en cuenta las recientes innovaciones tecnológicas, junto con los requerimientos de las nuevas posibilidades terapéuticas.
- II. La necesidad de actualizar las pruebas recogidas en el RD 1566/1998, en aquellos aspectos en que resultan insuficientes para los aceleradores actuales, recopilando los procedimientos, tolerancias y periodicidades recomendados actualmente por organismos nacionales e internacionales de reconocido prestigio.

III. Elaborar un documento de utilidad para los profesionales de la radiofísica hospitalaria, que contemple los nuevos retos, junto con los riesgos implícitos a la innovación tecnológica incorporada, a la vez que ayude en la formación actualizada de los profesionales implicados.

A partir de estas motivaciones comunes, en las primeras reuniones del grupo de trabajo, se definieron cuáles serían los objetivos principales a alcanzar en la elaboración del documento propuesto, que son los siguientes:

1. Exponer el conjunto de magnitudes asociadas al control de calidad de los aceleradores.
2. Recomendar los criterios y metodología relacionados con el estudio de los parámetros físicos, funcionales y de seguridad en los aceleradores.
3. Presentar los nuevos equipos de medida y análisis, asociados a los complejos dispositivos instalados en los aceleradores.
4. Optimizar los métodos de medida, con la intención de minimizar el tiempo de parada.
5. Respalda a los profesionales de RFH en referencia a las necesidades actuales de recursos humanos y materiales en los Servicios de Radiofísica.

El esquema seguido en la elaboración del documento, persigue mostrar un documento completo y exhaustivo, a la vez que útil durante la implantación de los programas de control de calidad en aceleradores. Se divide en las siguientes partes principales:

1ª Parte: Descripción del conjunto de parámetros físicos, funcionales y de seguridad a evaluar. Definición y objetivos de las magnitudes analizadas, tolerancias, procedimientos de medida y periodicidades recomendadas.

2ª Parte: *Apéndices*.

Apéndice 1: Glosario de términos. Resumen de siglas y abreviaturas.

Apéndice 2: Implantación del programa de control de calidad. Análisis de resultados.

Apéndice 3: Resúmenes esquemáticos de pruebas y periodicidades propuestas.

El índice queda configurado como sigue:

1. Introducción
2. Condiciones de Funcionamiento y Sistemas de Seguridad.
3. Caracterización Mecánica de La Unidad y Mesa de Tratamiento.
4. Parámetros Geométricos del Haz de Radiación.
5. Energía del Haz en Fotones. Características Espectrales.
6. Energía del Haz en Electrones. Características Espectrales.
7. Caracterización Dosimétrica del Campo de Radiación.
8. Sistema Monitor de Dosis.
9. Elementos Modificadores del Haz de Radiación.
10. Sistemas de Colimación Multiláminas.

11. Caracterización de los Sistemas Electrónicos de Imagen Portal.

12. Apéndices.

El documento elaborado, *Control de Calidad en Aceleradores Lineales de Uso Médico*, se presentó en la web de la SEFM, en fase de borrador, durante los pasados meses de abril y mayo. Desde la presentación del mismo, el grupo ha estado recibiendo distintos comentarios e interesantes aportaciones sobre el contenido del mismo.

Los miembros del grupo de trabajo, receptivos a las aportaciones de los compañeros, que sin duda han contribuido a enriquecer y mejorar los contenidos del documento, hemos estudiado los comentarios recibidos, y en estos momentos se están terminando de incorporar las modificaciones aceptadas. Si no existen contratiempos, esperamos enviar antes de final de año el documento definitivo a la Comisión Científica de la SEFM, paso previo a su publicación.

El grupo de profesionales que hemos participado en la elaboración del documento, aprovechamos esta oportunidad que nos brinda la Revista Física Médica, para agradecer todas las aportaciones, críticas, comentarios y por qué no decirlo, el apoyo y reconocimiento al trabajo realizado, que hemos recibido de los compañeros.

3. Introducción a los procedimientos de control de calidad en radiología digital (Santiago Miquélez Alonso)

A mediados de 2005 y ante el incremento del número de equipos que empleaban soporte digital para la obtención de imagen para diagnóstico médico, la Junta Directiva de la SEFM, nos propuso la elaboración de un texto que tratara sobre el funcionamiento de las modalidades de imagen digital y del control de calidad de dichos equipos. La intención no era, ni lo es a día de hoy, la de elaborar un protocolo de control de calidad de los equipos de radiología digital, se trataba de escribir un compendio sobre la situación de la tecnología, las métricas que definen la calidad de imagen y los procedimientos empleados en el control de calidad de los distintos procesos que permiten la obtención de la imagen digital.

Tras la definición de los objetivos, se procedió a crear el grupo de trabajo y a repartir los distintos capítulos en que se dividió el texto, entre todos aquellos que se prestaron a colaborar en la elaboración del mismo. El guión definitivo y los responsables de cada uno de los capítulos son:

Prefacio	S.Miquélez
1.- Fundamentos de la radiología digital	J.A. Miñano
2.- Métricas que definen la calidad de imagen	Manuel Buades
3.- Procesado de la imagen digital	Ricardo Torres
4.- Monitores e impresoras	Miguel Peinado
5.- Conectividad DICOM	J.I. Jimenez
6.- Gestión integral de la imagen	Julio Almansa

7.- Dosimetría de pacientes	Marisa España
8.- Control de calidad en C.R.	Carlos Otero
9.- Control de calidad en paneles planos	Juan José Morant
10.- Control de calidad en sistemas de visualización	H. Roehrig y E. Samei
Apéndice I. Visores DICOM	J. Almansa y C. Otero

El método de trabajo ha consistido en: elaboración de los capítulos, lectura colectiva de los mismos para comentarios y correcciones para establecer la versión definitiva del documento. Periódicamente, y en función de las necesidades del momento, se han realizado reuniones de trabajo en los locales de la sede que la SEFM posee en la calle Capitán Haya de Madrid.

En estos momentos la mayor parte de los capítulos se ha dado por terminada. Se espera la entrega del capítulo dedicado a control de calidad de los sistemas de visualización. Los autores de los capítulos han solicitado poder modificar parte de los mismos para tener en cuenta los últimos avances tecnológicos y definiciones de estándares que se han producido.

Esperamos poder dar por concluida la tarea a mediados del próximo año deseando que el trabajo realizado sea de utilidad para todos.

Una vez alcanzado el objetivo del grupo de trabajo quedará, en cualquier caso, abierta la posibilidad de crear uno nuevo, para acometer la tarea de elaborar o reescribir los apartados dedicados a radiología digital y a monitores e impresoras del protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico, para ajustar los contenidos de los mismos al conocimiento y a los equipos actuales.

4. Radioterapia guiada por la imagen (M. Cruz Lizuain Arroyo)

El grupo de IGRT se constituyó en el verano de 2006, y en noviembre se mantuvo la primera reunión en el Institut Català d'Oncologia (Barcelona) con el fin de conocer, intercambiar ideas y proponer unas líneas de trabajo. En ese momento se contaba con 6 componentes que habían manifestado su interés en trabajar en el tema de IGRT. Posteriormente el grupo se ha ampliado en tres personas más, a petición de las mismas.

En esta primera reunión, se comentó la bibliografía disponible, así como algunas presentaciones preparadas por los componentes del grupo. Se propuso un reparto de temas de trabajo en función de la experiencia de cada uno.

Se consideró que el contenido de un documento sobre IGRT debería incluir por un lado la descripción de los equipos y sistemas dedicados a la IGRT así como el desarrollo de los procedimientos de control de calidad de estos equipos, y por otro, la gestión y tratamiento de las incertidumbres y errores en el tratamiento. Se propuso presentar un primer documento en el Congreso de la SEFM en Granada.

La mayor parte de los componentes del grupo han estado pendientes de la instalación de los nuevos aceleradores lineales dotados de accesorios específicos para la IGRT para poder desarrollar la primera parte del trabajo (la descripción de estos equipos). Como es habitual, y por distintos motivos, no se han cumplido los calendarios previstos y lógicamente esto ha supuesto un pequeño retraso en nuestro trabajo.

El esquema de documento sobre el que se está trabajando, y que se presentó en el Congreso de Granada es el siguiente:

0. Introducción.
1. Descripción de los equipos dedicados a IGRT.
 - 1.1. Equipos electrónicos para la obtención de imágenes portales (EPID).
 - 1.2. Equipos para la obtención de imágenes de centraje en tiempo real mediante RX 2D y 3D (radiografías y TC).
 - 1.3. Equipos de centraje mediante infrarrojos.
 - 1.4. Equipos de centraje mediante ultrasonidos.
2. Elaboración de procedimientos de garantía de calidad de los equipos y del software asociado: Pruebas de aceptación, estado de referencia inicial y control de calidad periódico.
3. Gestión de incertidumbres y errores geométricos en el tratamiento.
4. Referencias y Bibliografía.

5. Dosis absorbida por radiofármacos (Raquel Barquero Sanz)

1. Reunión en el Ramón y Cajal de Natividad Ferrer y Raquel Barquero el 17 de noviembre de 2006 con Leonel Torres, compañero cubano y experto internacional en dosimetría de Medicina Nuclear (MN). El motivo de la reunión fue el intercambio de novedades en el mundo de la dosimetría en MN, ya que Leonel pasó a visitarnos tras asistir en Viena como ponente al "International Conference on Quality Assurance and New Techniques in Radiation Medicine", 13 - 15 noviembre, Viena, Austria, organizado por la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA) y donde el grupo de compañeros de la autoridad reguladora argentina G.M. Deluca, A.M. Rojo, M. Cabrerías y A.M. Fadel presentaron "Evaluation of Red Marrow Absorbed Dose in Patients Treated With I-131 for Differentiated Thyroid Cancer". En el mismo evento el Dr. M. Stabin de la Universidad de Nashville TN USA presentó: "Patient-Specific internal dose assessment: methods, models, associated uncertainties".
2. La reunión de Madrid fue muy fructífera sirviendo de alicata y empezando a perfilarse el borrador de procedimiento pendiente y más urgente en nuestro país: "Dosimetría y aspectos relacionados

en tratamientos con I-131 de cáncer diferenciado de tiroides (CDT) utilizando medidas externas al paciente".

3. En paralelo y utilizando medidas externas de pacientes recogidas en la habitación de tratamientos de carcinoma tiroideo en el Hospital Clínico Universitario de Valladolid, en el Ramón y Cajal de Madrid y en la Fundación Jiménez Díaz de Madrid, se elaboró y se envió al "Health Physics Journal" en el mes de mayo de 2007 la publicación "Correlation between external exposure and activity of patients undergoing I-131 thyroid cancer therapy", autores: R. Barquero, F. Basurto, H.R. Vega-Carrillo, P. Íñiguez, N. Ferrer, R. Esteban, que está ya aceptado y en proceso de revisión, donde se desarrolla un procedimiento para la obtención de parámetros bio-cinéticos en dichos tratamientos usando exclusivamente medidas de exposición externa (como se sabe la gamacámara no puede utilizarse para cuantificar actividades en terapia).
4. En nuestro Congreso de Granada en mayo, también se presentó un trabajo sobre el mismo asunto "Evolución temporal de la actividad en cuerpo, tiroides y orina de pacientes sometidos a CDT con I-131", autores: R. Barquero, N. Ferrer, J.M^a. Sastre, H. R. Vega-Carrillo, L. Torres, M.A. Coca, F. Basurto.
5. También en nuestro congreso de mayo en Granada se mantuvo una reunión interna del grupo a la que asistieron: Javier Luis Simón, Natividad Ferrer y Raquel Barquero. El resto de miembros o no fue al Congreso o no pudo asistir a la reunión en la Facultad de Ciencias la tarde del día 23, en la que discutimos la puesta en marcha del procedimiento basado en medidas externas en algunos de los hospitales en los que trabajan los miembros del grupo.
6. El día 25 de mayo, también en el congreso de Granada, hubo una sesión abierta a toda la SEFM dedicada a la dosimetría en MN, en la que algunos socios manifestaron su decepción por el retraso en la puesta a punto de procedimientos de dosimetría en MN, y la necesidad urgente de los mismos en sus respectivos hospitales. Allí adquirimos el com-

promiso de presentar el procedimiento de dosimetría en terapia de carcinoma tiroideo con I-131 antes de finalizar 2007. Además dado el interés y el trabajo desarrollado por otros colegas, sobre todo en hipertiroidismo de cuya dosimetría presentaron trabajos en el congreso, se propuso y se aceptó su incorporación inmediata al grupo de trabajo.

7. A lo largo del verano, y uniendo lo desarrollado aquí con lo más reciente publicado internacionalmente sobre la dosimetría de tratamientos de CDT con I-131, se elaboró el borrador mencionado.
8. El día 01 de octubre de 2007 se convocó al grupo de trabajo para presentar el mismo a los miembros del grupo, que por otra parte se remodela según lo expuesto.
9. A día de hoy el borrador está redactado y la fase de comentarios de mejora y debate entre los miembros del grupo está en su cenit. Se están discutiendo los términos finales de redacción del mismo y espero poder presentarlo para comentarios en nuestra página web en el transcurso del próximo mes de diciembre.
10. El siguiente procedimiento a abordar y en el que ya se está trabajando será el de dosimetría en tratamientos de hipertiroidismo con I-131.

6. Mamografía digital (Margarita Chevalier del Río)

Durante el presente año la actividad del Grupo de Mamografía Digital se ha centrado en la preparación de la versión definitiva del "Protocolo de Control de Calidad de los Sistemas Digitales Mamográficos". El borrador del protocolo estuvo colgado en la página web de la SEFM durante los tres primeros meses del año para que los socios tuvieran la oportunidad de revisarlo y presentar sus propuestas de modificación. Paralelamente, el borrador se envió a las casas fabricantes de los sistemas mamográficos con las que se han mantenido varias reuniones de discusión. Todas las propuestas de cambio y correcciones fueron discutidas durante el Congreso de la SEFM celebrado en Granada. Con la edición del protocolo y, de acuerdo con las normas de la Sociedad, el grupo queda cerrado aunque es previsible que a lo largo de este año se vayan colgando en la página web de la SEFM hojas de toma de datos para facilitar la aplicación del protocolo.

Agenda

15th Bioengineering & Imaging Research Opportunities Workshop (BIROW).

Bethesda North Convention Center, Rockville, MD (EEUU), 17-19 enero 2008.

Información: www.birow.org

X Curso Teórico-Práctico sobre Radiobiología Clínica

Granada, 18-22 de febrero de 2008

Organizado por el Departamento de Radiología y Medicina Física de la Universidad de Granada (<http://www.ugr.es/local/dptorad/>) bajo los auspicios de la Sociedad Española de Radioterapia y Oncología, la Asociación Española de Investigación sobre el Cáncer, está dirigido tanto a médicos en formación en las distintas especialidades radiológicas (Oncología Radioterápica, Radiología Diagnóstica, Medicina Nuclear) como a otros profesionales y/o científicos que desarrollen su actividad en el campo de la Oncología.

A Course in Radiotherapy Physics: Treatment Machines, QA, Radiobiology, Brachytherapy and Radiotherapy Imaging.

Sutton (Reino Unido), 4-8 marzo 2008.

Información:
http://www.icr.ac.uk/research/research_sections/physics/2162.shtml

ECR 2008 European Congress of Radiology.

Viena (Austria), 7-11 marzo 2008.

Información: www.myesr.org

ICMP16. The 16th. IOMP Internal Conference on Medical Physics, "Current and Future Sciences in Radiation Medicine".

Dubai (Emiratos Árabes Unidos), 14-16 abril 2008

Información: <http://www.icmpdubai.com>

2008 World Congreso of Brachytherapy.

Boston (EEUU), 4-6 mayo 2008.

Información: www.americanbrachytherapy.org

IMRT and Other Conformal Techniques in Radiotherapy in Practice.

Tubingen (Alemania), 11-15 mayo 2008.

Información: www.estro.be

Working towards safer healthcare delivery, minimising the impact of incidents in radiotherapy.

Dublín (Irlanda), 14-17 mayo 2008.

Información: <http://www.clin.radfys.lu.se/>

Radioecology & Environmental Radioactivity.

Bergen (Noruega), 15-20 junio 2008.

Información: www.radioecology.info

ESTRO 27.

Göteborg (Suecia), 14-18 septiembre 2008.

Información: www.estro.be

European Conference, "Medical physics and engineering. 110 years after the discovery of Polonium and Radium". Jointly with the 14th Congress of the Polish Society of Medical Physics and the EFOMP Council and Officer Meeting.

Cracovia (Polonia), 17-21 septiembre 2008.

Información: <http://mpekrak08.ftj.agh.edu.pl>

12th International Congress of IRPA.

Buenos Aires (Argentina), 19-24 octubre 2008.

Información: www.irpa12.org.ar

Necrológica del Profesor Jesús Soto



El pasado día 22 de noviembre falleció nuestro compañero Jesús Soto, catedrático de Radiología y Medicina Física, y miembro de la SEFM, después de afrontar con gran dignidad y madurez una dura enfermedad.

Jesús se distinguió por su carácter discreto y afable.

Su marcada vocación universitaria y su gran capacidad de trabajo quedan claramente reflejadas en su currículum.

Se licenció en Ciencias Físicas por la Universidad de Valladolid en el año 1973, fue Doctor en Ciencias Físicas por la Universidad de Cantabria en el año 1978 y se diplomó en Ingeniería Ambiental por el Ministerio de Industria y Energía en el año 1979.

Realizó su docencia en la Universidad de Cantabria desde el año en que finalizó su carrera. Impartió docencia de grado en las facultades de Medicina y de Ciencias en asignaturas relacionadas con la Física Médica, efectos de las radiaciones, el funcionamiento de los organismos vivos y el medio ambiente. Impartió, además, docencia de postgrado manteniendo, desde hace más de 12 años, varios cursos de doctorado sobre Radiactividad Ambiental y dirigiendo trabajos fin de carrera, tesinas y tesis doctorales sobre este tema. Ha actuado, en colaboración con la Agencia Española de Cooperación Internacional, como tutor de alumnos de Cuba, Argentina, Brasil y Co-

lombia y ha impartido cursos de postgrado en Cuba y Argentina. El Instituto Superior de Tecnología y Ciencias Aplicadas (InSTEC) de la Habana le nombró, hace unos años, Profesor Emérito.

Desde prácticamente sus comienzos tuvo como tema principal de investigación el estudio del comportamiento de sistemas naturales utilizando trazadores radiactivos. Desde entonces desarrolló más de 40 proyectos de investigación financiados por organismos públicos (U.E., programa nacional I+D, Comunidad de Cantabria, etc.). Estableció convenios para la realización de medidas de radiactividad con distintos organismos: C.S.N., C.S.I.C., distintas empresas privadas.

Publicó varios libros de carácter docente y más de 160 trabajos en revistas científicas de reconocido prestigio; *Nature*, *Environment Internacional*, *Nuclear Instruments and Methods*, *Oncology Reports*, etc. Participó en más de 120 Congresos Nacionales e Internacionales.

Colaboró en temas de investigación con grupos de físicos, geólogos, químicos, médicos y biólogos, tanto de la Universidad de Cantabria como de otras universidades y organismos españoles y extranjeros.

Fue miembro de diferentes comités científicos y de la ANECA y censor de varias revistas. Le fueron concedidos varios premios nacionales e internacionales de investigación.

El recuerdo de su trabajo y amabilidad estará siempre con nosotros. Su timidez le hizo ser un hombre de pocas palabras pero siempre tenía una con la que te expresaba su apoyo y aliento: ¡ANIMO! Para muchos de nosotros, esta palabra fue todo un símbolo, que desgraciadamente, hemos dejado de oír. Descanse en paz.