

Pasó el XVI Congreso Nacional de Física Médica de Granada y el verano y el XI Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica de Tarragona y el X Congreso de la EFOMP y la 9ª Bienal de la ESTRO en Barcelona y el nº 2 de la Revista de Física Médica de 2007 no llegaba a nuestras manos. Finalmente, aunque con cierto retraso, ya estamos de nuevo en circulación. De todos esos eventos ya pasados se publican diferentes reseñas en este número. Cabe señalar que los congresos de la SEFM y de la SEPR, celebrados por separado, van a ser la antesala del próximo congreso conjunto de ambas sociedades de Alicante. Esperamos y deseamos que la experiencia de ese congreso conjunto sea un éxito y nos sirva para avanzar en la colaboración científica y organizativa entre ambas sociedades.

La asamblea de la SEFM celebrada en la sede del congreso de Granada nos ha dado una renovación parcial de la Junta Directiva, en la presidencia y en dos vocalías. De la asamblea y de la renovación se informa en la sección de información de la SEFM. Desde la revista agradecemos el esfuerzo de los miembros salientes y les deseamos acierto y buena suerte a los entrantes. El congreso nos ha dado también trabajos científicos de calidad. Nuestro deseo es que un número importante de ellos sean publicados en la revista. En particular, hay cuatro trabajos que han sido considerados como los mejores por los miembros del Comité Científico del congreso que serán publicados en este y en el próximo número de la revista. En el número actual se incluyen dos de ellos que versan, respectivamente, sobre el diseño de

una cámara PET para animales pequeños y sobre la simulación de tratamientos con radioterapia estereotáxica de tumores pulmonares. Los dos restantes se publicarán en el próximo número de este año. Otra de las aportaciones del congreso fue la sesión dedicada al análisis y perspectivas de la revista. La asistencia relativamente elevada a dicha sesión se corresponde probablemente con el interés de los participantes por la marcha de la revista. Sin embargo tal vez sea necesario encontrar vías que estimulen una participación más activa y un intercambio más directo de información sobre la evolución de la revista. Esperamos cambiar el modelo en las próximas citas.

En el resto de contenidos científicos se incluyen diferentes aproximaciones dosimétricas en radioterapia, una comparación de protocolos para haces clínicos de fotones y un estudio de la contaminación electrónica en la especificación de haces de fotones.

Finalmente, consideramos importante reseñar aquí que el comité de editores de revistas de física médica de la Organización Internacional de Física Médica (IOMP) continúa sus actividades. Los temas tratados en los últimos meses están relacionados con las implicaciones éticas de las investigaciones en la que se incluyen voluntarios humanos y con los problemas asociados con las diferentes variedades de plagio y autoplagio en revistas científicas. Sobre este tema se está preparando un comentario editorial con contenidos muy similares que aparecerá simultáneamente en todas las revistas. En la nuestra se publicará con toda probabilidad en el próximo número.

Verificación mediante película radiocrómica de algoritmos de cálculo de dosis en inhomogeneidades tipo pulmón para campos pequeños en radioterapia

F. Fayos Ferrer, R. Sánchez Casanueva

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Ruber Internacional. Madrid.

Radiochromic film verification of dose calculation algorithms in lung inhomogeneities for small fields in radiotherapy

Resumen

La dosimetría de campos pequeños en presencia de heterogeneidades, caso habitual en radiocirugía e IMRT, depende para su buen fin de algoritmos que calculen en estas situaciones con suficiente precisión. En este trabajo se comparan los resultados del nuevo algoritmo AAA ("Analytical Anisotropic Algorithm") con 3 algoritmos *pencil beam* (PB) implementados en planificadores comerciales, Batho, EqTAR ("Equivalent TAR") y *path length corrected pencil beam* y con un código Montecarlo (Penelope) en una situación dosimétrica con presencia de heterogeneidades de tipo pulmón. Como sistema de medida se emplearon placas radiocrómicas Gafchromic EBT. Se analizaron curvas de rendimiento en profundidad (PDD), perfiles y distribuciones bidimensionales de dosis para campos de 2x2 y 4x4 cm² y rendimientos para un campo de 10x10 cm². Los resultados obtenidos demuestran que los algoritmos PB con corrección de heterogeneidades sobreestiman la dosis en la zona equivalente a pulmón hasta en un 20% en promedio para campos 2x2 cm² mientras AAA y Penelope obtienen resultados algo mejores con diferencias promedio de -4,5% y -5,4%, respectivamente, para este tamaño de campo. Para campos mayores las diferencias son menores, así como en la zona equivalente a agua. En la comparación de penumbras, únicamente AAA y PENELOPE obtienen resultados con una diferencia menor a 1 mm respecto a la medida. En el análisis de índice gamma, AAA obtiene el mejor resultado frente a los algoritmos PB.

Palabras clave: Campos pequeños. Película radiocrómica. *Analytical anisotropic algorithm*. Inhomogeneidades tipo pulmón.

Abstract

Dosimetry of small and complex fields in presence of heterogeneities, as usual in radiosurgery and IMRT, depends on algorithms that calculate accurately in these situations to get good results. In this work, results of the new algorithm AAA ("Analytical Anisotropic Algorithm") were compared against three commercially available algorithms, Batho, EqTAR ("Equivalent TAR") and path length corrected pencil beam and a Montecarlo code (Penelope) in a situation including a lung equivalent heterogeneity. Radiochromic films, model Gafchromic EBT, were used as reference detector. Beam pdd's, profiles and gamma index for 2x2 and 4x4 cm² fields and pdd for a 10x10 cm² field were analyzed. Results showed that the heterogeneity based correction algorithms overestimated the dose in the lung equivalent part of the phantom with an average deviation of as much as 20% for 2x2 cm² fields while AAA and Penelope got better results with average underestimations of, respectively, -4,5% and -5,4%, for this field size. Results for wider fields and also in the water equivalent part were better. For penumbra comparisons, only AAA and PENELOPE got differences lower than 1 mm, compared to the experimental results. AAA got better results in the gamma index test than the correction based algorithms.

Key words: Small fields. Radiochromic film. Analytical anisotropic algorithm. Lung inhomogeneities.

Introducción y Objetivos

En los sistemas de planificación dosimétrica habitualmente empleados en radioterapia, cada vez más frecuentemente, se implementan algoritmos de convolución-su-

Correspondencia: F. Fayos Ferrer. Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Ruber Internacional. La Masó 38. Mirasierra. 28034 Madrid.

Fecha de recepción: 14-3-2007

Fecha de aceptación: 25-6-2007

perposición con *kernels* generados por simulación Montecarlo que consiguen modelar de un modo más exacto la interacción de la radiación al atravesar medios de densidad diferente al agua^{1,2}. Estos medios se encuentran de manera natural en el cuerpo humano, tanto los de baja densidad relativa (pulmón, cavidad oral,...) como los de alta densidad (huesos). De este modo, los algoritmos de cálculo para fotones que convolucionan un *kernel* invariante de tipo *pencil beam* derivado de medidas realizadas en agua, se van viendo sustituidos progresivamente por ser menos precisos. Una modelización completa de todas las interacciones de las partículas ionizantes, tanto con los diversos componentes de la cabeza de un acelerador como con el medio a irradiar, únicamente es posible haciendo uso de los algoritmos Montecarlo^{3,4} que han sido implementados incluso en algún sistema comercial⁵.

No obstante, y aun cuando en la bibliografía se encuentran referencias que corroboran la superioridad de los algoritmos de convolución-superposición^{6,7} frente a los de tipo *pencil beam* lo cierto es que los fabricantes siguen incluyendo estos últimos en sus sistemas de planificación. En ocasiones, como una opción más de cálculo y en otras como única alternativa. Los algoritmos de *pencil beam* suelen incorporar correcciones que modelan con diversos niveles de aproximación la radiación secundaria de fotones y el transporte de electrones en medios no homogéneos¹. De este modo, a día de hoy, se siguen empleando en muchos servicios de radioterapia algoritmos no óptimos para el cálculo en situaciones con presencia de heterogeneidades.

Técnicas radioterápicas como la IMRT y la radiocirugía conllevan el uso de pequeños tamaños de campo. Con estos tamaños se llega a presentar una falta de equilibrio electrónico lateral como consecuencia de que el recorrido libre medio de las partículas secundarias creadas por la interacción de la radiación primaria es comparable o superior a las dimensiones laterales de los campos. Este efecto es especialmente patente en presencia de heterogeneidades de baja densidad relativa en las que los electrones secundarios generados tienen un mayor alcance.

El objetivo principal de este trabajo es verificar el desempeño de un nuevo algoritmo, AAA ("*Analytical Anisotropic Algorithm*"), incluido en los de tipo de convolución-superposición. Este algoritmo fue implementado por primera vez en un sistema comercial, Eclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA), en el año 2005. En el presente trabajo se estudiaron los resultados del algoritmo AAA en una situación en que se conjugan la presencia de campos pequeños y heterogeneidades de baja densidad relativa (tipo pulmón). Se empleó como detector película radiocrómica y se extrajo la información de la misma mediante un procedimiento que combina, con criterios estadísticos asociados a la incertidumbre experimental, la información contenida en los canales verde y rojo, a diferencia de lo que sucede en la mayor parte de

las publicaciones en que sólo se trabaja con uno de los canales, generalmente el rojo. Los resultados se compararon con los de otros investigadores que analizaron el comportamiento del algoritmo AAA en una situación experimental similar a la aquí presentada así como con los datos obtenidos mediante una simulación con un código Montecarlo. Para describir las mejoras aportadas por el algoritmo AAA, se compararon también sus cálculos con los de otros 3 algoritmos comerciales de tipo *pencil beam*, con diferentes correcciones de inhomogeneidades.

Material y métodos

a) Equipo de radiación

Se empleó el haz de energía nominal 6 MV ($TPR_{10}^{20} = 0,666$) de un acelerador Clinac 600 C/D (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). Ésta es la única energía con que cuenta este acelerador que se emplea en nuestra Institución para la aplicación de técnicas especiales como son IMRT y radiocirugía estereotáxica.

b) Algoritmos de cálculo

El algoritmo objeto del presente estudio, AAA (versión 7.5.18), fue desarrollado por Varian Medical Systems a partir del trabajo inicial de Ulmer y Harder^{8,9}. Se trata de un algoritmo de tipo convolución-superposición y desde su aparición diversos estudios se han realizado para verificar su comportamiento tanto en un medio equivalente a agua¹⁰ como en presencia de heterogeneidades¹¹⁻¹⁴. El algoritmo AAA surge en un intento de mejorar los resultados del algoritmo *Pencil Beam* (PB) sobre todo en lo que respecta al cálculo en presencia de heterogeneidades. Es por ello que en el presente trabajo se incluyen también, a modo de comparación, los resultados de los algoritmos PB incluidos en dos planificadores comerciales, Eclipse versión 7.3.10 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) y Brainscan versión 5.31 (BrainLAB, Feldkirchen, Alemania). En el primero de ellos, se cuenta con un algoritmo PB con dos tipos de corrección por heterogeneidad, Batho y EqTAR. Del planificador de BrainLAB, que se emplea en los cálculos para tratamientos de radiocirugía, se extrajeron los cálculos del algoritmo de *pencil beam* (PB Brainscan) que implementa una corrección de heterogeneidades considerando espesores equivalentes ("*path-length correction*").

Se realizaron cálculos y verificaciones experimentales para 2 tamaños de campo pequeños, 2x2 y 4x4 cm² y adicionalmente para un tamaño de campo de 10x10 cm². Los campos se irradiaron sobre un maniquí compuesto de 5 cm de espesor de plástico RW3, *white polystyrene* (PTW, Freiburg, Alemania), más 12 cm de corcho y finalmente 8 cm adicionales de plástico RW3 (fig. 1). Se utilizó corcho como material sustitutivo del pulmón. El

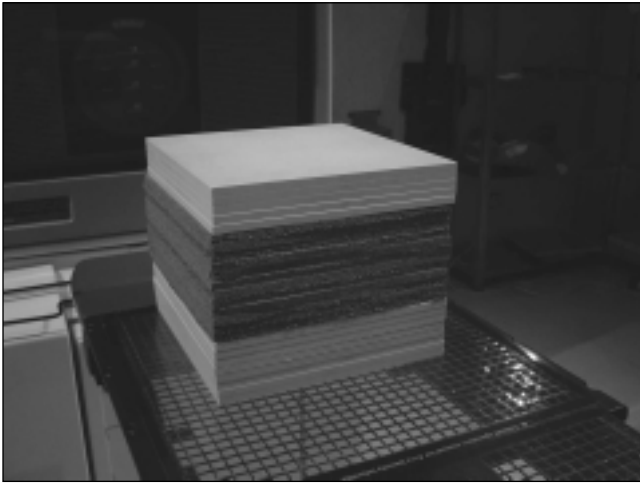


Fig. 1. Maniquí de plástico RW3 y corcho utilizado para las medidas. Consta de láminas de 30x30 cm² de área y 1 cm de espesor. Se apilaron 5 láminas de RW3, 12 láminas de corcho y otras 8 láminas de RW3.

peso de cada lámina se determinó con una balanza de precisión y su volumen mediante el producto de las dimensiones lineales. La densidad media que se estableció fue de $0,24 \pm 0,01$ g/cm³ (factor de cobertura $k=2$). Esta densidad está muy próxima a la que el documento ICRU 44¹⁵ asigna al pulmón en inspiración ($0,258$ g/cm³). Los espesores se consiguieron a base de láminas que para ambos materiales tienen un área de 30x30 cm² y un espesor de 1 cm. En todos los casos se empleó una distancia fuente superficie (DFS) de 100 cm. Para los tamaños de campo de 2x2 y 4x4 cm² se calcularon con cada algoritmo curvas de rendimiento en profundidad (PDD) y se obtuvieron perfiles y mapas de dosis a varias profundidades: 3, 5, 11, 17 y 22 cm. Las medidas a 5 y 17 cm corresponden a las interfases RW3-corcho, la de 11 cm a la zona central del corcho y las otras dos corresponden a la zona central de los espesores de RW3. Para el tamaño de campo de 10x10 cm² únicamente se realizaron verificaciones para PDD.

Las medidas necesarias para configurar los algoritmos de cálculo de ambos planificadores y su posterior chequeo se realizaron haciendo uso de un maniquí de agua *Blue Phantom* (Scanditronix-Wellhöfer, Schwarzenbruck, Alemania). Los perfiles se obtuvieron con una cámara cilíndrica modelo IC15 (Scanditronix-Wellhöfer) de volumen 0,125 cm³, salvo para el caso del campo 2x2 cm² para el cual empleamos un diodo semiconductor modelo SFD (Scanditronix-Wellhöfer) de 0,6 mm de área activa. Para la medida de PDDs se empleó una cámara plana modelo PPC40 (Scanditronix-Wellhöfer) de volumen 0,4 cm³ para tamaños de campo iguales o superiores a 6x6 cm² y una cámara "pinpoint" modelo CC01 (Scanditronix-Wellhöfer) de 0,01 cm³ para tamaños menores. Las verificaciones dosimétricas posteriores a la configuración de cada algoritmo se realizaron según los procedimientos habituales en nuestro Servicio y que si-

guen las tolerancias especificadas en diferentes publicaciones^{16,17}. De esta manera se comprobó que en un medio homogéneo (agua) los algoritmos se comportaban dentro de las tolerancias aceptadas.

Con el fin de realizar los cálculos necesarios en los planificadores, se efectuó un estudio CT del maniquí de RW3 y corcho. La unidad CT empleada fue un *General Electric Light Speed 16*. El conjunto de imágenes obtenidas se transmitió mediante protocolo DICOM a ambos planificadores. El espaciado entre cortes fue de 1 cm, aunque una vez en el planificador las imágenes se interpolaron para obtener un espaciado entre cortes de 2 mm. Los valores de densidad electrónica, tanto de plástico RW3 como del corcho, se obtuvieron a partir de los números Hounsfield obtenidos en el estudio CT haciendo uso de la curva de calibración incluida en el sistema de planificación. A continuación, se realizaron planificaciones para los 3 tamaños de campo estudiados con DFS = 100 cm y las distribuciones de dosis obtenidas, PDDs y perfiles, se exportaron haciendo uso de las utilidades de los sistemas de planificación. La matriz de cálculo empleada en Eclipse tenía un tamaño de vóxel de 2,0 mm de arista para el algoritmo AAA y de 1,25 mm para Batho y EqTAR, que son las mayores resoluciones que permite el sistema. En Brainscan utilizamos un tamaño de rejilla de 1,5 mm.

Los códigos Montecarlo se han convertido en una herramienta muy útil y utilizada por diversos autores para la comparación y verificación de los cálculos de otros algoritmos^{12,18}. El código Montecarlo que empleamos para este trabajo fue la versión 2006 de Penelope⁴. El fabricante del acelerador, Varian Medical Systems, proporcionó, bajo contrato de confidencialidad, los esquemas necesarios para modelar la cabeza del acelerador, incluyendo los materiales que componen cada una de las partes de la misma. Se siguió un proceso iterativo, mediante sucesivos ensayos de prueba y error, para hacer coincidir los cálculos de Penelope en agua con las medidas obtenidas mediante el maniquí motorizado *Blue Phantom*. La sistemática en la elección de los parámetros iniciales y en las sucesivas iteraciones del haz de electrones, básicamente energía media, dispersión energética y espacial se basó en las indicaciones referidas en la bibliografía^{3,19}. Para afinar los parámetros del haz inicial de electrones, se emplearon la curva de rendimiento en profundidad de un campo 10x10 cm² con DFS=100 cm y los perfiles en sentidos transversal y longitudinal de un campo 35x35 cm² a la misma DFS y a dos profundidades, la del máximo y 5 cm en agua. Consideramos finalizado el proceso de ajuste cuando el PDD calculado por PENELOPE coincidía con el resultado de la medida en todos los puntos de la curva con una tolerancia de un 1% en dosis y 1 mm en distancia, mientras que para los perfiles se utilizó un criterio de un 2% y 1 mm, respectivamente. Estos criterios coinciden con los aplicados en el proceso de verificación y aceptación de los algoritmos del sistema de

planificación. El haz inicial de electrones quedó caracterizado con una distribución energética de forma gaussiana con energía media 6,05 MeV y una desviación típica $\sigma = 0,10$ MeV. La dispersión espacial, en el plano perpendicular al avance del haz de electrones, se modelizó mediante una distribución gaussiana centrada en el eje del campo y con $\sigma = 1,5$ mm.

Una vez optimizados los parámetros iniciales del haz de electrones, se realizaron simulaciones adicionales para obtener un espacio de fases de las partículas primarias a la salida del colimador primario del acelerador, a 20 cm del blanco. Las simulaciones se realizaron empleando dos procesadores Pentium 4 de doble núcleo. Este espacio de fases sirvió luego como punto de partida para realizar los cálculos para este trabajo y permitió reducir el tiempo de cómputo total, al no tener que transportar en cada simulación las partículas primarias a través de toda la geometría del acelerador. Haciendo uso de las rutinas contenidas en el paquete PENELOPE, se modelizaron los colimadores secundarios con el tamaño apropiado en cada caso y también el maniquí de láminas a DFS = 100 cm. A continuación, se realizaron simulaciones para obtener los PDDs y perfiles para cada tamaño de campo. La resolución espacial empleada para el cálculo de los PDDs y perfiles de dosis fue de 5 y 2 mm, respectivamente.

Es conveniente considerar que el detector empleado, la película radiocrómica, se calibró para medir la dosis en agua y se empleó como referencia frente a quien contrastar los resultados proporcionados por los distintos algoritmos. Cuando medimos en un medio equivalente a pulmón lo que obtenemos es la dosis a un pequeño volumen de agua rodeado por pulmón. Sin embargo, PENELOPE calcula la dosis en el medio considerado, en este caso pulmón. Así pues, para comparar los resultados experimentales con la simulación habrá que convertir los resultados de esta última a dosis en agua, siguiendo lo indicado por Siebers y cols²⁰. Esto se realiza utilizando la expresión

$$D_w = D_{\text{pulmón}} \cdot s_{w,\text{pulmón}} \quad (1)$$

donde D_w y $D_{\text{pulmón}}$ son las dosis en agua y pulmón, respectivamente, y $s_{w,\text{pulmón}}$ es la razón de poderes de frenado agua-pulmón. Para la energía de 6 MV, Siebers y cols. tabulan un valor de $s_{w,\text{pulmón}} = 0,999$.

c) Detector de referencia: película radiocrómica

Como se ha dicho más arriba, para la verificación experimental de los resultados proporcionados por los algoritmos de cálculo se escogió un sistema de medida mediante película radiocrómica²¹. El tipo de película empleado fue GafchromicTM EBT (International Specialty Products, NJ, USA). Los lotes de películas empleados correspondían a los números de serie 35076-002A1 y 36306-0011.

La película radiocrómica presenta varias ventajas frente a la radiográfica como su escasa dependencia con la energía del haz^{22,23}, con la tasa de dosis empleada²¹ y que no precisa de revelado. Al igual que la película radiográfica, presenta una excelente resolución espacial que la hace muy adecuada para la medida de penumbras²⁴. No obstante, también puede presentar problemas en su procesado y al realizar la digitalización de las placas mediante un escáner de sobremesa puede introducirse una distorsión en los valores de densidad óptica (DO) debido a la dispersión de la luz de la lámpara del escáner en la película y también debido a la propia falta de uniformidad de la luz^{25,26}. Todo esto provoca una pérdida de uniformidad en la película digitalizada. Pueden también obtenerse diferentes lecturas en el proceso de digitalización de las placas si no se usa siempre la misma orientación de las mismas en el soporte del escáner y también debido al aumento de temperatura derivado de prolongados y sucesivos escaneos que hacen variar las medidas de DO ²⁶.

Se siguió el procedimiento indicado por Devic *et al*²⁷ para el análisis de la información proporcionada por la película radiocrómica en lo referente al ajuste de la curva de calibración para los canales verde y rojo, así como para el cálculo de incertidumbres. En la referencia citada se pueden obtener los detalles del procedimiento, si bien, cabe señalar que respecto a este autor utilizamos un número menor de placas a costa de un ligero aumento de la incertidumbre asociada a los resultados.

Para obtener una curva de calibración Dosis(Gy)- DO de la película radiocrómica recortamos pequeñas piezas de $2,5 \times 2,5$ cm² y se colocaron en un maniquí de láminas de plástico RW3 a una DFS = 100 cm y una profundidad de 10 cm centradas en el eje del campo. Se irradiaron las placas, con un tamaño de campo de 10×10 cm², a los siguientes valores nominales de dosis en Gy: 0; 0,245; 0,496; 1,0; 1,5; 2; 3; 4; 5; 6 y 7 Gy. Estas dosis se determinaron mediante una cámara de ionización tipo Farmer Scanditronix-Wellhöfer IC-70 a la cual se había realizado previamente una calibración cruzada agua-RW3. Cada jornada de medida, y para cada nivel de dosis, se repitieron las medidas 3 veces. En cada sesión de medidas se corrigió por el estado de la dosis de referencia del acelerador para ese día.

Tras irradiar las películas se dejó transcurrir un tiempo superior a las 6 horas²⁸ antes de su digitalización, para lo que se empleó un escáner plano Microtek ScanMaker i900 (Microtek International Inc) junto con el software Microtek ScanWizard Pro versión 7.00 utilizando la opción de escaneado en modo transparencia. Se colocó cada placa en la zona central del escáner, para minimizar el efecto de la falta de uniformidad de la luz del mismo²⁶, y se digitalizó cada una de ellas tres veces con una resolución de 0,0085 cm por píxel (300 ppp) con una profundidad de color de 48 bits y anulando todas las opciones de corrección automática y mejora de la imagen. Las imágenes se almacenaron en formato Tiff (*Tag Image File*

Format) sin compresión usando el programa Adobe Photoshop CS 8.01 (Adobe Systems Incorporated). Desde el entorno de este software se procedió a filtrar el ruido de las imágenes usando un filtro de mediana de radio 2 píxeles (aproximadamente, 0,2 mm) y se separaron los canales verde, rojo y azul, desechando el último de ellos.

Para cada uno de los dos canales restantes, se analizó una región cuadrada de $1 \times 1 \text{ mm}^2$ en el centro de cada imagen y mediante las herramientas del citado software se extrajeron para cada una de las placas los valores de intensidad correspondientes a cada nivel de dosis. Se escaneó también una imagen correspondiente a transmisión nula (obtenida a partir de cinco cuadrados superpuestos de película radiográfica Kodak X-Omat-V que previamente habían sido expuestos a la luz ambiente y revelados). El valor correspondiente a transmisión nula permite corregir el valor de la DO y obtener un valor de DO neta. Las expresiones detalladas para el ajuste de la curva de dosis (Gy), D_{ajuste} , frente a DO_{neta} así como del análisis de incertidumbres de los resultados obtenidos pueden encontrarse en la referencia de Devic et al²⁷. Baste decir que la expresión utilizada para el ajuste de la curva $D_{ajuste} - DO_{neta}$ corresponde a la siguiente forma analítica:

$$D_{ajuste} = b \cdot DO_{neta} + c \cdot DO_{neta}^n \quad (2)$$

que fue ajustada mediante un método de mínimos cuadrados en una rutina implementada por los autores en el entorno del software Mathcad 7 (Mathsoft Engineering & Education Inc., Massachussets, USA).

A continuación, se irradiaron placas en el maniquí de cada uno de los campos estudiados para la determinación de PDDs, perfiles y mapas de dosis. En el caso de la determinación de los PDD se irradiaron placas de tamaño $2 \times 2 \text{ cm}^2$ a varias profundidades. Para la determinación de perfiles y mapas de dosis, se cortaron películas de tamaño $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y $7 \times 7 \text{ cm}^2$ para ser irradiadas, a las mismas profundidades en que se realizaron los cálculos de los

planificadores, es decir 3, 5, 11, 17 y 22 cm, con tamaños de campo de 2×2 y $4 \times 4 \text{ cm}^2$, respectivamente. Para el campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, únicamente se midieron rendimientos. Las placas para el cálculo de rendimientos se radiaron con 400 UM y el resto con 500 UM (equivalentes a 424 y 530 cGy, respectivamente, a la profundidad del máximo de un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$). Todas las placas se expusieron centradas en el eje y se alinearon respecto a los ejes del campo con ayuda de pequeñas marcas realizadas con rotulador en sus bordes. Cada medida se repitió entre tres y cinco veces para disminuir la incertidumbre estadística. Para su digitalización y procesado se actuó del mismo modo que para las placas de calibración.

El análisis de los valores de transmisión en el eje, necesario para calcular los rendimientos, se realizó con el software Photoshop CS 8.01 tomando una región cuadrada en el centro de la imagen de $1 \times 1 \text{ mm}^2$. Los perfiles de intensidad se extrajeron mediante el software ImageJ versión 1.37v (National Institutes of Health, USA) y se convirtieron a perfiles de dosis haciendo uso de las curvas de calibración obtenidas en el paso anterior.

Los perfiles se analizaron para determinar la penumbra de los mismos, que para este trabajo quedó definida como la distancia entre los valores del 80 y el 20% de la dosis en el eje central del campo. Básicamente, se trató de verificar si los algoritmos estudiados son capaces de modelar correctamente el efecto de ensanchamiento de la penumbra al entrar el haz en la zona equivalente a pulmón pero también se estudió si modelaban correctamente la penumbra fuera de esta región. Pequeños tamaños de campo, como los que son objeto del presente estudio, se emplean para radiar lesiones de reducido tamaño, por lo cual una incertidumbre incluso de solo 1 ó 2 mm en el cálculo de la penumbra puede afectar de manera efectiva a la distribución de dosis en los bordes del campo de tratamiento y tener efectos en el control tumoral.

Conviene señalar que para la combinación de la película Gafchromic EBT y escáner Microtek ScanMaker i900 y, tal como queda reflejado en las figs. 2 y 3, cada uno de

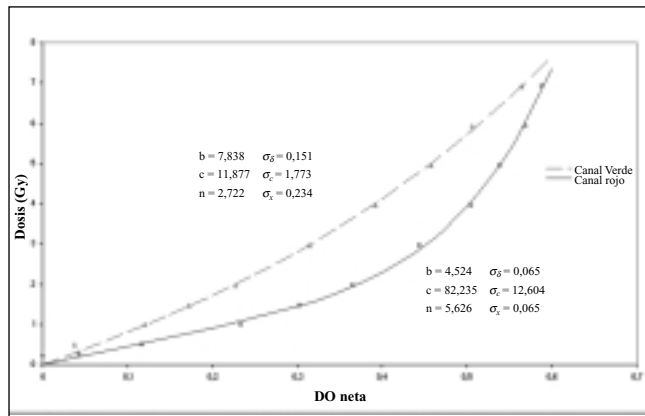


Fig. 2. Curva de calibración de los canales rojo y verde para la película radiocrómica Gafchromic EBT analizada con un escáner Microtek Scanmaker i900.

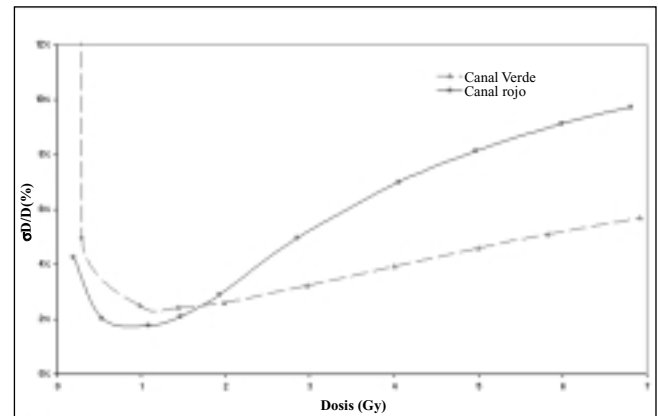


Fig. 3. Incertidumbres relativas asociadas a la medida de dosis en los canales rojo y verde de la película radiocrómica Gafchromic EBT usando el escáner Microtek ScanMaker i900.

los dos canales, rojo y verde, presenta ventajas e inconvenientes. El canal rojo es muy sensible a bajas dosis pero la incertidumbre experimental asociada a este canal aumenta para dosis crecientes y su respuesta se satura a altas dosis. Con el canal verde, por encima de 1,8 Gy, la incertidumbre asociada a la medida es menor que con el canal rojo y se obtiene una buena linealidad de la respuesta con la dosis en todo el rango empleado. Para obtener las curvas experimentales, rendimientos en profundidad y perfiles, se decidió aprovechar la información contenida en ambos canales, optando por calcular la dosis en cada punto de medida tanto con la calibración obtenida para el canal rojo, D_R , como con el canal verde, D_V . La dosis en cada punto de medida con coordenadas (x,y,z) se obtuvo combinando de manera óptima la información obtenida en cada canal para obtener un resultado con incertidumbre estadística mínima mediante la expresión

$$D(x,y,z) = \frac{\frac{1}{\sigma_R^2} D_R(x,y,z) + \frac{1}{\sigma_V^2} D_V(x,y,z)}{\frac{1}{\sigma_R^2} + \frac{1}{\sigma_V^2}} \quad (3)$$

es decir, pesando la dosis medida en los canales rojo y verde, D_R y D_V , respectivamente, de acuerdo con el inverso de su varianza, σ_R^2 y σ_V^2 . De este modo se aprovecha la información de la incertidumbre asociada a la medida en cada canal para pesar proporcionalmente en cada punto del campo la información que aportan el canal rojo y el verde. Se evita así, como sucede en muchos casos en la bibliografía, el tener que desechar uno de los dos canales. En el caso de los perfiles de dosis, para valores inferiores a 35 cGy para los cuales el canal verde tenía nula sensibilidad, se emplearon únicamente los valores correspondientes al canal rojo. Finalmente, para obtener las curvas de rendimientos en profundidad, se normalizaron los valores de dosis al valor medido en el eje a 3 cm de profundidad, y los perfiles de dosis relativa en cada profundidad se normalizaron a la dosis en el eje del campo. En todos los casos, se emplearon las incertidumbres obtenidas en el ajuste de las curvas de calibración para realizar la propagación de errores correspondiente.

Las placas de calibración y las que contenían los mapas de dosis se importaron también desde el software Omnipro-IMRT 1.4 (Scanditronix-Wellhöfer) para ser comparadas con los cálculos de los planificadores en las mismas condiciones. Desde el entorno de este software se realizó un análisis mediante el cálculo de función gamma²⁹ de las placas previamente radiadas. El software empleado no permite separar los canales RGB de la película ni tampoco, obviamente, combinar la información de los canales en el modo descrito en la ecuación 3. De este modo, la calibración y el análisis de las placas se realizó considerando la información de los 3 canales de las placas, azul, verde y rojo, con el mismo peso, combinación que no es óptima desde un punto de vista de la incertidumbre asociada a la medida.

Se realizó también un estudio para comprobar la dependencia de la respuesta del sensor del escáner a la dispersión de la luz en la placa²⁵. Para ello, se irradió un juego de placas de 7x2 cm² a varios niveles de dosis (desde 0 a 6 Gy en intervalos de 1 Gy) centradas en un campo de 10x10 cm² a 10 cm de profundidad en el seno de un maniquí de agua sólida. Se realizaron medidas alineando las placas paralelamente al avance de la lámpara del escáner. Tras extraer los perfiles de intensidad de las placas, en la dirección del eje mayor de las mismas, se convirtieron los datos obtenidos a dosis. Seguidamente, se compararon los perfiles (*OAR*, "Off Axis Ratios") obtenidos en los canales rojo y verde frente a los obtenidos con una cámara Scanditronix Wellhöfer IC15 en un maniquí de agua en las mismas condiciones mediante el cálculo del cociente $OAR_{Gafchromic}(D,r) / OAR_{IC15}(r)$. De este modo, y si fuera necesario, se corregirían los datos obtenidos al escanear las placas tanto por la dosis, D , como por la distancia, r , del punto de medida en la placa respecto al centro de la misma.

Resultados y discusión

a) Calibración de la película radiocrómica

En la fig. 2 se representan los resultados típicos de una calibración Dosis frente a DO de la película radiocrómica Gafchromic EBT con el escáner Microtek ScanMaker i900. En la fig. 3 se presentan los resultados del análisis de incertidumbre asociado a la medida en los canales verde y rojo. A la vista de los resultados, se observan varios detalles. La película Gafchromic EBT es más sensible a la radiación a bajas dosis en el canal rojo. De hecho, por debajo de los 35 cGy, la respuesta en el canal verde no se diferencia del velo de la propia película. Con el canal rojo es posible medir dosis inferiores.

Para dosis superiores a los 180 cGy, el canal rojo presenta ya una tendencia rápida a la saturación, y la incertidumbre asociada a la medida se incrementa considerablemente. Sin embargo, el canal verde presenta en todo el rango de medida una respuesta mucho más lineal y una incertidumbre asociada a la medida considerablemente más baja.

b) Dependencia de la respuesta del sensor del escáner a la dispersión de la luz en la placa

El análisis realizado demuestra que, siempre y cuando se use la porción central del escáner para situar la película, no existe una dependencia directa entre la lectura de intensidad de los puntos de la película escaneada y la posición radial que ocupan estos respecto al centro de la placa, a ningún nivel de dosis y para ambos canales. Las placas individuales presentan valores máximos del cociente $OAR_{Gafchromic}(D,r) / OAR_{IC15}(r)$ que se separan en

un $\pm 4\%$ de la unidad, debido probablemente a la falta de uniformidad introducida por el sistema dosimétrico empleado (placa + escáner). Si se promedia un número suficiente de perfiles, 3 o más, el cociente resulta ser, para cualquier posición r , igual a $1,00 \pm 0,02$ ($k=2$) lo cual está dentro de los márgenes de incertidumbre asociados a la calibración de las películas y de acuerdo con lo obtenido por otros autores²⁶. Así pues, no se aplicó a los perfiles obtenidos ninguna corrección por este efecto.

c) Rendimientos en profundidad de los campos analizados

En la fig. 4 se representan, para cada campo estudiado, los rendimientos en profundidad calculados por cada uno de los algoritmos, así como los medidos con la película radiocrómica. Todas las curvas se han normalizado al 100% a una profundidad de 3 cm, y no en el máximo, para evitar que pequeñas incertidumbres estadísticas en esta zona de alto gradiente afecten de manera considerable a las curvas. Para una mayor claridad de la gráfica, únicamente se representan las barras de error ($k=2$) correspondientes al cálculo del código PENELOPE.

Adicionalmente, los valores de dosis absoluta proporcionados por la película Gafchromic EBT fueron contrastados frente a las medidas con una cámara de ionización "pinpoint" Scanditronix-Wellhöfer CC01 de volumen $0,01 \text{ cm}^3$ que colocamos a 3 cm de profundidad en el maniquí. Los valores que se obtuvieron en esta profundidad para los tamaños de campo de 2×2 , 4×4 y $10 \times 10 \text{ cm}^2$, irradiando con 400 UM en todos los casos, fueron de 3,47 Gy, 3,69 Gy y 3,96 Gy con la cámara de ionización y de 3,37 Gy (-2,9%), 3,66 Gy (-0,8%) y 3,84 Gy (-3,0%) con la película radiocrómica, respectivamente. Las incertidumbres ($k=2$) asociadas a estas lecturas son de un 2,5% para la cámara de ionización y de un 3,0% para la película radiocrómica.

El análisis de incertidumbre de los PDDs obtenidos con la película radiocrómica proporciona valores promedio para los datos de las curvas de un $\pm 4\%$ ($k=2$).

En la tabla 1 se presentan los resultados comparativos para todos los algoritmos en cuanto a su desempeño en el cálculo de PDDs en el maniquí empleado. Se proporcionan las diferencias promedio y máximas en las zonas equivalentes a agua y pulmón respecto a la medida. Todas las diferencias porcentuales indicadas en la tabla y en la discusión que sigue se refieren a diferencias locales en las curvas de PDD, es decir:

$$\text{Diferencia} = \frac{PDD_{\text{algoritmo}}(z) - PDD_{\text{experimental}}(z)}{PDD_{\text{experimental}}(z)} \cdot 100\% \quad (4)$$

donde $PDD_{\text{algoritmo}}(z)$ y $PDD_{\text{experimental}}(z)$ se refieren, respectivamente, a los PDD calculados y medidos a la profundidad z .

A la vista de la tabla 1 y de la fig. 4, se hacen patentes varios resultados en relación al algoritmo estudiado, AAA.

En primer lugar, los resultados del algoritmo AAA, para la zona equivalente a agua anterior a la interfase con el corcho, son comparables a los que se obtienen con los algoritmos PB. En este sentido, el algoritmo AAA no supone una mejora respecto a los algoritmos PB. La diferencia de los PDD calculados por AAA, tanto con los resultados de la medida como con los de la simulación

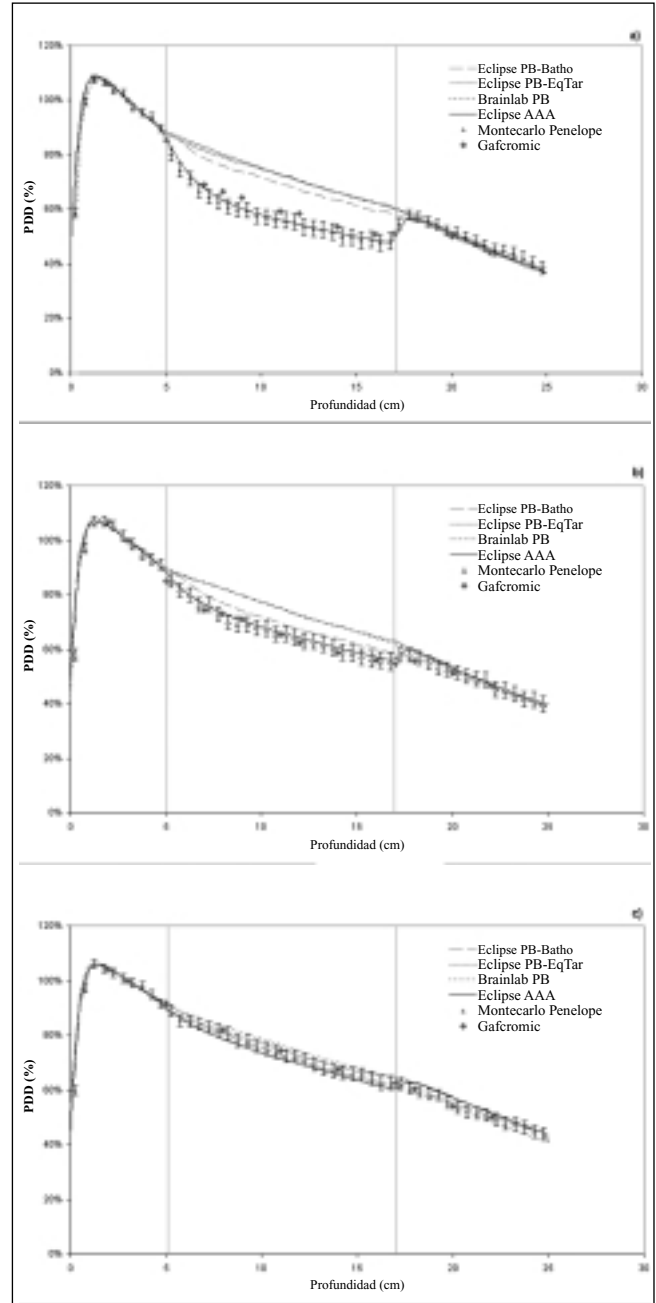


Fig. 4. Rendimientos en profundidad calculados para cada uno de los algoritmos estudiados y medidos con película Gafchromic EBT para los tamaños de campo a) $2 \times 2 \text{ cm}^2$, b) $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y c) $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Se muestran las barras de error, $k=2$, para los cálculos de PENELOPE.

Tabla 1. Diferencias porcentuales de los cálculos de rendimientos en profundidad de los algoritmos analizados respecto a las medidas experimentales con película Gafchromic. Entre paréntesis se indica la desviación típica.

Campo (cm ²)		Algoritmo				
		Batho	EqTAR	Brainscan	AAA	PENELOPE
2x2	Dif. prom. RW3	1,8 (2,4)	2,3 (1,2)	0,4 (0,7)	1,1 (1,0)	1,5 (2,1)
	Dif. máx. RW3	3,8	3,3	1,3	2,3	3,8
	Dif. prom. Corcho	14,9 (2,8)	19,4 (4,4)	19,9 (4,0)	-4,5 (2,3)	-5,4 (2,0)
	Dif. máx. corcho	18,1	24,5	24,4	-7,4	-8,4
4x4	Dif. prom. RW3	1,0 (1,7)	3,0 (3,9)	1,3 (3,6)	2,4 (3,6)	1,3 (1,6)
	Dif. máx. RW3	2,6	7,6	6,0	6,7	3,2
	Dif. prom. Corcho	6,7 (1,5)	13,5 (3,6)	13,4 (3,2)	2,1 (1,6)	1,0 (2,2)
	Dif. máx. corcho	8,9	16,7	17,1	3,7	3,7
10x10	Dif. prom. RW3	0,3 (1,9)	3,4 (2,1)	-0,1 (2,0)	3,4 (2,6)	0,1 (0,8)
	Dif. máx. RW3	2,4	5,8	-3,2	6,4	1,3
	Dif. prom. Corcho	-1,6 (0,6)	0,6 (2,3)	2,0 (2,0)	-3,2 (1,0)	-1,0 (0,5)
	Dif. máx. corcho	2,4	3,7	3,9	-4,2	-1,6

Montecarlo, están por debajo del 1% en esta zona para todos los tamaños de campo. Esto está de acuerdo con lo obtenido por otros autores^{10,12}.

Es fácil ver, en la fig. 4, que las mayores discrepancias en el plástico RW3 se producen en la zona de acumulación ("build-up") situada a la salida del haz de la zona equivalente a pulmón. En esta región, el algoritmo AAA sobreestima la dosis para los tamaños de campo 4x4 y 10x10 cm². Los resultados de este algoritmo no se corresponden con los de la medida en los siguientes centímetros después de la interfase, obteniéndose diferencias promedio de un 4,2% (máximo 7,2%) para el campo 4x4 cm² y de un 4,9% (máximo 7%) para 10x10 cm². Estos resultados confirman lo indicado en la bibliografía^{11,14}. Van Esch et al¹¹ informan, para campos mayores de 5x5 cm², de sobreestimaciones por parte del algoritmo AAA en esta región de hasta un 7% y con diferencias promedio que aumentan al hacerlo el tamaño de campo. De hecho, como puede verse en la tabla 1, AAA obtiene en esta zona peores resultados que uno de los algoritmos PB (PB Batho). Por su parte, PENELOPE resuelve adecuadamente los cálculos en RW3 para todos los tamaños de campo con diferencias promedio respecto a la medida por debajo del 1,5%.

En cuanto a los resultados en el interior del material equivalente a pulmón el algoritmo AAA, salvo para el campo 10x10 cm², mejora los resultados de todos los algoritmos PB con corrección por heterogeneidades (Batho, EqTAR, PB Brainscan), algoritmos que fallan de manera muy notoria en regiones de baja densidad relativa a la hora de predecir la dosis, sobreestimándola. Las diferencias más notorias se dan para el caso del campo 2x2 cm². La falta de equilibrio electrónico lateral no es correctamente modelada o ni siquiera tenida en cuenta por estos algoritmos, dando lugar a diferencias promedio con respecto a la medida en torno al 15-20% para este último tamaño de campo. Todos los resultados obtenidos para el algoritmo PB corroboran los ya extensamente do-

cumentados en la bibliografía^{18,30}. Se puede observar que, para todos los tamaños de campo y dentro de las incertidumbres asociadas a los resultados, el algoritmo AAA reproduce de manera razonable los datos experimentales. La diferencia mayor se produce, de nuevo, en el campo 2x2 cm², para el cual AAA subestima la dosis experimental un promedio de un -4,5% (diferencia máxima -7,4%) si bien obtiene resultados muy similares a PENELOPE, con diferencias respecto a este código por debajo del 1,0% en promedio. Probablemente, la discrepancia entre PENELOPE y la medida con película radiocrómica para este caso (-5,4% en promedio), se deba en parte a un conocimiento sólo aproximado de la composición estequiométrica del corcho empleado, lo cual introduce una incertidumbre en los resultados de este código. De hecho, variando la composición estequiométrica se obtienen variaciones de un 2-3% (k=2) en las curvas de PDD; aún así, teniendo en cuenta la incertidumbre experimental de la película radiocrómica y la incertidumbre estadística de la simulación Montecarlo, el resultado es aceptable y comparable al que obtienen Carrasco et al¹⁸ usando un maniquí de pulmón comercializado por CIRS Inc., Norfolk, USA. Para un tamaño de campo de 4x4 cm², las diferencias promedio en la zona de pulmón respecto a Gafchromic son del 2,1% para AAA y del 1,0% para Penelope con diferencias máximas del 3,7% en ambos casos. Para un tamaño de campo de 10x10 cm² se observa que el algoritmo AAA subestima la dosis en tejido equivalente a pulmón un -3,2% en promedio con una diferencia máxima de -4,2%. A este respecto, Sterpin et al¹² encuentran también ligeras subestimaciones (2-4%) por parte de AAA en el cálculo de la dosis en la zona de corcho para tamaños de campo de 6x6 y 10x10 cm². Por su parte, PENELOPE obtiene para este tamaño de campo una diferencia promedio con la medida en corcho de un -1,0% y una diferencia máxima puntual de un -1,6%. Los resultados, dentro de las incertidumbres experimentales, son comparables a los obtenidos para AAA por otros au-

tores^{11,12}. También Carrasco y cols.¹⁸ obtienen resultados similares para otro algoritmo de convolución-superposición (*Collapsed Cone*, Helax-TMS).

d) Comparación de penumbras

En este punto se han comparado las penumbras calculadas por cada uno de los algoritmos, prestando atención a los resultados de AAA frente al resto. Los dos algoritmos PB con corrección de heterogeneidades implementados en Eclipse, Batho y EqTAR, proporcionan resultados equivalentes para la geometría sencilla empleada, por lo cual sus resultados se analizarán conjuntamente (PB Eclipse).

Como ya se ha comentado, se analizaron los perfiles de dosis relativa a 5 profundidades diferentes. En la fig. 5 se representan para los dos tamaños de campo, 2x2 y 4x4 cm², los perfiles de dosis relativa medidos con la película radiocrómica a varias profundidades. El análisis de incertidumbre aplicado a los perfiles experimentales obtenidos mediante la expresión 3 arroja una incertidumbre promedio de un 4% ($k=2$).

En la tabla 2, se ofrecen los resultados del análisis de la penumbra a cada una de las profundidades empleadas. Las incertidumbres asociadas al cálculo de las penumbras se corresponden con el tamaño de la rejilla de cálculo utilizada para cada algoritmo, indicada en el apartado anterior, y se pueden estimar en 1,8 mm para PB Eclipse, 2,1 mm para PB Brainscan y 2,8 mm para AAA y PENELOPE. Las penumbras experimentales llevan asociada una incertidumbre de 0,2 mm ($k=2$).

En lo que respecta a los algoritmos PB es evidente, a la vista de los datos, que no modelan el ensanchamiento de la penumbra al entrar en la región equivalente a pulmón, así como tampoco la posterior disminución de este parámetro al entrar de nuevo en la zona equivalente a agua. Prácticamente, los valores obtenidos son compatibles con los que se obtendrían en un maniquí compuesto totalmente de agua. En el caso del algoritmo PB de

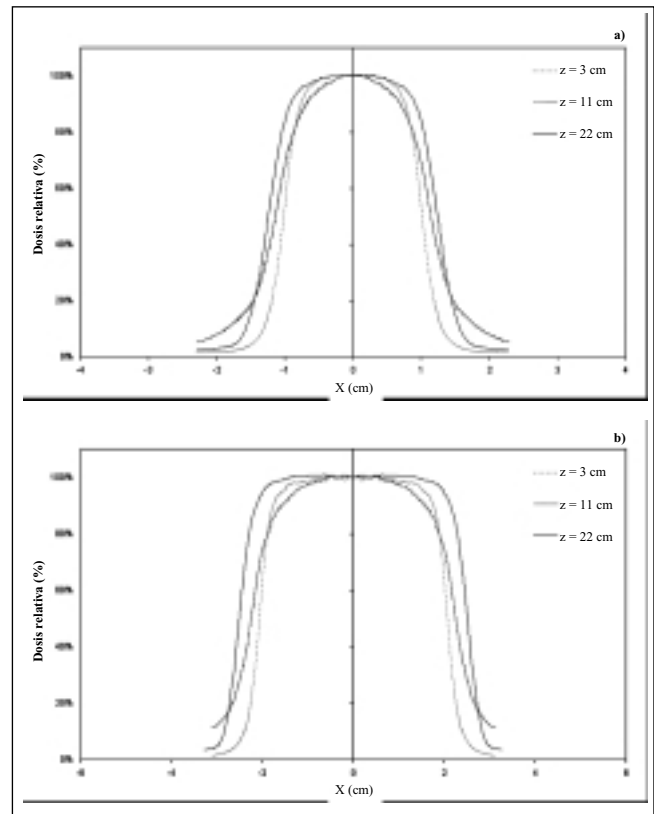


Fig. 5. Perfiles experimentales medidos con la película Gafchromic EBT a profundidades de 3, 11 y 22 cm en el maniquí empleado para los tamaños de campo a) 2x2 cm² y b) 4x4 cm².

Brainscan llama incluso la atención que los valores de penumbra calculados son inferiores a los que se obtienen experimentalmente con la película Gafchromic. Conclusiones similares respecto de los algoritmos PB ya se han ofrecido anteriormente en la bibliografía¹⁸.

En la tabla 2 puede observarse que los cálculos de AAA discrepan respecto a los de PENELOPE en la zona equivalente a agua y donde prevalecen las condiciones de equilibrio en $\pm 0,3$ mm, y en $\pm 0,6$ mm respecto a la medi-

Tabla 2. Penumbras experimentales y calculadas (mm) a varias profundidades en el maniquí de RW3-corcho. Las incertidumbres estimadas ($k=2$) son de $\pm 1,8$ mm para PB Eclipse, $\pm 2,1$ mm para PB Brainscan, $\pm 2,8$ mm para AAA y PENELOPE y $\pm 0,2$ mm para las penumbras experimentales con Gafchromic EBT.

Campo (cm ²)	Profundidad (cm)	Algoritmo				
		PB Eclipse	Brainscan	AAA	PENELOPE	Gafchromic
2x2	3	5,2	2,8	3,9	3,5	3,3
	5	5,3	3,0	4,3	3,4	3,7
	11	5,5	3,2	6,5	5,5	5,9
	17	6,0	3,5	5,7	6,2	6,0
	22	6,3	3,7	4,5	4,6	4,0
4x4	3	5,5	3,0	4,1	3,7	3,7
	5	5,6	3,6	4,2	4,7	4,4
	11	6,0	3,8	8,3	8,2	7,8
	17	6,6	4,2	7,0	7,3	7,9
	22	7,0	5,4	4,6	4,7	4,4

da con película. Comparados con estos valores, los resultados de PB Eclipse son de $\pm 2,1$ mm y $\pm 2,2$ mm, respectivamente. Estos resultados concuerdan con los ofrecidos en la bibliografía. Así Gagné *et al*¹³ obtienen diferencias, tanto para AAA como para PB, por debajo de los ± 2 mm respecto a los cálculos de su código Montecarlo en las zonas de penumbra, pero indican que los valores de DTA ("*Distance to agreement*") son tres veces mayores para algoritmos PB que para AAA ($\pm 1,5$ mm frente a $\pm 0,5$ mm). Estos datos a su vez confirman lo indicado por Fogliata y cols¹⁰. Van Esch *et al*¹¹ indican que los valores de penumbra son reproducidos por AAA con una discrepancia inferior a 1 mm.

Por otra parte, en el material equivalente a pulmón y en las zonas donde no se encuentra una situación de equilibrio (interfases), tanto AAA como PENELOPE modelan de manera más adecuada la falta de equilibrio electrónico lateral respecto a lo que sucede con los algoritmos PB. En el corcho, la discrepancia máxima entre los cálculos de AAA para la penumbra del haz y la medida con película radiocrómica es de $+0,6$ mm y $-0,9$ mm para los campos 2×2 y 4×4 cm², respectivamente. Los resultados de PENELOPE son, por su parte, de $-0,4$ mm y $-0,6$ mm. Los algoritmos PB obtienen diferencias bastante mayores que AAA, lo cual está de acuerdo con lo expresado por Gagné *et al*¹³. También Van Esch *et al*¹¹, empleando un maniquí compuesto de agua sólida y corcho, informan de considerables mejoras en el modelado de las penumbras por parte de AAA en la zona equivalente a pulmón respecto a algoritmos PB.

e) Análisis del índice gamma

Desde el programa OmniPro-IMRT se han importado los planos de dosis correspondientes a las distribuciones de dosis calculadas en los planificadores. En este punto no se han analizado resultados para el código PENELOPE.

En la tabla 3 se recogen los resultados del análisis del índice gamma (γ) a 5 profundidades diferentes, de los planos de dosis calculados por los diferentes algoritmos,

tomando como referencia los correspondientes planos medidos con la película radiocrómica. Los datos que aparecen corresponden al porcentaje de puntos que presentan un valor $\gamma > 1$. Se evaluaron los planos con dos criterios para el cálculo del índice gamma: 1 mm como DTA y 3% en diferencia de dosis relativa en un primer caso y 1 mm / 2% en el segundo caso. Quedaron excluidos del análisis aquellos puntos que presentaban una dosis inferior al 10% de la correspondiente al eje central; de este modo no se tienen en cuenta puntos que se hallan alejados de la zona irradiada que únicamente reciben radiación dispersa. De nuevo aquí, como en el caso del análisis de las penumbras, los dos algoritmos, EqTAR y Batho, ofrecen cálculos idénticos y sus resultados se ofrecen conjuntamente (PB Eclipse).

Como nota general, debe tenerse en cuenta, en los resultados recogidos en la tabla 3, que la incertidumbre asociada a la lectura de los datos de dosis en las películas radiocrómicas se encuentra en torno al 4-5% ($k=2$). Por lo tanto, el resultado mismo del índice gamma debe entenderse afectado de cierta incertidumbre que, sin embargo, no oculta las grandes diferencias encontradas entre el algoritmo AAA y los algoritmos PB, especialmente en la zona de corcho. Así, se observa que el algoritmo que presenta los mejores resultados, en promedio, es el AAA. Si bien, éste obtiene sus peores resultados en los primeros 5 cm equivalentes a agua y en la interfaz corcho-RW3. En lo que respecta a los algoritmos PB, el algoritmo de Brainscan obtiene resultados en la zona equivalente a agua, antes de la interfaz con el corcho, similares e incluso mejores a los del algoritmo AAA, si bien falla claramente dentro de la región equivalente a pulmón, donde afecta claramente el hecho, como se ha dicho, de que no modela el ensanchamiento de la penumbra de los haces. El algoritmo PB Eclipse curiosamente obtiene resultados buenos en la zona correspondiente a pulmón. Esto puede deberse a que, aunque no modela el ensanchamiento de la penumbra en esta región, los valores que para ésta predice casualmente no están muy alejados de los medidos con Gafchromic; pero en conjunto

Tabla 3. Porcentaje de puntos con índice gamma > 1 para los algoritmos de cálculo analizados, con dos criterios de análisis 1 mm/3% y 1 mm/2%.

Campo (cm ²)	Profundidad (cm)	Criterio $\gamma(1 \text{ mm}; 3\%)$			Criterio $\gamma(1 \text{ mm}; 2\%)$		
		PB Eclipse	Brainscan	AAA	PB Eclipse	Brainscan	AAA
2x2	3	10,10%	1,53%	1,41%	13,89%	3,98%	4,27%
	5	8,45%	0,27%	0,65%	12,58%	1,21%	2,21%
	11	0,51%	11,31%	0,12%	1,52%	14,11%	0,68%
	17	0,00%	4,11%	0,00%	0,03%	6,99%	0,02%
	22	11,32%	0,05%	0,00%	14,98%	0,47%	0,38%
4x4	3	13,27%	1,33%	5,58%	20,08%	4,53%	10,46%
	5	8,59%	0,31%	1,04%	14,50%	2,45%	4,32%
	11	5,96%	29,16%	0,74%	12,41%	36,68%	1,60%
	17	8,26%	25,18%	5,12%	15,06%	31,33%	10,85%
	22	10,29%	0,91%	1,86%	14,74%	4,56%	3,54%

los resultados de este algoritmo son considerablemente peores que los de AAA, sobre todo en la zona equivalente a agua.

Bragg et al¹⁴ indican que obtienen concordancia entre medida y cálculo de AAA para zonas equivalentes a agua aplicando un criterio de 2% en dosis y 2 mm DTA y para pulmón aplicando un criterio de 2,5% - 2 mm.

Parece claro que el único algoritmo que pasa adecuadamente el test de la prueba gamma es el AAA. Sus peores resultados se obtienen allí donde la incertidumbre experimental de los resultados de la medida con película radiocrómica son mayores (pequeña profundidad, dosis altas) y en la zona de acumulación correspondiente a la transición corcho-RW3 donde también obtenía peores resultados en el cálculo de rendimientos en profundidad.

Conclusiones

En este trabajo se han comparado los resultados de los cálculos, en un maniquí no homogéneo y con campos pequeños, del algoritmo AAA frente a varios algoritmos comerciales de tipo *Pencil Beam*, con diferentes correcciones por heterogeneidades, y con un código Montecarlo. Si bien, la situación planteada no se corresponde con una situación clínica real sí pone de manifiesto la mejora que supone el algoritmo AAA frente al resto de algoritmos. Por lo general, de entre los algoritmos comerciales analizados, únicamente AAA es capaz de resolver, con ciertas limitaciones, la situación dosimétrica propuesta, obteniendo resultados que se comparan razonablemente con los obtenidos por el código Montecarlo, PENelope, y con los resultados de las medidas con película radiocrómica.

Por lo general, AAA calcula correctamente la dosis en agua, con resultados similares a los que obtienen los algoritmos PB, y los cálculos en la zona equivalente a pulmón mejoran claramente los que obtienen estos últimos algoritmos. Su principal limitación se encuentra en los cálculos en las interfases entre medios, donde se encuentran las mayores discrepancias, especialmente en la interfase pulmón-agua. Estas discrepancias aumentan al ampliar el tamaño de campo.

El uso clínico de un determinado algoritmo para el cálculo de dosis en pacientes reales en situaciones con presencia de heterogeneidades hace recomendable la realización de medidas complementarias a las aquí presentadas que deben ser realizadas sobre maniqués antropomorfos. Si bien, los resultados sobre maniqués como el empleado en el presente trabajo, permiten descartar de entrada algoritmos como los PB con corrección de heterogeneidades que fallan incluso en situaciones sencillas. Sería pues deseable que los planificadores comerciales incorporasen de serie un algoritmo de convolución-superposición (o incluso de tipo Montecarlo) que permitiese resolver de modo adecuado situaciones dosimétricas

como las aquí presentadas o incluso bastante más complejas, como las que se dan en determinados tratamientos radioterápicos que plantean el cálculo de dosis en heterogeneidades con campos pequeños.

El detector empleado, la película radiocrómica Gafchromic EBT, permitió realizar con fiabilidad las medidas requeridas para este estudio, si bien para ello precisa de un proceso cuidadoso para su manejo y análisis, si se quiere garantizar unos buenos resultados que presenten una incertidumbre experimental pequeña. Aún así, su empleo como detector de referencia en el cálculo del índice gamma, podría requerir ampliar las tolerancias en dosis generalmente empleadas para casos clínicos (3%). En el presente artículo se ha presentado un esquema de trabajo que asegura una buena incertidumbre, si se emplean un número suficiente de placas para cada medida, y una óptima utilización de la información contenida en los canales rojo y verde de la película, si bien los autores reconocen que este procedimiento podría resultar excesivamente laborioso para una práctica rutinaria.

Referencias

1. Papanikolaou N, Battista J, Boyer A, Kappas C, Klein E, Mackie TR, et al. Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams, AAPM Report No 85, Task Group No 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine. 1 ed. Madison (WI): Medical Physics Publishing;2004.
2. Knöös T, Ahnesjö A, Nilsson P, Weber L. Limitations of a pencil beam approach to photon dose calculations in lung tissue. *Phys Med Biol* 1995; 40:1411-20.
3. Verhaegen F, Seuntjens J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. *Phys Med Biol* 2003; 48:R107-64.
4. Salvat F, Fernandez-Varea J-M, Acosta E, Sempau J. PENelope-2006 A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Paris: OECD Publications;2006.
5. Heath E, Daryoush J, Sheikh-Bagheri D. Dosimetric evaluation of the clinical implementation of the first commercial IMRT Monte Carlo treatment planning system at 6 MV. *Med Phys* 2004; 31:2771-9.
6. Dobler B, Walter C, Knopf A, Fabri D, Loeschel R, Polednik M, et al. Optimization of extracranial stereotactic radiation therapy of small lung lesions using accurate dose calculation algorithms. *Radiat Oncol* 2006; 45.
7. Vanderstraeten B, Reynaert N, Paelinck L, Madani I, De Wagter C, De Gerssem W, et al. Accuracy of patient dose calculation for lung IMRT: A comparison of Monte Carlo, convolution/superposition, and pencil beam computations. *Med Phys* 2006; 33:3149-58.
8. Ulmer W, Harder D. A triple Gaussian pencil beam model for photon beam treatment planning. *Z Med Phys* 1995; 5:25-30.
9. Ulmer W, Harder D. Applications of a triple Gaussian pencil beam model for photon beam treatment planning. *Z Med Phys* 1996; 6:68-74.
10. Fogliata A, Nicolini G, Vanetti E, Clivio A, Cozzi L. Dosimetric validation of the anisotropic analytical algorithm for photon dose calculation: fundamental characterization in water. *Phys Med Biol* 2006; 51:1421-38.
11. Van Esch A, Tillikainen L, Pyykkonen J, Tenhunen M, Helminen H, Siljamäki, et al. Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation. *Med Phys* 2006; 33:4130-48.

12. Sterpin E, Tomsej M, De Smedt B, Reynaert N, Vynckier S. Monte Carlo evaluation of the AAA treatment planning algorithm in a heterogeneous multilayer phantom and IMRT clinical treatments for an Elekta SL25 linear accelerator. *Med Phys* 2007; 34:1665-77.
13. Gagné IM, Zavgorodni S. Evaluation of the analytical anisotropic algorithm in an extreme water-lung interface phantom using Monte Carlo dose calculations. *J Appl Clin Med Phys* 2007; 8:341-51.
14. Bragg CM, Conway J. Dosimetric verification of the anisotropic analytical algorithm for radiotherapy treatment planning. *Radiother Oncol* 2006; 81:315-23.
15. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 44, Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurements. 1989.
16. Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother Oncol* 2001; 60:191-201.
17. Delgado JM, García F, Millán E. Protocolo para control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes. SEFM 2005.
18. Carrasco P, Jornet N, Duch MA, Weber L, Ginjaume M, Eudaldo T, et al. Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium. *Med Phys* 2004; 31:2899-11.
19. Sheikh-Bagheri D, Rogers DWO. Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters. *Med Phys* 2002; 29:379-90.
20. Siebers JV, Keall PJ, Nahum AE, Mohan R. Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations. *Phys Med Biol* 2000; 45:983-95.
21. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Med Phys* 1998; 25:2093-15.
22. Butson M, Cheung T, Yu PKN. Weak energy dependence of EBT gafchromic film dose response in the 50 kVp-10MVp X-ray range. *Appl Radiat Isot* 2006; 64:60-2.
23. Chiu-Tsao S, Ho Y, Shankar R, Wang L, Harrison LB. Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies. *Med Phys* 2005; 32:3350-4.
24. Cheung T, Butson MJ, Yu PKN. Measurement of high energy x-ray beam penumbra with Gafchromic™ EBT radiochromic film. *Med Phys* 2006; 33:2912-4.
25. Fiandra C, Ricardi U, Ragona R, Anglesio S, Giglioli FR, Calamia E et al. Clinical use of EBT model Gafchromic™ film in radiotherapy. *Med Phys* 2006; 33:4314-9.
26. Lynch BD, Kozelka J, Ranade MK, Li JG, Simon WE, Dempsey JF. Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC® film. *Med Phys* 2006; 33:4551-6.
27. Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak EB, Ross Schmidlein C, Kirov AS, et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys* 2005; 32: 2245-53.
28. Cheung T, Butson MJ, Yu PKN. Post-irradiation colouration of Gafchromic EBT radiochromic film. *Phys Med Biol* 2005; 50:N281-5.
29. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998; 25:656-61.
30. Jones AO, Das IJ. Comparison of inhomogeneity correction algorithms in small photon fields. *Med Phys* 2005; 32:766-76.

Influencia de la contaminación electrónica en la especificación de la calidad de haces terapéuticos de fotones de alta energía para su calibración

A. A. Barreras Caballero¹, P. Andreo², R. Alfonso Laguardia³

¹Departamento de Radioterapia, Hospital Oncológico "María Curie", Camagüey, Cuba. ²Departamento de Física Médica de las Radiaciones, Instituto Karolinska-Universidad de Estocolmo, Suecia. División de Salud Humana, Organismo Internacional de Energía Atómica, Viena, Austria.

³Departamento de Radioterapia, Instituto Nacional de Oncología y Radiobiología, C.Habana, Cuba.

Influence of electron contamination on therapeutic high energy photon beams quality specification for its calibration

Resumen

Evaluar la influencia de la contaminación electrónica en la especificación de la calidad de haces terapéuticos de fotones de alta energía para su calibración fue el objetivo del presente trabajo. Para ello se compararon los índices de calidad propuestos por los protocolos TG-51 y TRS-398, calculados para un haz de fotones de 18 MV de un acelerador lineal Siemens Primus® a partir de las distribuciones de porcentaje de dosis en profundidad obtenidas por simulación Monte Carlo. Se emplearon para su simulación los espacios de fases generados previamente para un campo de 10x10 cm² a 100 cm del blanco, utilizando el código de simulación Monte Carlo BEAMnrc y verificados a partir de la comparación de las distribuciones de dosis calculadas con medidas experimentales. Los espectros de electrones de contaminación para ambos haces, filtrado y sin filtrar, resultaron muy similares y dependientes del haz de fotones que incide en el filtro de plomo y para el caso del haz con filtro la mayor parte de esta contaminación se generó en el propio filtro de plomo. Se obtuvo que el protocolo TG-51 subestima ligeramente la contaminación electrónica cuando es calculada utilizando las medidas experimentales respecto a los valores calculados por Monte Carlo.

Palabras clave: Valores calculados por Monte Carlo. Acelerador lineal. Contaminación electrónica.

Abstract

The Monte Carlo BEAMnrc has been used to simulate a photon beam from a Primus linear accelerator with nominal energy of 18 MV. The full Monte Carlo simulation includes target, flattening filter, monitor chambers, collimators, as well as the water phantom used for experimental measurements. Dose distributions in water are simulated with the EGS4-based code DOSXYZ using phase spaces generated for a 10x10 cm² photon beam at 100 cm distance from the target. Conditions of TG-51 are reproduced through insertion of a 1 mm lead slab in the incident beam at 50 cm over water phantom surface. Influence of electron contamination is evaluated by comparing filtered and unfiltered spectra of contaminating electrons and beam quality identifiers proposed by TG-51 and TRS-398 protocols. Dose distributions in water agree well with experimental measurements using an ionization chamber. Results show that electron spectra for both filtered and unfiltered 18 MV photon beams are similar; electron contamination spectra are photon beam dependent and for filtered photon beam electron contamination is almost totally generated in the lead filtered. It is concluded that TG-51 protocol slightly underestimates values of electron contamination when it is calculated using experimental measurements in comparison with values calculated by Monte Carlo.

Key words: Monte Carlo calculation. Linear accelerator. Electron contamination.

Introducción

En años recientes los esfuerzos realizados para desarrollar nuevos protocolos de medidas de dosis absorbida se han orientado a la implementación de protocolos basa-

Correspondencia: A. A. Barreras Caballero. Departamento de Radioterapia Hospital Oncológico "María Curie". Camagüey. Cuba. E-mail: aldo@finlay.cmw.sld.cu, aldobarreras@yahoo.com

Fecha de recepción: 27-4-2007

Fecha de aceptación: 16-10-2007

dos en factores de calibración medidos en agua¹⁻⁵, siendo los más extendidos los desarrollados por la *American Association of Physicist in Medicine* (AAPM)³ y el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA)². Los protocolos anteriores⁶⁻⁸ se basaban en patrones de kerma en aire en el seno de aire. Múltiples comparaciones entre los actuales y anteriores protocolos pueden encontrarse en la bibliografía⁹.

Especial atención se le ha prestado a la selección de los parámetros utilizados en la especificación de la calidad de los haces de radiación, particularmente para haces de fotones de alta energía. La mayoría de los protocolos de dosimetría, basados tanto en patrones de kerma en aire como en patrones de dosis absorbida en agua, recomiendan la magnitud $TPR_{20,10}$, como identificador de la calidad de los haces de fotones de alta energía^{2,6,10-16}, el cual se define como la razón de las dosis absorbidas en el eje del haz a 20 cm y a 10 cm de profundidad en un maniquí de agua, obtenido con una distancia fuente detector (SCD) constante de 100 cm y un tamaño de campo de 10×10 cm² en la posición del detector.

La característica más importante de este índice de calidad es su independencia respecto a la contaminación de electrones del haz incidente. También proporciona una medida del coeficiente de atenuación efectivo, describiendo el decrecimiento aproximadamente exponencial de la curva de dosis en profundidad de los fotones más allá de la profundidad del máximo¹⁷⁻¹⁹. Desde el punto de vista práctico, el $TPR_{20,10}$ no está influido por la incertidumbre del factor de desplazamiento de una cámara de ionización porque este factor se cancela en el cociente a dos profundidades, al igual que se cancelan posibles errores sistemáticos al medir a dos profundidades. Esto permite prescindir del uso de factores de corrección por desplazamiento a ambas profundidades ya que esta corrección no introducirá cambios importantes en el valor de $TPR_{20,10}$.

Aunque el $TPR_{20,10}$ se define en términos de cociente de dosis absorbida, en el caso de fotones se puede utilizar el cociente de ionización con una precisión aceptable debido a la escasa variación con la profundidad de las razones de los poderes de frenado agua-aire y de los factores de perturbación a profundidades mayores del máximo.

Otros identificadores de la calidad del haz para la dosimetría de haces de fotones están, en la mayoría de los casos, relacionados con el valor máximo de la dosis absorbida y pueden ser, por tanto, afectados por la contaminación electrónica a esta profundidad. El Suplemento 17 de la Revista Británica de Radiología²⁰ recomienda el empleo del parámetro d_{80} para la determinación de la calidad de los haces de fotones de alta energía. Este parámetro se define como la profundidad que corresponde al 80% del máximo de dosis para un tamaño de campo de 10×10 cm² y una distancia fuente superficie (DFS) de 100 cm. Este parámetro se recomienda también en el Suplemento 25 de la BJR²¹ como un indicador de la calidad del haz de fotones. Sin embargo, en ambos suplementos

se alude a la contaminación electrónica como un gran problema para la normalización en d_{max} , tal que cambiando la dosis en esta profundidad la contaminación electrónica puede variar la calidad aparente del haz. Por su parte, el TG-51³ propone el uso de los porcentajes de dosis en profundidad en un haz puro (es decir sin contaminación electrónica), $PDD(10)_x$, a 10 cm de profundidad, para identificar la calidad de haces de fotones y seleccionar los factores de conversión y corrección. De acuerdo con los autores esto se puede conseguir usando una hoja de plomo como filtro que permite sustraer del haz de fotones la contaminación electrónica proveniente del cabezal y reemplazarla por la que se genera en el propio filtro y que se puede caracterizar por la energía del haz de fotones que incide en la lámina; el $PDD(10)_x$ se calcula a partir del $PDD(10)_{Pb}$ medido en el haz filtrado. Sin embargo, aunque la mayor parte de los electrones de contaminación generados en los elementos de cabezal se absorben en la lámina de plomo, cabría esperar que el nuevo espectro de electrones de contaminación generados en el plomo dependa del espectro de fotones que incide en el filtro y por tanto de los elementos del cabezal donde se genera este espectro de fotones y no sólo de la energía del haz de fotones incidente.

Como se observa, la definición de la calidad del haz difiere entre protocolos, lo que implica que la contaminación electrónica tenga diferente relevancia en el cálculo de la dosis absoluta^{4,8} medida a la profundidad de referencia cuando se siguen las recomendaciones de los diferentes protocolos.

El presente estudio se desarrolló con el objetivo de evaluar la influencia de la contaminación electrónica en la especificación de la calidad de haces terapéuticos de fotones de alta energía para su calibración y el efecto de la inserción de una lámina de plomo en un haz real de fotones que consiste tanto de fotones (18 MV) como de electrones contaminantes producido por un acelerador clínico.

Materiales y métodos

Las mediciones experimentales de porcentaje de dosis en profundidad y perfiles de dosis se realizaron con un sistema dosimétrico integrado por un maniquí de agua y un analizador de haces PTW MP3 ®, una cámara de ionización de campo W31010 (semiflex), cámara de referencia W31010 (semiflex), electrómetro PTW (UNIDOS) y software Mephysto Versión v 7.31.

La distancia Fuente-Superficie (DFS) para la realización de las medidas se estableció a 100 cm y fueron normalizadas a la profundidad de 10 cm. En el caso de mediciones de PDD el barrido se realizó desde la parte inferior del tanque del MP3 hacia la superficie. La velocidad de desplazamiento de la cámara de ionización de campo fue de 10 mm/seg con un tiempo de colección de 0,3 seg.

El maniquí utilizado para las mediciones de ionización es un tanque de $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$ con paredes de PMMA (densidad $1,19 \text{ g/cm}^3$) de $1,72 \text{ cm}$ de espesor. El haz entra verticalmente al tanque sin atravesar las paredes de éste.

La cámara de campo utilizada en este estudio es una cámara cilíndrica semiflex (PTW, Freiburg Germany, tipo W31010) con un volumen activo de $0,125 \text{ cm}^3$ y radio interno de la cavidad de $2,75 \text{ mm}$, sumergida en la cuba. Un detector del mismo tipo ha sido utilizado como cámara de referencia en aire para reducir el efecto de las fluctuaciones inevitables en la tasa de dosis suministrada por el acelerador.

La cámara de ionización se posicionó con su eje longitudinal perpendicular al eje del haz. Dicha posición se corrigió por $P_{\text{eff}} = 0,6_{r_{\text{int}}}$ considerando $r_{\text{int}} = 2,75 \text{ mm}$ y derivando una corrección de $1,65 \text{ mm}$ por lo que se usó el valor de $1,7 \text{ mm}$, de acuerdo con el protocolo del OIEA². Todas las mediciones se realizan aplicando voltaje positivo al electrodo central de la cámara de $+300 \text{ V}$.

La corrección por efecto de recombinación, P_{ion} , para la cámara utilizada en este estudio se calcula por el método de dos voltajes^{2,3} y su desviación de la unidad es menor del $0,5\%$. Asimismo, el factor de corrección por polaridad medido es de $1,001$.

Un total de 5 mediciones son llevadas a cabo: una medición de porcentaje de dosis en profundidad y 4 perfiles horizontales a $3,2$ (d_{max}), 5 , 10 , y 20 g/cm^2 . Los datos experimentales presentados para la medición de porcentaje de dosis en profundidad y para cada uno de los perfiles corresponden al promedio de tres lecturas en cada caso realizadas de forma continua con un único enrasado de la cámara de campo. Las profundidades de medición corresponden al posicionamiento del punto efectivo de la cámara. El escáner es controlado por computadora con una precisión de posicionamiento de $0,05 \text{ cm}$.

Las incertidumbres se determinaron siguiendo las recomendaciones de la ISO²⁷. La incertidumbre tipo A es la desviación estándar del promedio de las medidas para las magnitudes experimentales y una combinación en términos de varianzas para las magnitudes no medibles directamente, como establece la teoría de propagación de errores. Para las magnitudes simuladas por Monte Carlo las incertidumbres tipo A corresponden a la desviación estándar reportada por el programa de simulación. Las incertidumbres tipo B se basan en las desviaciones estándar de los ajustes utilizados para calcular el $\text{PDD}(10)_x$, a partir de los cálculos o las medidas de rendimiento en profundidad³

$$\text{PDD}(10)_x = (0,8905 + 0,00150 \cdot \text{PDD}(10)_{\text{Pb}}) \cdot \text{PDD}(10)_{\text{Pb}} \quad (1)$$

y el $\text{TPR}_{20,10}$, a partir de los cálculos o las medidas de $\text{PDD}_{20,10}$ ².

$$\text{TPR}_{20,10} = 1,2661 \cdot \text{PDD}_{20,10} - 0,0595 \quad (2)$$

Acelerador Lineal Primus

Para el desarrollo de este estudio se modeló el cabezal del acelerador lineal Siemens Primus® ubicado en el Servicio de Oncología y Radioterapia del Hospital México (San José, Costa Rica). Este modelo dispone de sistema de colimación multilámina, dos energías nominales de fotones (6 y 18 MV) y 6 de electrones (6 , 9 , 12 , 15 , 18 y 21 MeV) y permite administrar la mayoría de los tratamientos actuales de Teleterapia.

Para la simulación del cabezal se utilizó el paquete BEAMnrc²²; desarrollado por el NRC de Canadá (conjuntamente con la Universidad de Wisconsin) como parte del proyecto OMEGA para el diseño de un sistema de planificación 3-D de radioterapia. Su física está construida sobre el sistema de códigos de EGSnrc^{23,24} Monte Carlo para el transporte de radiación, un paquete de propósito general para la simulación del transporte de electrones y fotones que utiliza la técnica de "historias condensadas".

En la fig.1 se muestra una representación esquemática sin escala del cabezal del acelerador. Sus componentes, incluyendo el blanco, colimador primario, filtro aplanador, la cámara monitora, el espejo y los colimadores secundarios se simularon empleando la información suministrada por el fabricante. Se empleó un haz polienergético de electrones (espectro suministrado por el fabricante) de 2 mm de diámetro en el blanco.

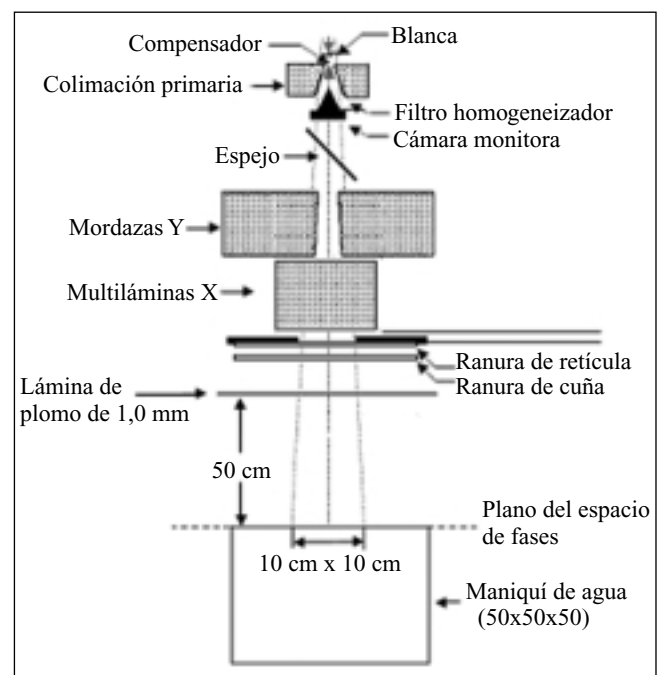


Fig.1. Esquema de la geometría del cabezal del acelerador lineal Siemens Primus® simulado por Monte Carlo. Los espacios de fase se calcularon en el plano localizado a 100 cm de distancia de la fuente para un campo abierto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (línea discontinua sobre el maniquí de agua).

Parámetros de simulación

Los fotones y electrones son transportados hasta energías de 0,01 MeV y 0,7 MeV (incluyendo la energía de reposo), respectivamente. Cuando la energía de la partícula alcanza estos valores de corte, su energía es depositada localmente. Para reducir el tiempo total de CPU de la simulación se utiliza la técnica de rechazo de alcance. Como se conoce, la mayor parte del tiempo de CPU de la simulación se debe al transporte de los electrones de bajas energías en elementos donde no se requiere un conocimiento de la distribución de dosis absorbida, por lo que el empleo de esta técnica reduce este tiempo de simulación. En cualquier lugar del acelerador fuera del blanco, si la energía de los electrones se hace menor de los 2 MeV (ESAVE) y su alcance no le permite escapar de la región de la geometría que se encuentra atravesando, entonces este electrón es rechazado y su energía se absorbe localmente. Este valor para ESAVE permite un incremento de 3-4 veces en la velocidad de la simulación e ignora sólo alrededor del 0,1% de los fotones que alcanzan la superficie del maniquí²⁶, producidos por frenado en cualquier parte del acelerador excepto el blanco. Además del blanco, el rechazo de alcance no se empleó en la región del maniquí de agua.

Los cálculos se realizaron utilizando como técnica de reducción de varianza la "bremsstrahlung splitting" uniforme (división uniforme de los fotones de frenado UBS). De acuerdo con esta técnica de reducción de varianza, cada evento de frenado produce no uno, sino NBR SPL fotones de frenado con un peso inverso al factor de división utilizado, es decir $1/\text{NBR SPL}$. El factor de división utilizado fue de 20. En la simulación no se empleó la técnica de "ruleta rusa".

Espacios de fases

Los espacios de fases consisten en ficheros que contienen datos relativos a la posición, dirección, carga, energía y peso de cada partícula que cruza el plano donde se genera el espacio de fases, así como otros datos sobre el total de partículas contenidas en el mismo, total de fotones, energía máxima de las partículas almacenadas en el fichero, etc.

La simulación del acelerador se realizó en una Pentium IV con un procesador Intel HT 3,2 GHz. Un total de 15×10^7 historias de electrones fueron simuladas. Los espacios de fases fueron producidos en un plano localizado a 100 cm de distancia de la fuente para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (fig.1). El proceso fue repetido en condiciones idénticas a las del haz sin filtro pero añadiendo una lámina de plomo de 1,0 mm de espesor colocada a 50 cm de la superficie del maniquí de agua con el objetivo de reproducir las condiciones descritas en el protocolo TG-51³. Los espacios de fases fueron producidos en el mismo plano situado a 100 cm de distancia de la fuente para el campo filtrado de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (fig.1).

El análisis de los espacios de fases incluyó el procesamiento de éstos empleando el código BEAMdp²⁵ para obtener los espectros de energía de fotones y electrones tanto para el haz sin filtro como para el haz filtrado de 18 MV.

Cálculos con DOSXYZ

Uno de los códigos de usuario distribuidos con BEAMnrc²², DOSXYZnrc²⁶, fue empleado para cálculos de porcentaje de dosis en profundidad y perfiles. DOSXYZnrc²⁶ es un código de usuario del paquete NRC EGS4^{23,24} para calcular dosis en voxels cartesianos. Cada voxel (elemento de volumen) puede ser de diferente material y densidad para su uso con datos de tomografía. La geometría utilizada para los cálculos con DOSXYZnrc se muestra en la fig. 2.

El maniquí de agua está dividido en $3 \times 75 \times 53$ cortes en las direcciones X, Y y Z, respectivamente, resultando en 11925 voxels con volúmenes entre $0,08 \text{ cm}^3$ y 104 cm^3 . La división irregular del maniquí obedece a minimizar el número de voxels mientras se mantiene una buena resolución en las regiones donde se necesita calcular perfiles y dosis en profundidad.

Los cálculos con DOSXYZnrc²⁶ se realizaron utilizando los espacios de fases generados en la sección 2.3 anterior, reciclando cada partícula del espacio de fases un total de 50 veces, suficiente para obtener una incertidumbre menor del 0,4% en el primer voxel en el eje central del haz (fig. 2); los fotones y electrones son transportados hasta energías de 0,01 MeV y 0,521 MeV (incluyendo la energía de reposo), respectivamente. Al reciclar las partículas del espacio de fase se introducen correlaciones adicionales que son tomadas en considera-

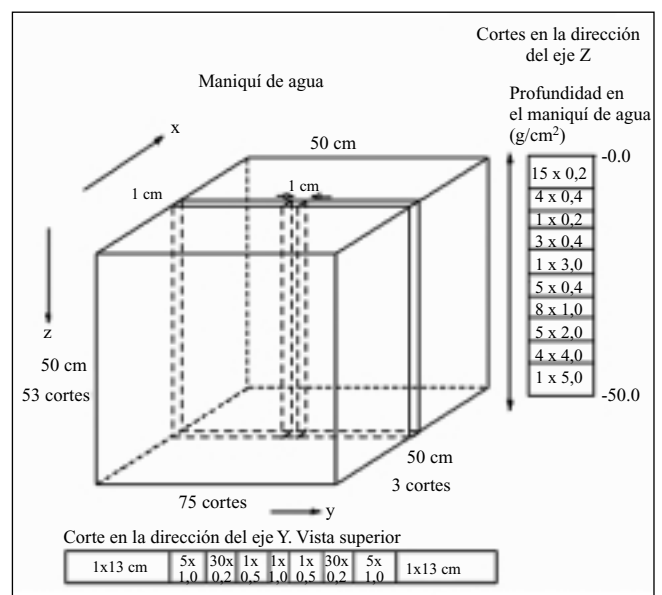


Fig. 2. Geometría empleada para calcular las distribuciones de dosis con el programa DOSXYZ.

ción de manera adecuada en el método utilizado en BE-AMnrc22 y DOSXYZnrc²⁶ para estimar las incertidumbres. El método de historia por historia²⁷ de estimación de las incertidumbres que emplean estos códigos agrupa las magnitudes que se cuantifican por cada historia primaria que la generó, de modo que tanto las correlaciones de las partículas en el espacio de fase²⁸ como las correlaciones introducidas por el reciclado de las partículas del espacio de fases²⁷ son tratadas adecuadamente. Por otra parte, reciclar cada partícula un número de veces antes de moverse hacia la otra partícula del espacio de fases evita reiniciar el espacio de fases en cuyo caso, como describen Walters y col., las correlaciones entre las partículas incidentes no son consideradas adecuadamente y como resultado se subestiman las incertidumbres²⁷.

Para determinar el efecto de la contaminación de electrones en ambos protocolos, TRS-398² y el TG-51³, se calcula el índice de calidad para el haz estudiado de fotones de 18 MV siguiendo las recomendaciones de ambos protocolos, a partir de las curvas de PDD obtenidas de la simulación por Monte Carlo empleando el código DOSXYZnrc²⁶ y la geometría descritos en los párrafos anteriores. Los resultados se comparan con los obtenidos experimentalmente tras aplicar ambos protocolos a las medidas experimentales de PDD.

Dependencia de los espectros de contaminación de electrones y positrones del espectro de fotones incidente en el filtro

Con el objetivo de evaluar la dependencia de los espectros de contaminación que se generan en la lámina de plomo del haz de fotones incidente se realizó el cálculo por Monte Carlo de los espectros de electrones de contaminación que se generan en dos condiciones diferentes:

1. Espectros de contaminación de electrones generados en una lámina de plomo de 1 mm de grosor, colocada a 50 cm de la superficie de un maniquí de agua, para cuatro espectros diferentes de fotones: espectro de Mohan de 24 MV y tres espectros de fotones del *National Radiation Council*, incluidos en el paquete EGSnrc²³. Todos los cálculos se realizaron simulando una fuente puntual a 100 cm de la superficie del maniquí, para un campo de 10 x 10 cm².
2. Espectros de contaminación de electrones generados por el haz de fotones de 18 MV del acelerador lineal Siemens Primus® en una segunda lámina de plomo de 1 mm colocada a 5 cm por debajo de la primera lámina de plomo de 1 mm.

El objetivo del punto 1 anterior consiste en verificar la dependencia de los espectros de contaminación de electrones y positrones del espectro de fotones incidente en la lámina de plomo, empleando para ello tanto espectros de fotones clínicos, en este caso el mismo conjunto de espectros clínicos de Mohan empleado para derivar la re-

lación entre el PDD(10) y el PDD(10)_x empleadas en el TG-51³, como espectros producidos en aceleradores con filtros y blancos no clínicos, como los empleados en laboratorios de calibración que poseen blancos y filtros considerablemente más gruesos que los empleados en los equipos clínicos.

Resultados y discusión

Análisis de espacios de fases y fluencias

Las figs. 3 y 4 muestran los espectros de energía de electrones, obtenidos del análisis de los espacios de fases calculados en la superficie del maniquí de agua tanto para el haz de fotones sin filtro como para el haz filtrado con la lámina de plomo. La fluencia diferencial en energía²⁹ se cuantifica en una región de 10 x 10 cm² en el eje central, normalizada por el ancho del bin (100 keV), el área de la región considerada y el número de electrones que incide en el blanco.

El espacio de fases para el haz de fotones de 18 MV, fue producido en un plano localizado a 100 cm de distancia de la fuente para un campo de 10x 10 cm²; un total de 15 x 10⁷ historias de electrones fueron simuladas. Como resultado se obtuvo, para el haz estudiado de fotones de 18 MV un espacio de fases que contiene 2,0 x 10⁷ partículas, de ellas el 1,13% son electrones y positrones, con una energía mínima de 0,69 MeV (incluyendo la energía en reposo), una energía máxima de 14,7 MeV y

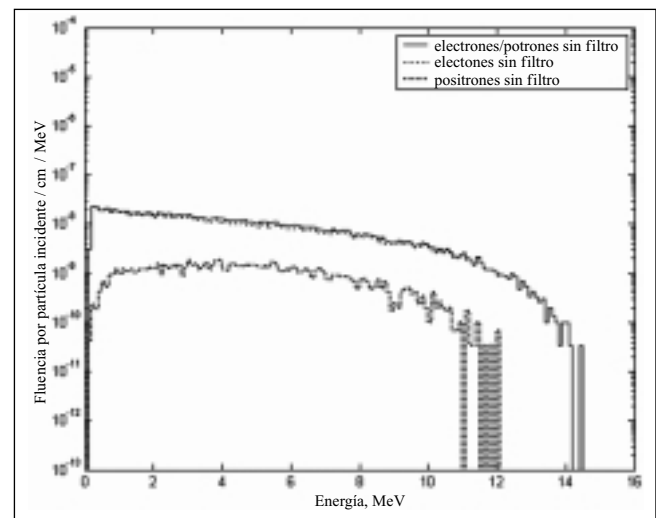


Fig. 3. Fluencia diferencial en energía/(MeV) normalizada a la fluencia incidente para el haz estudiado de 18 MV sin filtrar: espectro de electrones sin filtro (línea discontinua), espectro de positrones sin filtro (línea de puntos) y espectro total de electrones/positrones sin filtro (línea continua). La fluencia se cuantifica en una región de 10x10 cm² en el eje central. Los datos representan la fluencia diferencial en energía de electrones/positrones para un haz sin filtro, normalizada por el ancho del bin (100 keV), el área de la región considerada y el número de electrones que incide en el blanco.

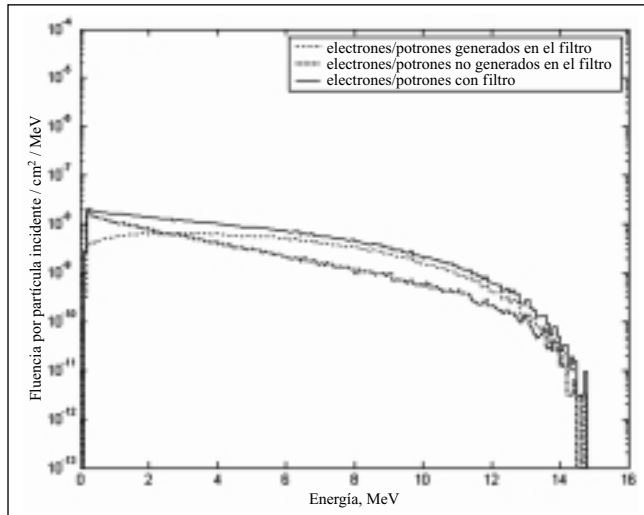


Fig. 4. Fluencia diferencial en energía/(MeV) de electrones/positrones de contaminación, normalizada a la fluencia incidente, para el haz estudiado de 18 MV. En la figura se muestra el espectro de electrones de contaminación para el haz de fotones con filtro de 1,0 mm de plomo colocado a 50 cm de la superficie del maniquí: espectro de electrones/positrones con filtro (línea continua), espectro de electrones/positrones generados en el filtro de plomo (línea discontinua) y espectro de electrones/positrones generados en el cabezal o en el aire entre el cabezal y el plano del espacio de fases (línea gruesa de puntos). La fluencia se cuantifica en una región de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el eje central. Los datos representan la fluencia diferencial en energía de electrones/positrones para el haz, normalizado por el ancho del bin (100 keV), el área de la región considerada y el número de electrones que incide en el blanco.

una energía media de 4,25 MeV; la mayor parte de esta contaminación es debida a los electrones como se observa de la fig. 3.

El proceso fue repetido en condiciones idénticas a las del haz sin filtro pero con una lámina de plomo colocada a 50 cm sobre la superficie del maniquí de agua con el objetivo de reproducir las condiciones descritas en el protocolo TG-51³. Para el haz de 18 MV el espacio de fases del haz filtrado contiene $1,8 \times 10^7$ partículas, de ellas el 1,12% son electrones y positrones, con una energía mínima de 0,69 MeV (incluyendo la energía en reposo), una energía máxima de 14,80 MeV y una energía media de 3,84 MeV. Como se observa de estos resultados, la colocación de la lámina de plomo de 1,0 mm reduce el número de electrones y positrones de contaminación contenidos en los espacios de fase en un 9,7%. La fig. 4 muestra que en el caso del haz estudiado filtrado esta contaminación se genera fundamentalmente en el filtro de plomo.

Por otra parte la fig. 5 muestra que los espectros de electrones y positrones con y sin filtro son muy similares. Sin embargo, en la fig. 5 la fluencia se cuantifica en una región de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el eje central donde la diferencia entre estos espectros es mayor que la que se observa cuando los espectros se cuantifican en regiones mayores. Esto se debe a que la colocación de la lámina de plomo de 1,0 mm no sólo modifica cuantitativamente el es-

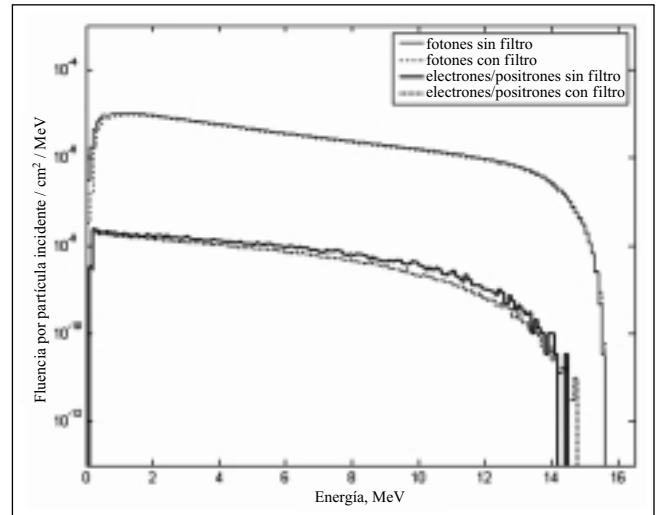


Fig. 5. Fluencia diferencial en energía/(MeV) normalizada a la fluencia incidente para el haz estudiado de 18 MV. En la figura se muestran los espectros de fotones y los espectros de electrones de contaminación tanto para el haz de fotones sin filtro como para el haz de fotones filtrado con una lámina de plomo de 1,0 mm colocada a 50 cm de la superficie del maniquí: Espectro de fotones del haz real filtrado (línea fina discontinua), espectro de fotones del haz real sin filtro [contaminado (línea fina continua)], espectro de electrones/positrones de contaminación para el haz sin filtro (línea gruesa continua) y espectro de electrones de contaminación para el haz con filtro (línea gruesa de puntos). La fluencia se cuantifica en una región de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el eje central. Los datos representan la fluencia diferencial en energía de fotones y de electrones/positrones para un haz con y sin filtro, normalizado por el ancho del bin (100 keV), el área de la región considerada y el número de electrones que incide en el blanco.

pectro de contaminación sino que además varía su distribución angular y espacial como se observa de la fig. 6.

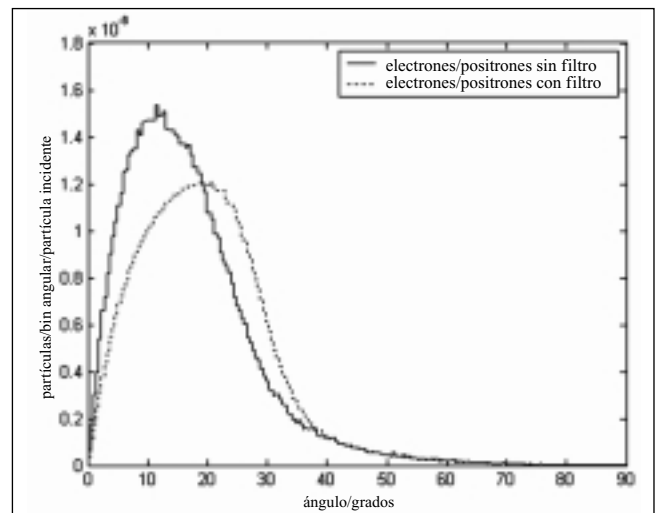


Fig. 6. Distribución angular de los electrones/positrones de contaminación calculados para una región de $25 \times 25 \text{ cm}^2$ del espacio de fases del haz estudiado de 18 MV de fotones. Se muestran la distribución angular de los electrones/positrones de contaminación para el haz sin filtro (histograma de líneas continuas) y la distribución angular de los electrones/positrones de contaminación para el haz con filtro (histograma de líneas discontinuas).

Las figs. 7 y 8 muestran las curvas de porcentaje de dosis en profundidad para los espectros de fotones del paquete de EGSnrc seleccionados, calculadas por Monte Carlo en el maniquí de agua para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a $\text{DFS} = 100 \text{ cm}$.

Como se observa de la fig. 7, el espectro de fotones de 24 MV de Mohan con una energía media de 6.35 MV (*mohan24.spectrum*)^{23,24} genera una curva de PDD en agua similar a la curva para el espectro de fotones de 20 MV y energía media de 6,30 MV del acelerador lineal del NRC producido en un blanco grueso de aluminio y un filtro grueso adicional de aluminio de 14 cm de gro-

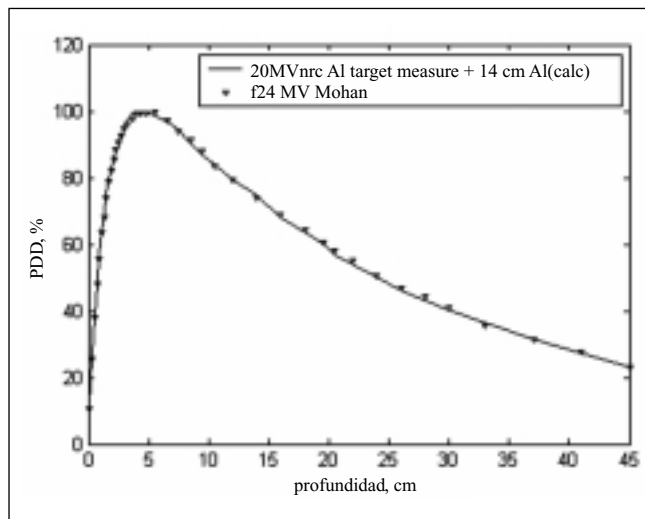


Fig. 7. Curva de porcentaje de dosis en profundidad en agua para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $\text{DFS} = 100 \text{ cm}$: espectro de fotones de 20 MV del acelerador lineal del NRC con blanco grueso de Al y filtro adicional de aluminio de 14 cm (línea continua) y espectro de fotones de 24 MV de Mohan (línea discontinua con marcadores triangulares).

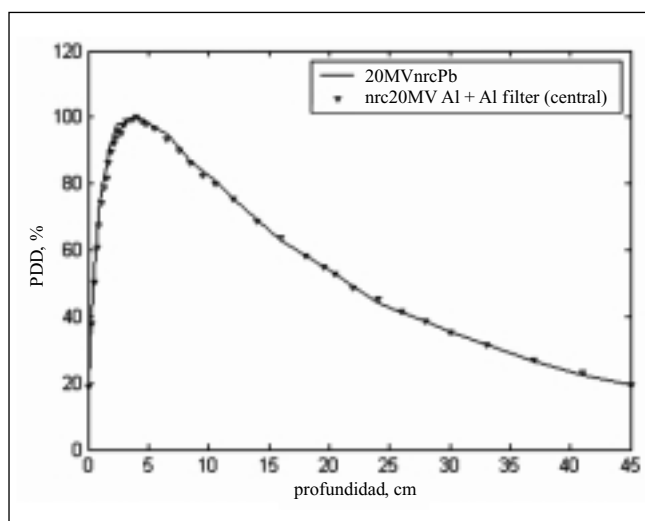


Fig. 8 Curva de porcentaje de dosis en profundidad en agua para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $\text{DFS} = 100 \text{ cm}$: espectro de fotones de 20 MV del acelerador lineal del NRC con blanco y filtro central de Al (línea discontinua con marcadores triangulares) y espectro de fotones de 20 MV del acelerador lineal del NRC con blanco de plomo (línea continua).

sor (*20mvalnrcfilt.spectrum*)^{23,24}, es decir, resultan similares en términos de $\text{TPR}_{20,10}$. Asimismo, para el espectro medido de 20 MV de fotones del acelerador lineal NRC, generado en un blanco grueso de plomo con una energía media de 4,04 MV (*20mvpbnrcm.spectrum*)^{23,24} la curva de PDD es similar en términos de $\text{TPR}_{20,10}$ a la obtenida con el haz de fotones de 20 MV del acelerador lineal del NRC con un espectro producido en un blanco grueso de aluminio y aplanado en filtro de aluminio y cuya energía media es de 3,74 MV (*nrc20mv.spectrum*)^{23,24}.

El empleo de estos espectros para simular un haz de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, filtrado por una lámina de plomo de 1 mm, genera un espectro de contaminación de electrones para el espectro de fotones de 20 MV del acelerador lineal del NRC (con blanco grueso de Al y filtro adicional de aluminio de 14 cm) similar al generado por el espectro de fotones de 24 MV de Mohan pero no idéntico (Fig. 9). Las curvas de porcentaje de dosis en profundidad debida a estos electrones de contaminación se muestran en la fig. 11. Como se observa, para este primer par de espectros de fotones, similares en términos de $\text{TPR}_{20,10}$ y energía media, los espectros de contaminación de electrones que se generan en la lámina de plomo y las curvas de porcentaje de dosis en profundidad son muy similares.

Por el contrario, los haces simulados empleando el segundo par de espectros (*20mvpbnrcm.spectrum* y *nrc20mv.spectrum*), similares en términos de $\text{TPR}_{20,10}$ (fig. 8) pero diferentes en forma y energía media, generan en la misma lámina de plomo espectros de electrones de contaminación que difieren más entre ellos que los obtenidos para el primer par (fig. 10), lo que se refleja en diferencias más pronunciadas entre las curvas de porcentaje de dosis en profundidad que estos espectros de contaminación de

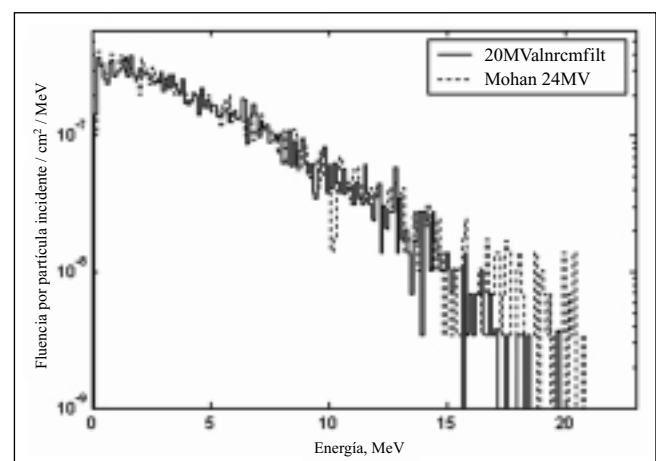


Fig. 9. Fluencia diferencial en energía/(MeV) normalizada a la fluencia incidente para el haz estudiado filtrado con lámina de Pb de 1 mm colocada a 50 cm de la superficie del maniquí, campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $\text{DFS} = 100 \text{ cm}$: espectro de fotones de Mohan (línea discontinua) y espectro de fotones de 20 MV del acelerador lineal del NRC (blanco grueso de Al y filtro grueso de Al de 14 cm, curva continua). La fluencia se cuantifica en una región de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el eje central.

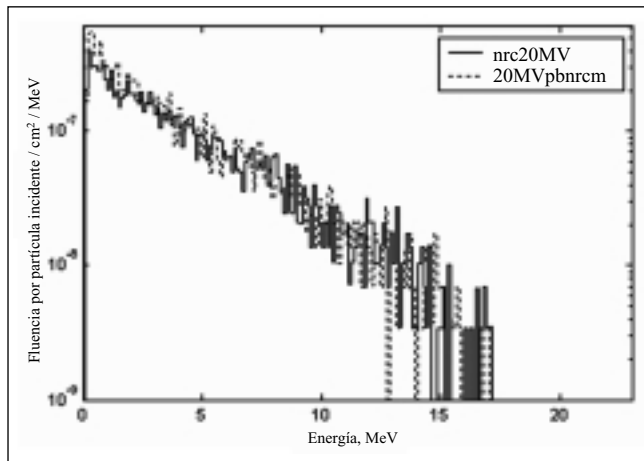


Fig. 10. Fluencia diferencial en energía/(MeV) normalizada a la fluencia incidente para el haz estudiado filtrado con lámina de Pb de 1 mm colocada a 50 cm de la superficie del maniquí, campo de 10×10 cm², DFS=100 cm: espectro de fotones de 20 MV del acelerador lineal del NRC con blanco y filtro central de Al (línea continua) y espectro de fotones de 20 MV del acelerador lineal del NRC (blanco de Pb, curva discontinua). La fluencia se cuantifica en una región de 10×10 cm² en el eje central.

electrones generan en agua. Una última conclusión de estas figuras es que los espectros de contaminación de electrones difieren significativamente de un par a otro, como era de esperar. Vale recordar que los tres espectros de fotones del National Radiation Council utilizados han sido "forzados" para que se comporten como haces clínicos por medio del empleo de blancos y filtros no clínicos con el fin de que tengan los mismos TPR_{20,10} que los haces clínicos. Otro aspecto que explica las mayores diferencias entre

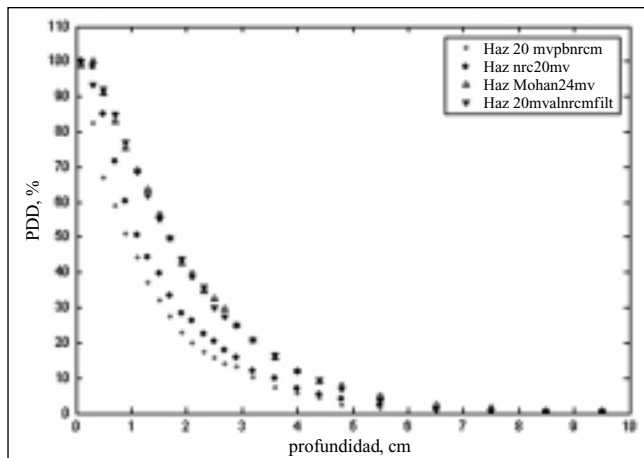


Fig. 11. Curva de porcentaje de dosis en profundidad en agua para un campo de 10×10 cm², DFS=100 cm debida a los electrones de contaminación generados en una lámina de plomo de 1 mm colocada a 50 cm sobre la superficie del maniquí de agua para: espectro de fotones de Mohan (Δ), espectro de fotones de 20 MV del acelerador lineal del NRC con blanco grueso de Al y filtro grueso de Al de 14 cm (∇), espectro de fotones de 20 MV del acelerador lineal del NRC con blanco y filtro central de Al (\bullet) y espectro de fotones de 20 MV del acelerador lineal del NRC con blanco de Pb (\diamond).

las curvas de PDD para el segundo par de espectros y que no se ilustra en el presente trabajo está relacionado probablemente con mayores diferencias en las distribuciones angulares de los espectros de contaminación de electrones y positrones que se generan en la lámina de plomo.

Los resultados son más ilustrativos cuando se emplea el haz de fotones de 18 MV del acelerador lineal Siemens Primus® para calcular por simulación el espectro de contaminación de electrones generado en una segunda lámina de plomo de 1 mm colocada a 5 cm por debajo de la primera lámina de plomo de 1 mm. Las condiciones empleadas fueron idénticas a las utilizadas cuando se reprodujeron las condiciones descritas en el TG-51³ excepto por la colocación de esta segunda lámina. De la fig. 12 se observa que el espectro de contaminación generado en esta segunda lámina de plomo es prácticamente idéntico al obtenido en ausencia de esta segunda lámina cuando se reprodujeron las condiciones del TG-51. Las mínimas diferencias entre ambos espectros se explican por el efecto de doble atenuación del haz de fotones y la menor distancia de la segunda lámina a la superficie del maniquí de agua.

De estos resultados se concluye que aunque la lámina de plomo reemplaza la contaminación proveniente del cabezal, la nueva contaminación que se genera en la lámina es similar a la anterior. Puede observarse que, el número de electrones que se genera en el plomo está lejos de ser un número conocido de electrones, lo que con-

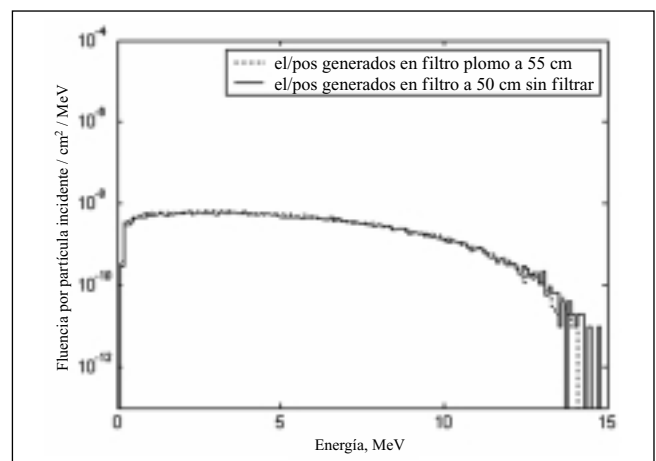


Fig. 12. Fluencia diferencial en energía/(MeV) normalizada a la fluencia incidente para el haz estudiado de 18 MV del acelerador lineal Primus para un campo de 10×10 cm², DFS=100 cm, obtenida en las condiciones descritas anteriormente (filtrado con láminas de Pb de 1 mm colocadas a 50 cm y a 45 cm de la superficie del maniquí): espectro de contaminación generado en la primera lámina de plomo y el aire entre ésta y la superficie del agua en las condiciones del TG-51 sin la segunda lámina de plomo (línea continua) y espectro de contaminación generado en la segunda lámina de plomo y el aire entre ésta y la superficie del agua (línea discontinua). La fluencia se cuantifica en una región de 10×10 cm² en el eje central. Los datos representan la fluencia diferencial en energía de electrones/positrones normalizada por el ancho del bin (100 keV), el área de la región considerada y el número de electrones que incide en el filtro.

firma el argumento de Andreo^{32,33} al cuestionar a Rogers; este espectro de electrones de contaminación depende del espectro de fotones de frenado incidente, por lo que espectros diferentes de fotones generarán espectros diferentes de contaminación. Estos resultados confirman la necesidad de estudiar otros espectros clínicos de fotones que permitan evaluar las consecuencias del empleo del filtro de plomo en la determinación de la calidad del haz a partir de la relación entre el $PDD(10)_{Pb}$ y $PDD(10)_x$, propuesta por Rogers^{31,36,39,40,41}.

Curvas de dosis en profundidad

La fig. 13 muestra la curva de porcentaje de dosis en profundidad medida con cámara de ionización en un maniquí de agua y la curva de porcentaje de dosis calculada por Monte Carlo para el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 100 cm de DFS. Como se observa, la coincidencia entre ambos conjuntos de datos es buena, con diferencias menores que 1,0%; para puntos situados a profundidades mayores que la profundidad del máximo de dosis estas diferencias no superan el 0,5%.

Las mayores diferencias se observan para puntos situados en la superficie, como puede observarse al ampliar la región de "build-up" (fig.14), con valores que no superan el 1,0%, efecto que se debe probablemente a la combinación de dos causas: fallas de lectura de la cámara de ionización por la falta de equilibrio electrónico y a errores en el posicionamiento de ésta. En las figs. 13 y 14 se muestra un inserto con las diferencias entre ambas distribuciones.

Los datos experimentales presentados corresponden al promedio de tres lecturas y la incertidumbre experimental se considera la desviación estándar de estas tres medidas. Las medidas de porcentaje de dosis en profundidad

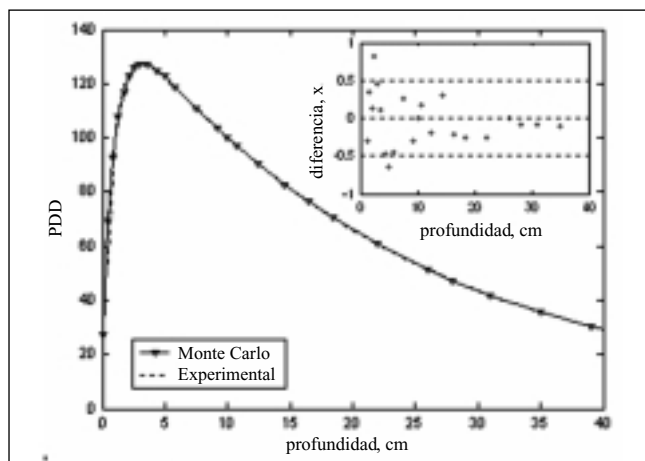


Fig. 13. Curva de dosis en profundidad en un maniquí de agua para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS=100 cm, 18 MV de fotones, normalizadas a la profundidad de 10 g/cm^2 . Se muestran la curva experimental (curva discontinua) y la simulada con BEAMnrc (curva continua con triángulos). En el inserto se muestra la diferencia entre la curva del haz experimental y la curva obtenida por simulación Monte Carlo.

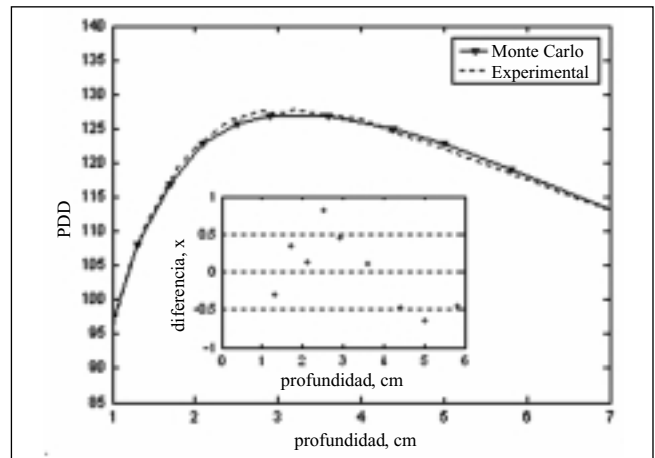


Fig. 14. Curva de dosis en profundidad en un maniquí de agua para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS=100 cm, 18 MV de fotones, normalizadas a la profundidad de 10 g/cm^2 , región de *buildup*. Se muestran la curva experimental (línea discontinua) y la simulada con BEAMnrc (curva continua con triángulos). En el inserto se muestra la diferencia entre la curva obtenida por simulación Monte Carlo y la curva del haz experimental.

están referidas a la dosis a 10 cm de profundidad y por tanto la dosis relativa se refiere al porcentaje de dosis considerando esta normalización.

La contaminación electrónica debida al cabezal para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a una distancia fuente superficie igual a 100 cm para el haz estudiado de fotones de 18 MV se estimó para ambos protocolos empleando la ecuación:

$$\%EDC(d_{max})_{10cm} = (100^2/PDD(10))(1-PDD(10)/PDD(10)_x) \quad (3)$$

donde $PDD(10)_x$ y $PDD(10)$ son los porcentajes de dosis en profundidad a 10 cm de profundidad para el haz puro de fotones y para el haz contaminado, respectivamente. Para el haz filtrado el valor de $PDD(10)$ utilizado en la ecuación (3) corresponde al $PDD(10)_{Pb}$, es decir, el porcentaje de dosis a 10 cm de profundidad para el haz contaminado de fotones con filtro. El valor de $PDD(10)_x$ utilizado para el TG-51 fue el calculado siguiendo el procedimiento descrito en dicho protocolo.

En la tabla 1 se presenta una comparación entre la contaminación de electrones obtenida por Monte Carlo a la profundidad del máximo de dosis y la estimada con el formalismo del TG-51 utilizando la ecuación (3) descrita en el párrafo anterior. Los valores fueron normalizados a 10 cm de profundidad para compararlos con los reportados por otros autores.

Los resultados de la tabla 1 muestran que los valores de dosis relativa debida a electrones de contaminación calculados por Monte Carlo son similares a los obtenidos por López³² y muy similares cuando se comparan los resultados siguiendo ambos protocolos.

La fig.15 muestra las distribuciones para el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de fotones de 18 MV, a una distancia fuente

Tabla 1. Dosis relativa a la profundidad del máximo de dosis, normalizada a 10 cm de profundidad, debida a la contaminación de electrones, calculada como la diferencia entre las curvas de rendimiento en profundidad del haz real y el haz puro, normalizadas a 10 cm de profundidad.

Accelerador	Energía	Modificador	$TPR_{20,10}^{MC}$	Posición del máximo (cm)	Dosis relativa debida a electrones de contaminación calculada por MC	Dosis relativa debida a electrones de contaminación estimada por TG-51
Primus	18 MV	Ninguno	0,775	3,2	1,4	1,3
Primus	18 MV	Pb a 50 cm	0,775	3,2	1,0	1,1
Primus ¹	18 MV	Ninguno	-	3,1	1,2	1,3
Primus ¹	18 MV	Pb a 50 cm	-	3,2	0,9	1,0

¹Datos reportados por López³⁴

superficie de 100 cm, obtenidas por Monte Carlo para el haz puro (sólo fotones), la distribución debida a los electrones de contaminación y la distribución para el haz real (contaminado). Una ampliación de la región de *buildup* comparando el haz real (contaminado) con el haz puro de fotones se muestra en la fig.16. En los insertos se observa que las diferencias entre las distribuciones de porcentaje de dosis del haz puro y el haz contaminado para profundidades mayores que la profundidad del máximo de dosis son menores del 1%. Para profundidades mayores al alcance máximo de los electrones la coincidencia entre estas dos curvas mejora, con diferencias que no superan el 0,5%.

Los resultados de colocar una lámina de 1,0 mm de plomo a 50 cm de la superficie del maniquí para reproducir las condiciones descritas en el protocolo TG-51³ se muestra en las figs. 17 y 18, donde se compara la curva medida (haz real filtrado experimental) con la obtenida

de simular estas condiciones por Monte Carlo. Para profundidades mayores a d_{max} la coincidencia entre ambas curvas es excelente, con diferencias que no superan el 0,5%.

Las mayores diferencias se observan en la región de "build-up", donde la curva medida sobreestima las dosis calculadas por Monte Carlo (fig.18). El desplazamiento en la región de *buildup* es menor de 1 mm. Esta diferencia que se observa podría explicarse por un cambio en la posición del punto efectivo de la cámara por la modificación del haz o debido a fallas de lectura de la cámara de ionización por la falta de equilibrio electrónico.

La fig. 19 muestra una comparación de la curva de porcentaje de dosis en profundidad del haz real filtrado con el haz puro en la región de *buildup*. Como se observa la diferencia entre ambas curvas a la profundidad de d_{max} es de aproximadamente el 1%; este valor es similar al calculado siguiendo el procedimiento descrito anteriormen-

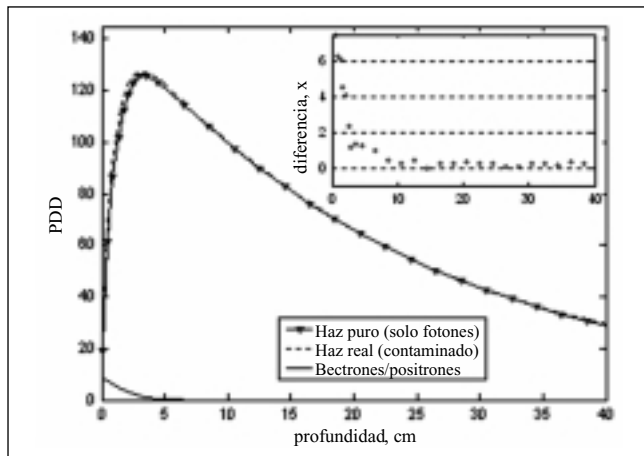


Fig. 15. Influencia de la contaminación electrónica en la dosis en profundidad para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de fotones de 18 MV, DFS=100 cm, normalizada a la profundidad de 10 g/cm^2 , obtenida por Monte Carlo: Haz puro (sólo fotones) de 18 MV (curva continua con triángulos), espectro de electrones de contaminación (curva continua) y haz real (contaminado) (curva discontinua), normalizadas a la profundidad de 10 g/cm^2 . En el inserto se muestra la diferencia entre el haz real (contaminado) y el haz puro (sólo fotones).

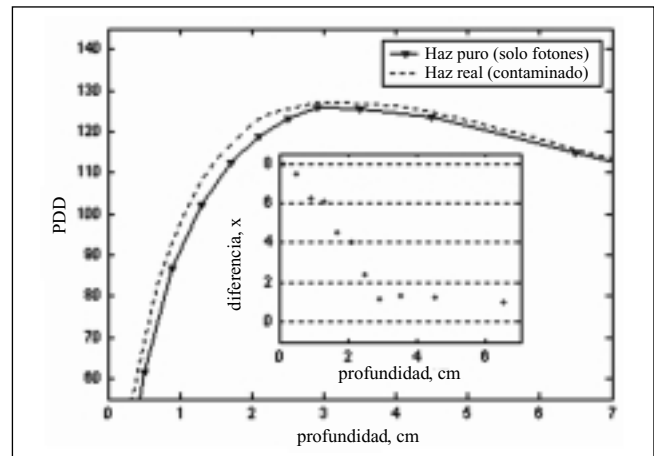


Fig. 16. Influencia de la contaminación electrónica en la dosis en profundidad para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de fotones de 18 MV, DFS=100 cm, normalizada a la profundidad de 10 g/cm^2 , obtenida por Monte Carlo: Haz puro (sólo fotones) de 18 MV (curva continua con triángulos) y haz real (contaminado) (curva discontinua), normalizadas a la profundidad de 10 g/cm^2 , región de *buildup*. En el inserto se muestra la diferencia entre el haz real (contaminado) y el haz puro (sólo fotones).

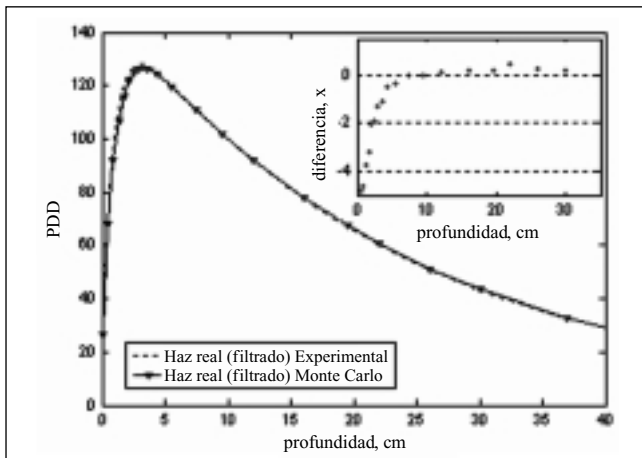


Fig. 17. Distribución de dosis en profundidad para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de fotones de 18 MV, DFS=100 cm, normalizada a la profundidad de 10 g/cm^2 , para: Haz real (filtrado TG-51) (curva continua con triángulos) obtenida por Monte Carlo y Haz real (filtrado con lámina de Pb de 1,0 mm) (curva discontinua) obtenida por medición en maniquí de agua. En el inserto se muestra la diferencia entre ambas curvas.

te en este mismo apartado (ecuación (3), tabla 1). En el inserto se muestra la diferencia entre ambas curvas que como se observa describe una curva similar a la obtenida por simulación Monte Carlo para los electrones/positrones de contaminación (fig. 20). Este mismo patrón se observó en la fig.16 cuando se compararon las curvas de PDD del haz real de fotones sin filtro con el haz puro de fotones.

La diferencia entre ambas curvas de porcentaje de dosis en profundidad para los electrones de contaminación con y sin filtro (inserto de la fig. 20) es menor del 0,5% del máximo de dosis. La colocación de la lámina de plomo reduce estos porcentajes de dosis a la profun-

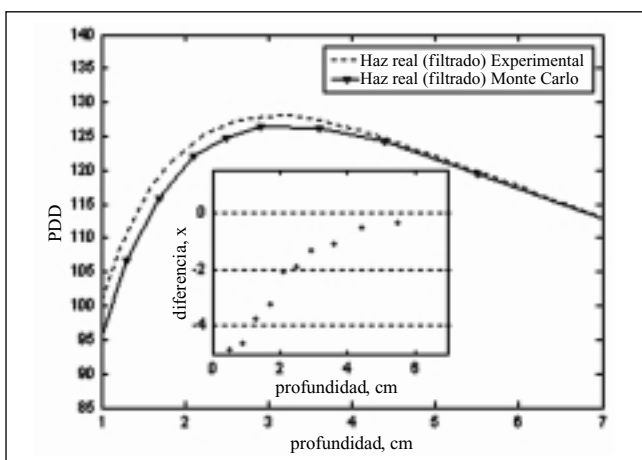


Fig. 18. Distribución de dosis en profundidad para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de fotones de 18 MV, DFS=100 cm, normalizada a la profundidad de 10 g/cm^2 , en la región de *buildup*: Haz real (filtrado TG-51) (curva continua con triángulos) obtenida por Monte Carlo y Haz real (filtrado con lámina de Pb de 1,0 mm) (curva discontinua) obtenida por medición en maniquí de agua. En el inserto se muestra la diferencia entre ambas curvas.

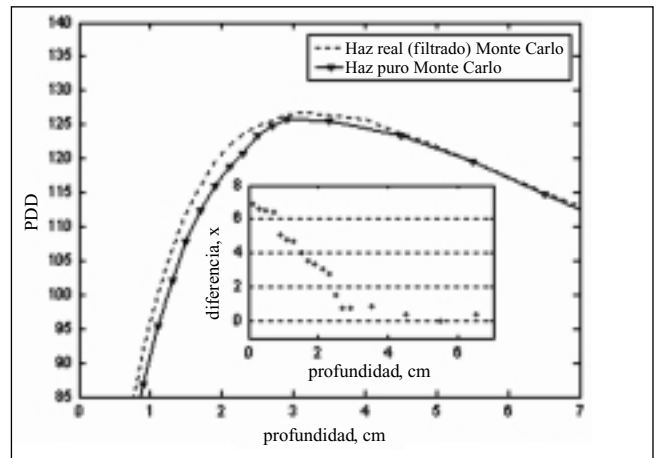


Fig. 19. Distribución de dosis en profundidad para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de fotones de 18 MV, DFS=100 cm, normalizada a la profundidad de 10 g/cm^2 , para: Haz real (filtrado TG-51) (curva discontinua) y Haz puro (curva continua con triángulos) obtenidas ambas por Monte Carlo. En el inserto se muestra la diferencia entre ambas curvas.

didad de d_{max} de 1,4% para el haz sin filtro al 1,0% para el haz filtrado. Los resultados analizados en la sección 3.1 arrojaron espectros de electrones de contaminación muy similares para el haz sin filtro y para el haz filtrado en un área de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Cabría esperar, por lo tanto, distribuciones de porcentaje de dosis en profundidad para los electrones de contaminación muy similares en ambos casos. Sin embargo, el hecho de que los espectros de contaminación sean muy parecidos y cuantitativamente se redujera sólo en un 9,7% el número de electrones y positrones de contaminación en el espacio de fases con la colocación del filtro, no es suficiente para explicar la reducción en un 30% a la profundidad de d_{max} de la curva de PDD. La distribución angular del espectro de contaminación que se genera en el filtro (fig. 6) difiere de la distribución angular del espectro de contaminación producido en los elementos del cabezal, de la cual dependerá la dispersión espacial y por tanto la fluencia y la dispersión angular en la superficie del maniquí. Las diferencias de estas dos características para el espectro filtrado respecto al espectro sin filtro determinan las diferencias observadas en las curvas de porcentajes de dosis en profundidad entre ambos casos (fig. 20).

Perfiles de dosis

La comparación de los perfiles de dosis relativa calculados por Monte Carlo para el haz de 18 MV (para las profundidades: 3,2 (d_{max}), 5, 10, y 20 g/cm^2) con los perfiles medidos mostraron buena coincidencia. Las mayores diferencias se observan alrededor de los bordes geométricos del campo, particularmente para los perfiles obtenidos a 5 g/cm^2 , donde se observan valores de 4,9%. En la región central del haz, delimitada por el nivel de dosis de 80%, las diferencias no sobrepasan el 2%.

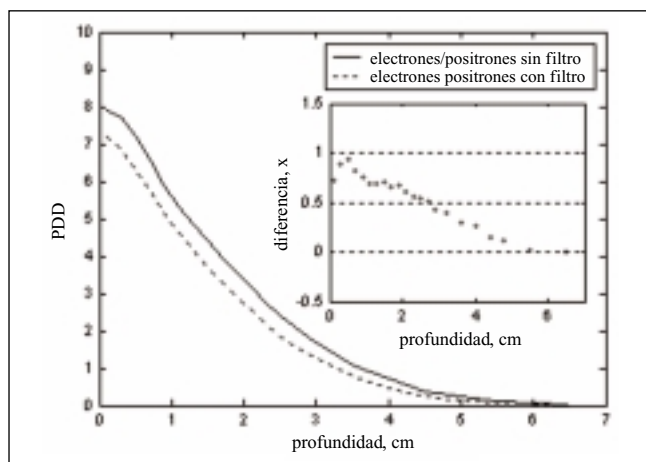


Fig. 20. Distribución de dosis en profundidad de electrones de contaminación generados por un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de fotones de 18 MV, DFS=100 cm, normalizada a la profundidad de 10 g/cm^2 , para: electrones/positrones sin filtro (curva continua) y electrones positrones con filtro (curva discontinua), obtenidas por Monte Carlo. En el inserto se muestra la diferencia entre ambas curvas.

Un resumen de la comparación de los perfiles de dosis medidos en agua, con los perfiles calculados por Monte Carlo se muestra en la tabla 2.

Tabla 2. Comparación de los perfiles de dosis medidos en agua, con los perfiles calculados por Monte Carlo.

Energía	Profundidad (g/cm^2)	Tamaño de campo (cm)		Diferencia máxima (%)		
		Medido	Calculado	Plato	Pen	Perif
	5	10,60	10,52	1,8	4,9	0,4
	10	11,10	11,04	1,2	4,6	0,3
	20	12,10	12,03	0,9	3,0	0,2

Índices de calidad

Para determinar el efecto de la contaminación de electrones en ambos protocolos, TRS-398 y TG-51, se realizaron medidas del índice de calidad del haz de fotones de 18 MV. Los datos calculados a partir de medidas experimentales se comparan con los obtenidos de la simulación por Monte Carlo del cabezal del acelerador. La tabla 3 muestra los índices de calidad del haz y sus incertidumbres asociadas. La incertidumbre experimental tipo A se ha calculado combinando una desviación estándar de las medidas y la propagación de errores en las fórmulas 1 y 2. En el caso del $\text{PDD}(10)_x$ calculado por Monte Carlo la incertidumbre experimental se determina a partir de las incertidumbres reportadas por el programa de cálculo DOSXYZnrc²⁶. Finalmente, para el $\text{TPR}_{20,10}$ la incertidumbre experimental se ha calculado considerando la expresión habitual para un cociente.

Discusión

La reproducción de las condiciones descritas en el protocolo TG-51³, por medio de la colocación de un filtro de plomo de 1,0 mm a 50 cm de la superficie del maniquí de agua, generó espectros de electrones de contaminación muy similares tanto para el haz sin filtro como para el haz filtrado. Para el haz filtrado de fotones de 18 MV se observó que la mayor parte de estos electrones de contaminación se generan en el propio filtro de plomo. Otros autores (Andreo^{32,33}) han señalado que esta contaminación depende del acelerador empleado, y no únicamente de la energía utilizada. Por ello el cálculo de la contaminación de electrones empleando haces genéricos constituye una fuente importante de incertidumbre.

Como se mencionó anteriormente, el TG-51³ propone el uso de los porcentajes de dosis en profundidad en un haz puro a 10 cm de profundidad, para identificar la calidad de haces de fotones. De acuerdo con los autores esto se puede conseguir usando una hoja de plomo como filtro que permite sustraer del haz de fotones la contaminación electrónica proveniente del cabezal y reemplazarla por la que se genera en el propio filtro y que se puede caracterizar por la energía del haz de fotones que incide en la lámina; el $\text{PDD}(10)_x$ se calcula a partir del $\text{PDD}(10)_{\text{Pb}}$ medido en el haz filtrado. Sin embargo el propio uso del plomo como material absorbente de los electrones secundarios procedentes del cabezal del acelerador ha sido objeto de controversia^{32,33,35}, a pesar de otros estudios de Li y Rogers³⁶ que concluyen, utilizando simulación Monte Carlo, que el tungsteno y el plomo son los mejores filtros para un haz de electrones monoenergético de 23,75 MeV, considerando una distancia a la superficie del agua de 50 cm. Los resultados obtenidos en el presente trabajo empleando tanto el espectro de fotones de 18 MV del acelerador lineal Siemens Primus® como algunos espectros de haces de fotones reportados en la literatura^{23,24,37}, muestran que el empleo de un filtro de plomo produce una nueva contaminación electrónica cuya distribución angular y energética depende del espectro de fotones que incide en el filtro de plomo, y por tanto del acelerador empleado, y no únicamente de la energía utilizada, confirmando así las predicciones de Andreo^{32,33}.

Estos resultados confirman la necesidad de estudiar otros espectros clínicos de fotones que permitan evaluar las consecuencias del empleo del filtro de plomo en la determinación de la calidad del haz a partir de la relación entre el $\text{PDD}(10)$ y $\text{PDD}(10)_x$, propuesta por Rogers^{3,31}. La serie de publicaciones sobre este tema de Rogers y col. está basada en un llamado "conjunto estándar" de espectro de haces de fotones, el cual contiene los haces clínicos típicos calculados por Mohan y col³⁷ y como entrada a algunos de los cálculos necesarios se han utilizado espectros simples de electrones.

Los espacios de fases obtenidos para los haces de fotones de 18 MV sin filtro fueron verificados, a partir de su empleo como datos de entrada para calcular perfiles de dosis en profundidad y transversales utilizando el programa de cálculo DOSXYZnrc²⁶, resultados que fueron comparados con datos experimentales obtenidos de mediciones con cámara de ionización en un maniquí de agua, para un campo de 10x10 cm² y una distancia fuente superficie de 100 cm. En general, la coincidencia entre los porcentajes de dosis en profundidad calculados por simulación Monte Carlo y los medidos experimentalmente es buena, con diferencias menores que 1,0% del máximo de dosis, excepto para puntos situados muy próximos a la superficie, donde estas diferencias alcanzan hasta un 3%, efecto debido probablemente a fallas de lectura de la cámara de ionización por la falta de equilibrio electrónico, errores de posicionamiento del punto efectivo de la cámara durante el enrasado de ésta o a cambios del punto efectivo de la cámara por la modificación del haz cuando se emplea el filtro de plomo.

En el interior del campo, para puntos situados a más de 1 cm de los bordes geométricos del campo, las diferencias entre los perfiles de dosis calculados por Monte Carlo y los medidos en agua, para cuatro profundidades diferentes [3,2 (d_{max}), 5, 10, y 20 g/cm²] son menores del 2% del máximo de dosis. Para puntos situados fuera del campo estas diferencias no superan el 0,5% del máximo de dosis, mientras que alrededor de los bordes geométricos del campo estas diferencias son más significativas, con valores que alcanzan hasta un 4,9% del máximo de dosis para el haz de 18 MV a 5 cm de profundidad. Algunos resultados muestran que los perfiles de dosis de los haces son sensibles al ancho del haz de electrones incidente³⁸, efecto que se expresa en variaciones de las medidas de la penumbra del haz y en la mayor o menor presencia de cuernos. En nuestro caso se utilizó un haz de electrones de 2 mm de diámetro, que corresponde al dato suministrado por el fabricante. Un aspecto pendiente a evaluar en nuestro acelerador es el ajuste de los perfiles calculados a los obtenidos experimentalmente y determinar si las diferencias observadas obedecen a las dimensiones del haz de electrones incidente en el blanco o si estas diferencias están relacionadas con las dimensiones de la cámara de ionización utilizada para las medidas experimentales de los perfiles de dosis del haz.

En el caso de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad para los electrones de contaminación con y sin filtro, éstas resultaron muy similares en ambos casos, lo que era de esperar teniendo en cuenta la similitud entre los espectros de contaminación de electrones con y sin filtro. Las diferencias entre ambas en general son menores del 0,5% del máximo de dosis. La colocación de la lámina de plomo reduce estos porcentajes de dosis a la profundidad de d_{max} de 1,4% para el haz sin filtro al

Tabla 3. Índices de calidad e incertidumbres asociadas calculados para el haz de 18 MV del acelerador lineal Siemens Primus®.

Energía	Método	Índice de calidad	
18 MV	TRS-398	$TPR_{20,10}^{MC}$	0,7750±0,0024
		$TPR_{20,10}^{exp}$	0,7701±0,0011
18 MV	TG-51	$PDD(10)_x^{MC}$	79,640±0,236
		$PDD(10)_x^{exp}$	78,728±0,122

1,0% para el haz filtrado de fotones de 18 MV. Estos resultados se corresponden con los reportados por otros autores para haces de energías similares³⁴ y se explican por dos razones: las diferentes distribuciones angulares de los espectros de contaminación producidos en los elementos del cabezal y en el filtro, de las cuales dependerá la dispersión espacial y por tanto la fluencia y la dispersión angular en la superficie del maniquí; y la disminución en la energía media del espectro de electrones de contaminación.

La comparación entre los índices de calidad para el haz estudiado de fotones de 18 MV, a partir del cociente de los índices obtenidos de medidas experimentales, con los obtenidos de la simulación por Monte Carlo del cabezal del acelerador (tabla 3) muestra una discrepancia del 0,65% cuando se utiliza el $TPR_{20,10}$. Esta discrepancia es del 1,15% cuando se utiliza el $PDD(10)_x$. Aunque las diferencias obtenidas por ambos protocolos son similares, éstas resultan menores para el caso del $TPR_{20,10}$ que las obtenidas para el $PDD(10)_x$ para el haz estudiado de 18 MV.

Por otra parte, la dosis relativa a la profundidad del máximo de dosis debida a la contaminación de electrones, se estimó como la diferencia entre las curvas de rendimiento en profundidad del haz real contaminado y el haz puro, normalizadas a 10 cm de profundidad (tabla 1). Para el TRS-398 se emplearon las curvas de PDD obtenidas por simulación Monte Carlo con y sin filtro de plomo; para el TG-51 se emplearon las mismas curvas de PDD simuladas por Monte Carlo pero para el haz puro se utilizó el valor de $PDD(10)_x$ calculado luego de aplicar dicho protocolo. Los resultados obtenidos siguiendo el procedimiento descrito, muestran resultados similares. Cuando no se emplea el filtro de plomo, esta contaminación se estimó en 1,3% de acuerdo con el TG-51 mientras que el TRS-398 la estimó en 1,4%. Sin embargo, cuando se utiliza el valor de $PDD(10)_x$ obtenido de las curvas experimentales, el TG-51 subestima ligeramente la contaminación electrónica al obtenerse un valor de 1,0%.

Conclusiones

Se realizó la simulación por Monte Carlo del cabezal del acelerador lineal Siemens Primus® del Hospital México (San José, Costa Rica) para obtener los espacios de

fases de las partículas del campo de radiación que llega a la superficie del maniquí, utilizando el programa de cálculo BEAMnrc²² de simulación Monte Carlo del transporte de fotones y electrones, para un campo cuadrado de 10x10 cm² y una distancia de 100 cm, tanto para haces sin filtro como para haces filtrados por una lámina de plomo de 1,0 mm colocada a 50 cm sobre la superficie del maniquí de agua.

Los espacios de fases calculados por Monte Carlo fueron verificados a partir de su empleo como datos de entrada para calcular perfiles de dosis en profundidad y transversales utilizando el programa de cálculo DOSXYZnrc²⁶ y su posterior comparación con datos experimentales. Se ha encontrado una buena correspondencia entre las distribuciones calculadas por simulación Monte Carlo y las obtenidas de medidas experimentales en agua empleando una cámara de ionización.

Se evaluaron los espectros de contaminación electrónica con y sin filtro obtenidos por simulación Monte Carlo para un haz de fotones de 18 MV. Los espectros de electrones y positrones de contaminación generados resultaron muy similares tanto para el haz sin filtro como para el haz filtrado pero con diferencias en sus distribuciones angulares; estas últimas provocan diferentes fluencias y distribuciones angulares que determinan las diferencias observadas en las distribuciones de dosis. Se observó que la mayor parte de estos electrones de contaminación se generan en el propio filtro. Se estudió además la contaminación electrónica generada en el filtro de plomo por algunos espectros de fotones reportados en la literatura con el propósito de evaluar la dependencia de los espectros de contaminación del espectro de fotones incidente en la lámina de plomo. Los resultados observados para los casos estudiados apuntan a la dependencia de esta contaminación del espectro de fotones incidente y por consiguiente del acelerador utilizado. Por tanto en los casos que se utilice el PDD(10)_x como identificador de la calidad del haz, al reproducir las condiciones descritas en el TG-51, la contaminación electrónica que se genera en la lámina de plomo es dependiente del haz de fotones que incide en la lámina. Esto confirma el criterio de que utilizar haces genéricos introduce fuentes adicionales de incertidumbre y la necesidad de estudiar otros espectros clínicos de fotones que permitan evaluar las consecuencias del empleo del filtro de plomo en la determinación de la calidad del haz a partir de la relación entre el PDD(10)_{Pb} y PDD(10)_x. Esto es particularmente importante para haces de fotones de alta energía pero cercanos al límite de 10 MV propuesto en el TG-51 puesto que estudios en haces de 15 MV³⁴ muestran que el TG-51 subestima la contaminación de electrones.

Se ha determinado el efecto de la contaminación de electrones en ambos protocolos, TRS-398 y TG-51 a partir de cálculos por Monte Carlo y medidas experimentales del índice de calidad del haz estudiado de fotones de 18 MV. Los datos calculados a partir de medidas experimen-

tales para un campo cuadrado de 10x10 cm² y una distancia Fuente-Superficie de 100 cm se compararon con los obtenidos de la simulación por Monte Carlo del cabezal del acelerador. Se ha encontrado que ambos protocolos, siguiendo el procedimiento descrito en el estudio para calcular la contribución a la dosis por contaminación electrónica, reportan valores similares de contaminación electrónica a la profundidad de d_{max} para el haz estudiado de 18 MV cuando se emplean los datos calculados por Monte Carlo; sin embargo cuando se utiliza el valor de PDD(10)_x obtenido de las curvas experimentales, el TG-51 subestima ligeramente la contaminación electrónica.

Agradecimientos

Deseamos agradecer a la Sra. Frances Ann Bombardiere y a *Medical Physics Support (Siemens Medical Solutions)* quienes gentilmente nos facilitaron los datos del acelerador lineal Primus. Asimismo, deseamos agradecer al Servicio de Oncología y Radioterapia del Hospital México (Costa Rica) por todo su apoyo en el desarrollo de este trabajo.

Referencias

1. Gosstandart. Absorbed dose determination in photon (1-50 MeV) and electron (5-50 MeV) radiation therapy beams. Standard RD-50-691-89. Moscow (in Russian) (1990).
2. IAEA TRS 398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Dosimetry and Medical Radiation Physics Section. IAEA, Wagramer Strasse 5, Vienna, Austria.
3. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams. *Med Phys* 1999;26 (9).
4. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, Nath R, Rogers DW. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys* 1999;26:1847-70.
5. Palmans H, Mondelaers W, Thierens H. Absorbed dose beam quality correction factor k_Q for the NE2571 chamber in a 5 MV and a 10 MV photon beam. *Phys Med Biol* 1999; 44:647-663.
6. AAPM. American Association of Physicists in Medicine. Task Group 21: Protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med Phys* 1983;10:741-771.
7. IAEA International Atomic Energy Agency. The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy Electron and Photon Beams: An International Code of Practice for Dosimetry. Technical Report Series No. 381 (Vienna: IAEA) (1997b).
8. IAEA International Atomic Energy Agency. Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice. Technical Report Series No. 277 Second Edition (Vienna: IAEA) (1997a).
9. Andreo P, Burns DT, Hug MS. Review of the data in the International Code of Practice IAEA TRS-398 (2000). Comparison with other Dosimetry Protocols (2000).
10. IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine) Code of Practice for high-energy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service. *Phys Med Biol* 35:1355-60.

11. SEFM Sociedad Española de Física Médica. Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos. Documento SEFM 84-1 SEFM, Madrid (1984).
12. SEFM Sociedad Española de Física Médica. Suplemento al Documento 84-1: Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos. Documento SEFM 87-1 SEFM, Madrid (1987).
13. NCS. Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie. Code of Practice for the dosimetry of high energy photon beams. Report NCS-2 (Delft: NCS) (1986).
14. IPEMB. Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology. The IPEMB code of practice for electron dosimetry for radiotherapy beams of initial energy from 2 to 50 MeV based on air kerma calibration. Phys Med Biol 1996; 41:2557-2603.
15. DIN Deutsches Institut für Normung. Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen und Elektronenstrahlung, Teil 2: Ionisationsdosimetrie (DIN 6800-2) (Berlin: DIN) (1997)
16. AIFB Associazione Italiana di Fisica Biomedica. Protocollo per la dosimetria di base nella radioterapia con fasci di fotoni ed elettroni con Emax fra 1 e 40 MeV. Fis. Biomed. VI(2) (1988).
17. Brahme A, Svensson H. Radiation beam characterization of a 22 MeV microtron. Acta Radiol Oncol 1979;18:244-272.
18. Greening A. Fundamentals of Radiation Dosimetry. Med. Phys. Handbooks, Adam Hilger Ltd, Bristol (1981).
19. Brahme A, Andreo P. Dosimetry and quality specification of high-energy photon beams. Acta Radiol Oncol 1986;25:213-223.
20. British Institute of Radiology. Central axis depth dose data for use in Radiotherapy. Brit J Radiol 1983; Supplement no. 17. The British Institute of Radiology, London.
21. British Institute of Radiology. Central axis depth dose data for use in Radiotherapy. Brit J Radiol 1996; Supplement no. 25. The British Institute of Radiology, London.
22. Rogers DWO, Ma CM et al. BEAMnrc_user manuals. NRCC Report PIRS 0509(A) revG, National Research Council of Canada, Ottawa, K1A OR6, September, 2000.
23. Kawrakow I, Rogers DWO. The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. NRCC Report PIRS 701, National Research Council of Canada, Ottawa, K1A OR6, May, 2001.
24. Rogers DWO, Kawrakow I, Seuntjens JP, Walters BRB. NRC User Codes for EGSnrc. NRCC Report PIRS 702, National Research Council of Canada, Ottawa, K1A OR6, June, 2001.
25. Ma CM, Rogers DWO. BEAMDP_Users manual. NRCC Report PIRS 0509(C), National Research Council of Canada, Ottawa, K1A OR6, October, 1999.
26. Walters BRB, Rogers DWO. DOSXYZnrc_Users manual. NRCC Report PIRS 794, National Research Council of Canada, Ottawa, K1A OR6, December, 2002.
27. Walters BRB, Kawrakow I, Rogers DWO. History by history statistical estimators in the BEAM code system. NRCC Report PIRS 0791, National Research Council of Canada, Ottawa, K1A OR6, May, 2002.
28. Sempau J, et al. Monte Carlo simulation of electron beams from an accelerator head using Penélope. Phys Med Biol 2001; 46: 1163-1186.
29. ISO International Organization for Standardization, "Quantities and Units- Part 0: General principles", ISO International Standard 31-0, ISO, Geneva (1992).
30. ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements, Fundamental radiation quantities and units, ICRU Report 60, ICRU, Bethesda, MD (1999).
31. Kosunen A, Rogers DWO. Beam quality specification for photon beam dosimetry. Med Phys 1993;20:1181-1188.
32. Andreo, P. On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry. Med Phys 2000;27 (3):434-440.
33. Andreo P. Reply to "Comment on 'On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry. [Med. Phys. 27 441-444 (2000)]'". Med Phys 2000;27 (7):1693-1695.
34. López MA. Influencia de la contaminación de electrones en la Dosimetría de Haces de Fotones de Uso Clínico. Tesis por grado de Doctor. Departamento de Física, Universidad de Granada, España (2005).
35. Rogers DWO. Comment on "On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry. [Med. Phys. 27 434-440 (2000)]". Med Phys 2000;27:441-444.
36. Li XA, Rogers DWO. Reducing electron contamination for photon-beam-quality specification. Med Phys 1994;21:791-798.
37. Mohan R, Chui C, Lidofsky L. Energy and angular distribution of photons from linear accelerator. Med Phys 1985;12:592-597.
38. Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. Radiother Oncol 2001;60:191-201.
39. Rogers DWO. Correcting for electron contamination at dose maximum in photon beams. Medical Physics 1999; 26:533-537.
40. Kosunen A, Rogers DWO. Beam quality specification for photon beam dosimetry. Med Phys 1993;20:1181-1188.
41. Rogers DWO, Yang CI. Corrected relationship between %dd(10)x and stopping power ratios. Med Phys 1999;26:538-540.

Aplicación del concepto de Dosis Equivalente Uniforme Linealizada para la optimización en tratamientos de IMRT

T. P. Boulé¹, R. Arráns Lara², M. I. Gallardo Fuentes³

¹Departamento de Fisiología Médica y Biofísica, Facultad de Medicina, Universidad de Sevilla.

²Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla.

³Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear; Facultad de Física, Universidad de Sevilla.

Application of the Max & Mean Linearized Equivalent Uniform Dose concept in IMRT treatment plan optimization

Resumen

Introducción: La optimización de tratamientos en Radioterapia con Intensidad Modulada (IMRT) está basada habitualmente en criterios físicos. Sin embargo, las soluciones obtenidas no han de ser biológicamente óptimas, necesariamente. Se propone el uso de la Dosis Uniforme Equivalente (*EUD*) lineal como alternativa frente a la *EUD* generalizada, por ser la primera más abordable desde el punto de vista computacional.

Material y método: Se optimizan las fluencias de unos segmentos prediseñados en un caso de próstata y otro de orofaringe, buscando la mayor homogeneidad de la dosis absorbida en el volumen blanco (PTV), compatible con unas restricciones de *EUD* para los órganos de riesgo. Se compararon las soluciones obtenidas con criterios físicos y biológicos, y los tiempos de cálculo correspondientes al uso de la *EUD* generalizada y linealizada.

Resultados y conclusiones: En ambos casos, la solución óptima bajo criterios físicos no lo es en términos biológicos. Las diferencias no son muy significativas para el caso de próstata, pero son importantes para el caso de orofaringe, donde existe un fuerte antagonismo entre los órganos de riesgo y el PTV. Se recomienda la optimización mediante el modelo lineal, ya que consigue reducir el tiempo de cálculo un factor 4 frente al modelo generalizado.

Palabras clave: Optimización. IMRT. *EUD*. Tiempo de computación.

Abstract

Introduction: Treatment plan optimization in Intensity Modulated is usually based on physical criteria. Nonetheless, such optimal plans are not necessarily optimal from a biological point of view. The use of the linearized Max-Mean Equivalent Uniform Dose (*EUD*) is suggested as an alternative of the generalized *EUD*, due to the mathematical properties of the former.

Material and methods: Optimized fluences of some pre-designed segments (for both prostate and oropharynx cases) are obtained by minimizing the standard deviation from a prescription dose value restricted to an *EUD* value and maximum dose constraints for the critical structures. Results of physical and biological optimization are compared as well as the computation times related to the use of generalized and linearized Max-Mean *EUD*.

Results and conclusions: For both clinical cases, optimal plans obtained from physical criteria are not biologically optimal. While slight differences exist in the prostate case they are much more important when dealing with oropharynx, where the need of making trade offs between organ sparing and target volume dose homogeneity is much more evident. Linearized *EUD* could be then a good solution for treatment plan optimization, as it reduces computation time by a factor of 4 compared to generalized *EUD*.

Key words: Optimization. IMRT. *EUD*. Computation time.

Correspondencia: Thierry Pascal Boulé. Departamento de Fisiología Médica y Biofísica. Facultad de Medicina. Universidad de Sevilla. Avda. Sánchez Pizjuán 4. 41009 Sevilla.

Fecha de recepción: 27-4-2007

Fecha de aceptación: 16-10-2007

Introducción y objetivos

En el diseño de un tratamiento de Radioterapia con Intensidad Modulada (IMRT) existen varios procesos susceptibles de optimización. Sin pretender ser exhaustivos, podríamos citar: la elección del número de incidencias y sus ángulos correspondientes, la definición de la función objetivo más acorde con el resultado deseado, la obtención de la matriz de fluencia que conduzca a la mejor distribución de la dosis absorbida (en adelante dosis) compatible con la función objetivo y la secuenciación de segmentos en el colimador multiláminas que dé lugar a las fluencias teóricamente calculadas.

El primero de estos procesos suele reducirse a elegir las direcciones de incidencia más favorables de acuerdo con la disposición anatómica de los órganos implicados y a emplear un número impar de haces para evitar su disposición en direcciones opuestas.

Por otra parte, existen diversos algoritmos de secuenciación que determinan, para cada fabricante, los segmentos mínimos necesarios para obtener las matrices de fluencia calculadas teóricamente.

Sin embargo, los algoritmos de optimización de la matriz de fluencia usados en planificación inversa emplean, generalmente, criterios matemáticos los cuales, resolviendo el problema, no lo hacen de forma óptima en términos de la cantidad de segmentos resultante y del número total de unidades monitor (UM).

Por su parte, el paso anterior depende de la definición de la función objetivo que, al tratar de adecuarse a dos procesos en competencia (obtener la distribución de dosis más homogénea en el PTV, a la vez que tratar de minimizar el impacto en los órganos de riesgo), puede conducir a resultados distintos a partir de pequeñas variaciones de sus parámetros.

La estrategia directa para IMRT, que implica la elección de segmentos prediseñados para cada patología (*class solution*), reduce considerablemente el número de segmentos y de UM en relación con la inversa^{1,2}. Sin embargo, persiste la incertidumbre de cuál es la mejor definición de función objetivo para un caso determinado.

Esto es así debido a que la optimización de las fluencias está basada habitualmente en criterios físicos³⁻⁶. No obstante, existen propuestas para construir la función objetivo a partir de criterios basados en el efecto dosis-volumen biológico, tales como la probabilidad de control tumoral (*TCP*), la probabilidad de complicaciones en tejido sano (*NTCP*) o la Dosis Uniforme Equivalente Generalizada⁷ (*gEUD*). Tales propuestas se basan en modelos de comportamiento radiobiológico, cuya validez, así como el valor de sus parámetros, están aún en fase de evaluación.

En el caso habitual de que nos encontremos con más de un volumen de interés, las soluciones óptimas difieren según el valor de las restricciones impuestas, lo que implica la necesidad de explorar una gran cantidad de

soluciones antes de poder decidir qué plan elegir⁸. Esto requiere un tiempo de computación que puede llegar a ser incompatible con las exigencias diarias. En este trabajo se utiliza el concepto de *EUD* linealizada⁹ para formalizar el problema de la optimización, se evalúa el ahorro de tiempo de cálculo que supone emplear esta función como aproximación de la *EUD* generalizada y se comparan los resultados obtenidos frente a la optimización convencional basada exclusivamente en criterios físicos.

Material y método

En la formulación del problema de optimización de un plan de tratamiento, a cada estructura, órgano de riesgo o volumen tumoral, se asocia una función objetivo que debe ser optimizada (minimizada o maximizada).

Una primera elección de la función objetivo se basa en criterios puramente físicos. Es decir, eligiendo unas dosis medias para cada órgano o región de interés y unas desviaciones permitidas respecto de éstas, la función objetivo se define de la siguiente manera:

$$F = \sum_{i=1}^N r_i \times \chi_i^2 \quad (1)$$

En ella se han considerado N regiones i , cada una con un factor de importancia relativo r_i , que indica la prioridad de una región respecto a las demás, en cuanto a la aplicación de las restricciones impuestas. La función χ_i^2

$$\chi_i^2 = \sum_{j \in i} \frac{(D_j - D_i^0)^2}{\sigma_i^2} \quad (2)$$

representa la dispersión (o ji cuadrado) de los puntos de dosis D_j que pertenecen a la región i respecto a una dosis de prescripción D_i^0 y una desviación permitida σ_i proporcionadas por el usuario^{1,2}. Así pues, la función objetivo parcial de cada una de las regiones vendrá definida por el tipo de órgano de que se trate, bien sea órgano de riesgo o volumen blanco (OAR o PTV, respectivamente). En el primer caso, la desviación permitida σ_i será tal que el límite superior del intervalo de dosis no supere la tolerancia del órgano en cuestión. En cambio, si la optimización afecta al PTV, el valor de σ_i será el mínimo posible (típicamente $\pm 3\%$), con el objetivo de alcanzar la mayor homogeneidad compatible con el resto de restricciones.

Sin embargo, para que estas funciones objetivo sean efectivas, deberían introducir criterios radiobiológicos en su definición. De este modo, para el PTV, la función objetivo debe estar asociada a la probabilidad de llegar a eliminar todas las células clonogénicas que contiene el

tumor. El concepto de *TCP* (*Tumor Control Probability*) es una herramienta que permite valorar la probabilidad de que no sobreviva ninguna célula clonogénica, a partir del conocimiento de la distribución de la dosis en el volumen tumoral. De su definición¹⁰ se deduce que una zona ligeramente fría en el PTV puede compensarse, en términos de *TCP*, por una zona caliente (de dosis mayor que la de prescripción). Sin embargo, esta compensación no es simétrica, con lo cual pueden ser necesarios de puntos muy calientes para superar el efecto producido por algunas zonas frías e incluso, a veces, no llegar a equilibrar el PTV.

Estas consideraciones tienen implicaciones muy importantes en el ámbito de la optimización de planes de tratamiento. En efecto, la maximización de la *TCP* bajo restricciones para los órganos de riesgo lleva a distribuciones de dosis muy heterogéneas para el PTV¹¹. Sin embargo, estas distribuciones heterogéneas de dosis en el PTV no son deseables, por razones clínicas. Así, se demostró que el control local está correlacionado clínicamente con una distribución homogénea de la dosis en el PTV¹².

Por estas razones, la opción elegida para la optimización en el PTV en este trabajo ha sido caracterizar la calidad de la distribución de dosis mediante la desviación estándar respecto a una distribución homogénea (a una dosis igual a la dosis de prescripción). Es decir, la misma función definida por criterios físicos [ecuación (1)], donde ahora la única región es el PTV.

Para incluir criterios radiobiológicos en los órganos de riesgo se ha utilizado el concepto de Dosis Uniforme Equivalente (*EUD*) o Efectiva¹³ en lugar de la magnitud *NTCP* (*Normal Tissue Complication Probability*)¹⁴. Ello es debido a que la función *EUD* es convexa respecto a los valores de dosis de los vóxeles de los órganos de riesgo (*OARs*), lo que facilita notablemente el proceso de optimización. No obstante, el mínimo global se corresponde con el que se obtendría partiendo de un modelo de *NTCP*⁷.

Así pues, para obtener una solución con un nivel aceptable de homogeneidad de dosis en el PTV dada por $D_{PTV}^0 \pm \sigma_{PTV}$ y compatible con las tolerancias de los *OARs* implicados (*EUD* menores que EUD_i^{Max} para cada órgano *i*), tendremos el problema de optimización siguiente (en el caso de considerar *R* órganos de riesgo):

$$\left. \begin{aligned} \text{Min } \chi_{PTV}^2 = \text{Min} \left[\frac{1}{\sigma_{PTV}^2} \sum_{j \in PTV} (D_j - D_{PTV}^0)^2 \right] \\ EUD_i \leq EUD_i^{Max}, \forall i \in [1, R] \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

Existen varios modelos para la determinación de la *EUD*. Uno de los más utilizados es la Dosis Uniforme Equivalente Generalizada (*gEUD*)¹⁵. Su definición es la siguiente:

$$gEUD = \left(\sum_{j \in OAR} v_j \times D_j^a \right)^{1/a} \quad (4)$$

Donde v_j es el volumen parcial del órgano que recibe una dosis D_j y a es el parámetro que describe el efecto dosis-volumen. Así pues, para un órgano paralelo típico, en el que la *EUD* coincide con la dosis media, $a=1$. Por el contrario, a un órgano serie, para el que resulta fundamental la dosis máxima, le corresponde $a \rightarrow +\infty$.

En este trabajo se ha optado por el empleo del modelo de la Dosis Equivalente Linealizada (αEUD) que tiene la ventaja, con respecto al de la generalizada, de que las restricciones, en términos de los valores de la dosis en los distintos vóxeles, se expresan como desigualdades lineales, como se muestra a continuación.

La Dosis Equivalente Linealizada no es más que una simplificación del concepto de *gEUD* que resulta de una combinación convexa de las dosis media y máxima y está definida como:

$$\alpha EUD = \alpha \times \text{Max}\{D_j\} + (1-\alpha) \times \bar{D} \quad (5)$$

donde \bar{D} es la dosis media de la distribución de dosis y $\alpha \in [0,1]$. De ahí que, para un órgano de riesgo determinado y para una *class solution* dada, la desigualdad (3) es ahora, para cada órgano de interés *i*, equivalente a un sistema de *M* desigualdades lineales en función de las fluencias w_k . Es decir, sustituyendo (5) en $\alpha EUD_i \leq EUD_i^{Max}$ se tiene:

$$\sum_{k=1}^N w_k [(1-\alpha) \times \bar{d}_k + \alpha \times d_{jk}] \leq EUD_i^{Max}; \forall j \in OAR_i \quad (6)$$

donde *N* es el número de segmentos, $\bar{d}_k = \sum_{j=1}^M v_j \times d_{jk}$ es la dosis media asociada al segmento *k*, d_{jk} la contribución de dosis del segmento *k* en el punto *j* y *M*, el número total de vóxeles (o puntos *j*) de volumen parcial normalizado v_j en el órgano de riesgo considerado (*OAR_i*).

Puesto que las restricciones del problema de optimización (3) son ahora lineales, su resolución es sencilla desde un punto de vista computacional utilizando el algoritmo *Active Set* de programación cuadrática implementado en Matlab 6.5® (*The Mathworks Company*).

Para poder comparar estos métodos de resolución, se aplicaron en casos reales de próstata y de orofaringe. Para los casos de próstata las limitaciones aplicadas fueron el nivel de *EUD* para el recto, relacionado con un criterio de valoración o *endpoint* correspondiente a una complicación gastrointestinal aguda de grado 2 y la dosis máxima recibida por las cabezas femorales (debido a la escasez de datos para evaluar una *EUD* adecuada). Los valores de los parámetros correspondientes a los modelos

fueron obtenidos del ajuste a una base de datos clínicos, del que se obtuvo un valor de $\alpha = 0,6$ para el recto¹⁶. La limitación de la dosis máxima en las cabezas femorales pretende reducir el riesgo de necrosis radioinducida. Para los casos de orofaringe, las limitaciones se aplicaron a la dosis máxima en médula y a la dosis media en las glándulas parótidas, magnitudes que se corresponderían con las *EUD* de estos órganos. De hecho, es interesante recordar que, según la ecuación (5), la dosis máxima y la dosis media de una distribución de dosis son sólo casos particulares del valor de la *EUD* (para alfa igual a 0 y alfa igual a 1, respectivamente).

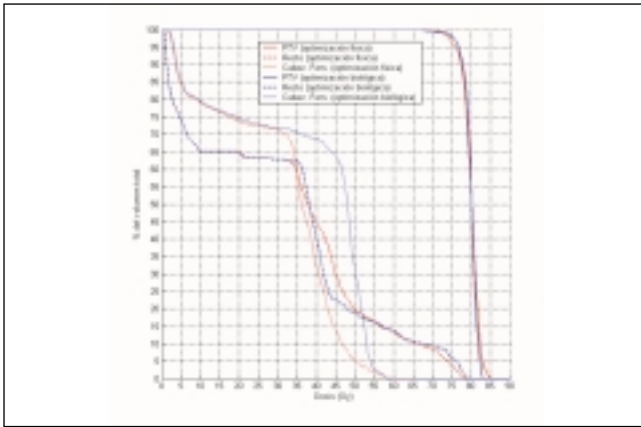


Fig.1. Comparación entre los histogramas dosis-volumen (DVH) de un plan de tratamiento de próstata óptimo, según la función *F* (optimización física) y el plan de tratamiento biológicamente equivalente (en cuanto a los órganos de riesgo) optimizado según la ecuación (3) (optimización biológica).

Para ambas localizaciones se compararon los resultados obtenidos a partir de optimizaciones basadas tanto en criterios físicos como biológicos.

Resultados y discusión

La fig. 1 muestra los histogramas dosis volumen correspondientes a un plan de tratamiento de próstata, optimizado mediante criterios físicos^{1,2} y mediante el método propuesto. De acuerdo con las limitaciones impuestas, ambos planes son equivalentes desde el punto de vista de los OAR, ya que la dosis máxima para las cabezas femorales no se supera en ninguno de los dos casos y los valores de la αEUD para el recto, calculados a partir de los datos del histograma, son similares. No obstante, la optimización basada en criterios biológicos permitió reducir el valor de la χ^2 en el PTV.

La fig. 2 muestra cómo varía el valor de la χ^2 para el PTV en función de los valores de las restricciones sobre el valor de la *EUD* y de la dosis máxima en las cabezas femorales. Las curvas bidimensionales de esta figura representan el *frente Pareto*, es decir los valores de las funciones objetivo para las soluciones óptimas. Como puede apreciarse, la dosis máxima en las cabezas femorales empieza a tener cierta influencia cuando se restringe a un valor inferior a 55 Gy. Por debajo de este valor es necesario incrementar el valor tolerado de la *EUD* para el recto para conseguir mantener la homogeneidad de la dosis en el PTV ($\chi^2 < 1$). Para valores superiores a 55 Gy, la restricción correspondiente deja de ser saturada (el valor de la dosis máxima en las cabezas femorales del plan óptimo es inferior a la limitación impuesta), y la solución óptima está únicamente dominada por la *EUD* del recto. Gracias a este tipo de cálculo, pueden elegirse los valores de las restricciones en función del grado de homogeneidad de dosis que se pretenda conseguir.

En el caso de orofaringe, al igual que en el caso de próstata, se generó un plan de tratamiento y se optimizó con criterios físicos y mediante el método desarrollado en el que se minimizó la χ^2 del PTV con restricciones de

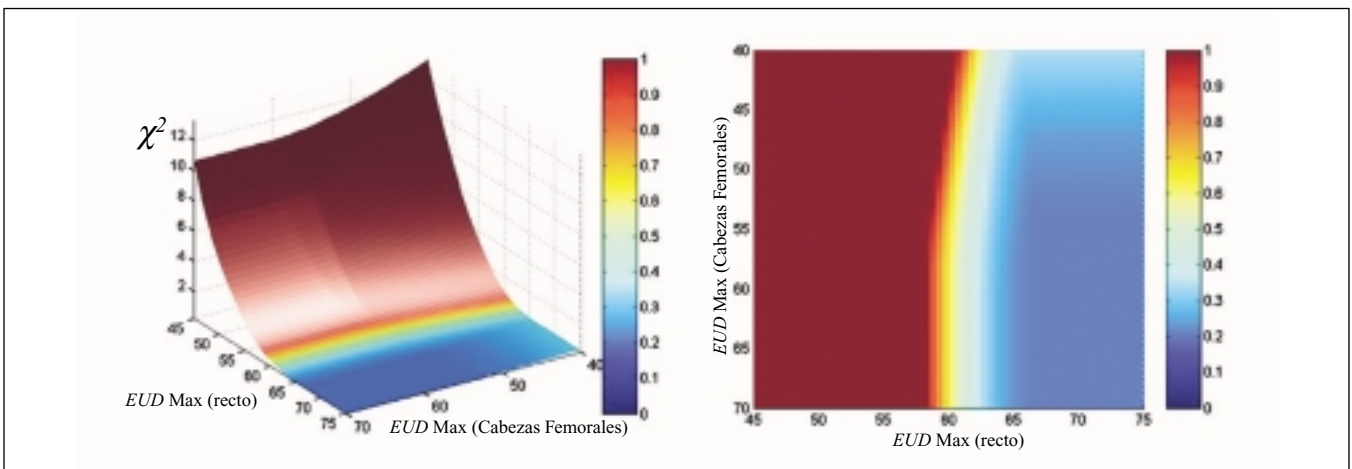


Fig. 2. Variación de la χ^2 del PTV en función de los valores de las restricciones impuestas a las cabezas femorales (*EUD* equivalente a dosis máxima) y a la *EUD* del recto ($\alpha= 0,6$).

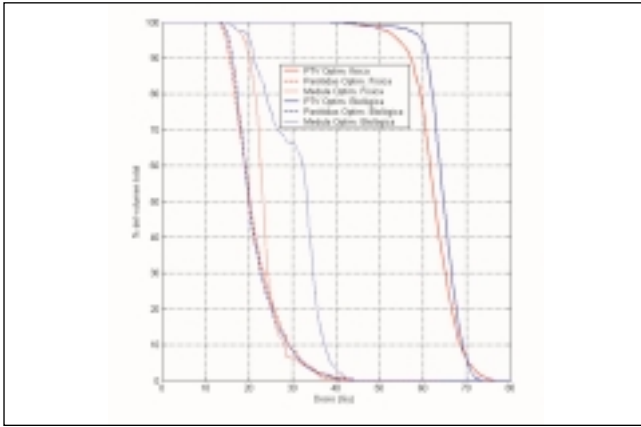


Fig. 3. Comparación entre los DVH de los planes optimizados según criterios físicos y biológicos en un tratamiento de orofaringe con IMRT.

EUD para las glándulas parótidas y la médula. Se consiguió disminuir significativamente el valor de la χ^2 y de la dosis máxima recibida en el PTV, manteniendo los demás niveles de las restricciones, tal como se aprecia en los histogramas dosis-volumen de la fig. 3. Aunque los histogramas de las glándulas parótidas apenas cambiaron (puede considerarse que ambos eran "óptimos" desde el punto de vista biológico), el correspondiente a la médula sufrió un cambio importante. Este hecho se debe a que hemos considerado que el comportamiento de este órgano es completamente "en serie" (sólo es sensible a la dosis máxima).

La variación del valor de la χ^2 , en función de las restricciones impuestas, está representada en la fig. 4 en un caso de orofaringe. Como puede observarse, al contrario que en el caso de próstata, donde la dosis máxima en las cabezas femorales no jugaba un gran papel en la homogeneidad en el PTV, en este caso existe un antagonismo importante entre la homogeneidad en el PTV y

los valores de *EUD* en los OAR (dosis media en parótidas y dosis máxima en médula). Esto resalta aún más la necesidad de optimizar biológicamente estos tratamientos.

En un trabajo reciente¹⁶ se han realizado estos mismos estudios utilizando la *EUD* generalizada. Los resultados muestran que la obtención de la *EUD* linealizada en función de la *EUD* generalizada, o lo que es equivalente, el parámetro α (de la linealizada) en función del parámetro a (de la generalizada), depende a su vez, del número de vóxeles empleado en el cálculo. Cuando éste se hace muy grande, del orden de 10^6 , el valor de α en función de a [ver ecuaciones (4) y (5)] se hace prácticamente independiente del número de vóxeles. En ese caso, el ajuste de una base de datos clínicos mediante un procedimiento u otro lleva a resultados similares. Sin embargo, según esta misma referencia¹⁶, el tiempo de computación aumenta un factor 4 si se utiliza la *gEUD* [comparación con el consumido usando el modelo linealizado (αEUD) propuesto en este trabajo]. Si la estrategia empleada es la IMRT directa, estas diferencias no serían significativas, ya que se trataría de pasar de 2 a 8 segundos. En cambio, si se pretendiese adaptar este método de optimización a la IMRT con planificación inversa, la diferencia en los tiempos de computación sería un factor importante a tener en cuenta.

Conclusiones

Existen diferencias entre los planes de tratamiento obtenidos mediante la optimización basada en criterios físicos y en criterios biológicos y son aún más notables en el caso de orofaringe, donde se demostró un fuerte antagonismo entre las restricciones impuestas a la médula y a las glándulas parótidas. En cambio, en el caso de próstata la homogeneidad de la dosis en el PTV está condicionada fundamentalmente por la *EUD* tolerada por el recto.

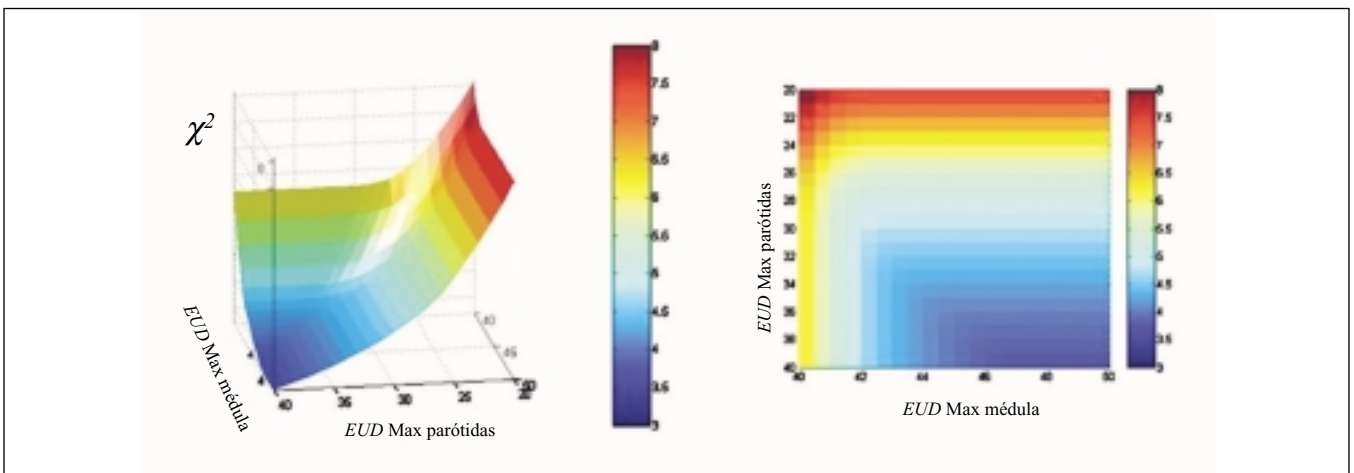


Fig. 4. Variación de la χ^2 del PTV en función de los valores de las restricciones impuestas a la médula espinal (dosis máxima) y a las glándulas parótidas (dosis media).

A pesar de que los resultados obtenidos no están aplicándose aún en la práctica clínica diaria en nuestro centro, añaden un elemento más a la hora de evaluar los tratamientos con Intensidad Modulada.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido posible gracias a una beca de investigación de la Asociación Virgen Macarena del Hospital Virgen Macarena de Sevilla, España. M.I. Gallardo Fuentes agradece el apoyo del Ministerio de Educación y Ciencia recibido mediante los proyectos FIS2005-01105 y FPA2005-04460.

Referencias

1. Arrans R, Gallardo MI, Rosello J, Sanchez-Doblado F. Computer optimization of class solutions designed on a beam segmentation basis. *Radiother Oncol* 2003; 69: 315-21.
2. Arrans R, Gallardo MI, Rosello J, Sanchez-Doblado F. Additional dose constraints for analytical beam weighting optimization in IMRT. *Radiother Oncol* 2005; 75: 224-6.
3. De Meerleer GO, Vakaet LA, De Gerssem WR, De Walter C, De Naeyer B, De Neve W. Radiotherapy of prostate cancer with or without intensity modulated beams: a planning comparison. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 47: 639-48.
4. Redpath AT, Vickery BL, Wright DH. A new technique for radiotherapy planning using quadratic programming. *Phys Med Biol* 1976; 21: 781-91.
5. Verhey LJ. 3-D conformal therapy using beam intensity modulation. *Front Radiat Ther Oncol* 1996; 29: 139-55.
6. Damen EM, Brugmans MJ, van der Horst A, Bos L, Levesque JV, Mijnheer BJ, et al. Planning, computer optimization, and dosimetric verification of a segmented irradiation technique for prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 49: 1183-95.
7. Romeijn HE, Dempsey JF, Li JG. A unifying framework for multi-criteria fluence map optimization models. *Phys Med Biol* 2004; 49: 1991-2013.
8. Craft D, Halabi T, Bortfeld T. Exploration of tradeoffs in intensity-modulated radiotherapy. *Phys Med Biol* 2005; 50: 5857-68.
9. Thieke C, Bortfeld T, Kufer KH. Characterization of dose distributions through the max and mean dose concept. *Acta Oncol* 2002; 41: 158-61.
10. Webb S, Nahum AE. A model for calculating tumour control probability in radiotherapy including the effects of inhomogeneous distributions of dose and clonogenic cell density. *Phys Med Biol* 1993; 38: 653-66.
11. Wu Q, Mohan R, Niemierko A, Schmidt-Ullrich R. Optimization of intensity-modulated radiotherapy plans based on the equivalent uniform dose. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002; 52: 224-35.
12. Levegrun S, Jackson A, Zelefsky MJ, Venkatraman ES, Skwarczuk MW, Schleelel W, et al. Analysis of biopsy outcome after three-dimensional conformal radiation therapy of prostate cancer using dose-distribution variables and tumor control probability models. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 47: 1245-60.
13. Lyman JT, Wolbarst AB. Optimization of radiation therapy, IV: A dose-volume histogram reduction algorithm. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989; 17: 433-6.
14. Burman C, Kutcher GJ, Emami B, Goitein M. Fitting of normal tissue tolerance data to an analytic function. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991; 21: 123-35.
15. Niemierko A. A generalized concept of equivalent uniform dose (EUD). *Med Phys* 1999; 26: 1100.
16. Boulé TP. Optimización de tratamientos en radioterapia con intensidad modulada mediante criterios radiobiológicos. Tesis Doctoral, Universidad de Sevilla. Sevilla, España, 2007.

Comparación entre protocolos para la dosimetría de haces clínicos de fotones de alta energía: IAEA TRS-398 frente a SEFM 84-1

P. Castro, D. Sevillano, F. García-Vicente, C. Ferrer, L. Pérez, J. J. Torres

Servicio de Oncología Radioterápica. Sección de Radiofísica. Hospital Universitario La Princesa. Madrid.

A comparison of protocols for the dosimetry of clinical high-energy photon beams: IAEA TRS-398 versus SEFM 84-1

Resumen

El protocolo publicado por la IAEA en 2000, TRS-398, recomienda el uso de una cámara de ionización calibrada en términos de dosis absorbida en agua, para la realización de la dosimetría absoluta de haces clínicos empleados en radioterapia externa. El objetivo del trabajo es cuantificar el cambio que supone en la dosis, para haces de fotones de alta energía, la implementación del TRS-398 en lugar del procedimiento empleado anteriormente dentro del ámbito nacional, SEFM 84-1, basado en *kerma* en aire. Para ello, se ha determinado, en cuatro calidades de haz diferentes, entre 6 y 25 MV de energía nominal, la dosis absorbida en agua mediante uno y otro procedimiento. Los resultados señalan que las diferencias varían entre 0,7% y 1,0% dependiendo de la calidad de haz utilizada. Estas discrepancias se deben en su mayor parte al nuevo patrón de calibración, cerca de 1,0%, siendo de menor importancia la componente debido al cambio de procedimiento, por debajo de 0,3%. Además, se estudia el cambio que supone en el valor de la dosis, la utilización de cámaras trazadas a dos laboratorios de calibración diferentes, BIPM y PTB. Las diferencias encontradas reflejan una dosis en torno a 0,8% mayor al utilizar la cámara trazada al BIPM.

Palabras clave: Protocolo para dosimetría. Haces fotones. Dosis absorbida en agua. Kerma en aire.

Introducción y objetivos

El documento publicado por la IAEA en 2000 para la determinación de la dosis absorbida en agua, TRS-398¹, ha supuesto un cambio en la metodología de trabajo en la

Correspondencia: P. Castro. Servicio de Oncología Radioterápica. Sección de Radiofísica. Hospital Universitario La Princesa. Diego de León, 62. 28006 Madrid.

Fecha de recepción: 4-6-2007
Fecha de aceptación: 9-10-2007

Abstract

Since 2000, with the publication by the IAEA of the dosimetry protocol TRS-398, the ionisation chambers used for the absolute dosimetry of clinical beams in external radiotherapy have been recommended to be calibrated in terms of absorbed dose to water. In Spain, the general procedure previously used was based on an air kerma standard for the calibration of ion chambers. The aim of this study is to quantify the differences between both procedures in the determination of the dose delivered in the clinical practice for photon beams. Measurements for four different beam qualities between 6 and 25 MV of nominal energy, have been carried out, in order to determine the absorbed dose to water using both protocols. The results show that the differences between TRS-398 and SEFM 84-1 vary from 0.7% to 1.0%, depending on the beam quality chosen. The discrepancies are mainly caused by the change of the calibration standard, near 1.0%, being the differences in data in both protocols smaller than 0.3%. Finally, the variation of the absorbed dose to water has been analysed when chambers calibrated in different laboratories are employed, BIPM and PTB. The resulting differences indicate a dose 0.8% higher when measured with the chamber traceable to BIPM.

Key words: Dosimetry protocol. Photon beams. Absorbed dose to water. Air kerma

dosimetría de haces en el campo de la radioterapia. Este hecho ha tenido repercusión tanto a nivel hospitalario como a nivel de laboratorios de calibración. En este último caso, ha sido necesaria, además, la adaptación, o incluso el cambio, de los patrones de calibración, antes basados en kerma en aire, ahora basados en dosis absorbida en agua. La diseminación de esta nueva magnitud ha dado lugar a la utilización, para los dispositivos de medida, de nuevos coeficientes de calibración, $N_{D,w}$, en términos de dosis absorbida en agua.

La aplicación de este nuevo protocolo puede dar lugar a una homogeneización, a nivel internacional, de la siste-

mática de trabajo en la determinación de la dosis absorbida en agua para haces radioterápicos. Esta situación era diferente a la que predominaba con la dosimetría basada en kerma en aire. La existencia de múltiples protocolos nacionales había llevado a una pérdida de uniformidad en la dosimetría de referencia europea. En España, el protocolo a seguir se dio a conocer en 1984². Posteriormente, en 1987, se presentó un suplemento³ en el que se recogían, fundamentalmente, actualizaciones en los valores de algunos parámetros. A pesar de la publicación en 1987 por parte de la IAEA del documento TRS-277⁴, y sus posteriores actualizaciones TRS-277 segunda edición (1997) y TRS-381⁵, para la determinación de la dosis absorbida en agua, la repercusión, a nivel nacional, fue mínima. En parte, esto fue debido a la semejanza del formalismo y de las cantidades y factores empleados.

Con la adopción del protocolo TRS-398 se pasa a utilizar un formalismo más simple, y, por tanto, se reduce la posibilidad de cometer errores. Además, se puede implementar en prácticamente todo el rango de haces utilizados en radioterapia. También incluye datos de un gran número de cámaras de ionización comercializadas para dosimetría absoluta. Estos valores, al mismo tiempo, representan el estado del arte en la dosimetría de referencia. Todas estas peculiaridades hacen atractiva la implementación, a nivel hospitalario, de este nuevo formalismo. Por supuesto, estas razones van aparejadas a otras de mayor peso. En primer lugar, se puede mencionar la fiabilidad que presenta: existe una excelente convergencia de los métodos utilizados por laboratorios de calibración que poseen patrones primarios basados en distintos fenómenos físicos, que están poco o nada correlacionados. Por otra parte, la potencial reducción en la incertidumbre a la hora de determinar la dosis, respecto a la dosimetría basada en kerma en aire, supone también un argumento a su favor. Sin embargo, hay que decir que, hoy por hoy, este objetivo no es alcanzado, a excepción de los escasos laboratorios que son capaces de proporcionar valores experimentales del factor k_{Q,Q_0} , distinguiendo así la respuesta individual de cada cámara. La determinación de este factor se realiza habitualmente de manera teórica, por lo que se ignoran las variaciones con la energía entre cámaras del mismo tipo y hace que resulte cuestionable la mencionada disminución en la incertidumbre.

Las ventajas hasta ahora expuestas han sido suficientes para la implementación del nuevo protocolo TRS-398 en el H.U. de la Princesa. La aplicación de esta nueva metodología de trabajo puede dar lugar a diferencias en la dosis absorbida en agua para los haces utilizados en la clínica, en relación con la obtenida mediante el protocolo de la SEFM basado en kerma en aire. Determinar la cuantía y el origen de esta discrepancia es el objetivo del presente trabajo. Esta diferencia dependerá de diversos factores: tipo y calidad del haz, cámara empleada y laboratorio en el que haya sido efectuada la calibración.

Han sido publicadas en la literatura varias comparaciones entre 'antiguos' protocolos, basados en N_K , y 'nuevos' protocolos, basados en $N_{D,w}$; y no sólo en lo que respecta a protocolos de la IAEA, TRS-277 (TRS-381) frente a TRS-398, sino también de la AAPM, TG 21⁶ frente a TG 51⁷. Una recopilación de estas comparaciones se recoge en un trabajo de Huq y Andreo⁸.

El modelo de cámara utilizado en este estudio es una cámara tipo Farmer NE 2571 (*Nuclear Enterprise Beenham, Gran Bretaña*) calibrada en la energía del ^{60}Co por el Ciemat (Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas), laboratorio nacional secundario trazable al BIPM (*Bureau International des Poids et Mesures*). Este tipo de cámara es una de las más habituales a la hora de efectuar la calibración de haces en radioterapia externa y ha sido incluida en numerosas publicaciones. Así, por ejemplo, en el propio TRS-398 se muestra una discrepancia, al comparar TRS-277 y TRS-398, entre 0,5 y 1,0%, para la energía del ^{60}Co empleando distintas cámaras NE 2571 cuyos coeficientes de calibración están trazados al BIPM. Andreo et al⁹ realizan el estudio para cámaras con coeficientes de calibración proporcionados por la IAEA y el SSDL (*Swedish Secondary Standards Dosimetry Laboratory*). Para el tipo de cámara NE 2571 las diferencias, TRS-277 frente a TRS-398, se sitúan entre 0,8-1,2% para calidades de haz comprendidas entre $\text{TPR}_{20,10}=0,613$ y $0,799$ (que corresponden a 4 y 25 MV de energía nominal, respectivamente). El documento IAEA-TEC-DOC-1455¹⁰ publicado por la IAEA en 2005, extiende el estudio a diversas cámaras y calidades de haz. En dicho informe entran en juego diversos laboratorios de calibración secundarios trazables a la IAEA. Se encuentran, para el caso de la cámara NE 2571, diferencias que varían desde 0,7% hasta 1,1% para calidades de haz entre las del ^{60}Co y haces con $\text{TPR}_{20,10}=0,799$ (energía nominal 25 MV). Los datos mostrados por Palmans et al¹¹, indican que la diferencia entre procedimientos, para la cámara NE 2571, con coeficiente de calibración suministrado por el LSDG (*Laboratorium voor Standaarddosimetrie*, Gante, Bélgica), se encuentra en torno a 0,2-0,3% para calidades de haz entre $\text{TPR}_{20,10}=0,672$ (energía nominal 6MV) hasta $\text{TPR}_{20,10}=0,776$ (energía nominal 18MV).

En nuestro centro, el cambio de procedimiento trajo consigo, además, un cambio en la cámara empleada para la calibración de los haces. Como último objetivo del trabajo, se hallará experimentalmente la diferencia en el valor de la dosis absorbida en agua al aplicar el mismo procedimiento, TRS-398, pero con cámaras trazadas a distintos laboratorios de calibración primarios: la NE 2571 trazada al BIPM a través del Ciemat y una cámara PTW M30013 trazada al PTB (*Physikalisch-Technische-Bundesanstalt*) a través del PTW (*PTW-Freiburg*, Freiburg, Alemania). Las referencias encontradas en la literatura establecen el valor del cociente entre patrones primarios PTB/BIPM en $0,993^{1,12, 13}$.

Materiales y métodos

La cámara de ionización utilizada en este estudio es una cámara cilíndrica tipo Farmer NE 2571 (N/S 244). Las características geométricas y de construcción de este modelo pueden encontrarse en el TRS-398. El conjunto formado por dicha cámara y el electrómetro Farmer NE 2570/1 ha sido calibrado periódicamente por el Ciemat, laboratorio español secundario trazable al BIPM, en primera instancia en kerma en aire, proporcionando un coeficiente N_K , y luego en dosis absorbida en agua, proporcionando un coeficiente $N_{D,w}$, ambos en la energía del ^{60}Co . La constancia de la sensibilidad del conjunto cámara-electrómetro entre calibraciones ha sido garantizada realizando medidas con una fuente de comprobación de ^{90}Sr .

Para el estudio de las diferencias entre patrones PTB-BIPM se utilizó, además del conjunto cámara-electrómetro mencionado, el formado por la cámara PTW M30013 (N/S 1143) y el electrómetro PTW MP3TANDEM. Este conjunto fue calibrado en términos de dosis absorbida en agua, $N_{D,w}$, en ^{60}Co por PTW, laboratorio secundario trazado al PTB.

Las medidas se llevaron a cabo para varios haces clínicos de fotones con energías nominales de 6, 15 y 25 MV, proporcionados por los aceleradores lineales Varian Clinac 2100C/D (*Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU*) y Saturno 43 (*General Electric Medical System, Buc, Francia*). Las medidas se realizaron con las cámaras inmersas en un maniquí de agua o analizador de haces MP3 de PTW en las condiciones de referencia recogidas en los dos protocolos. Para realizar las medidas con la cámara NE 2571 fue necesaria la colocación de una capucha para hacerla sumergible. Durante su calibración en el Ciemat y durante las medidas en los haces clínicos se utilizaron dos capuchas diferentes, ambas de PMMA pero de distinto espesor, 1 y 0,8 mm, respectivamente. Los trabajos de Gillin *et al*¹⁴ y Hanson y Tinoco¹⁵ estudian la influencia de la capucha en la medida de la ionización, e introducen el formalismo necesario para tener en cuenta el espesor y el material empleados.

A continuación se analizan las similitudes y discrepancias entre protocolos en lo que respecta a condiciones de referencia, especificación de la calidad de haz, formulación, factores de perturbación y otras cantidades. La finalidad es establecer un paralelismo entre ambos procedimientos que tiene su importancia a la hora de poder realizar una comparativa adecuada.

Condiciones de referencia: Según el protocolo SEFM 84-1, las condiciones geométricas establecidas durante las medidas deben ser fijadas por cada usuario. Así, es posible elegir tanto una distancia específica DFS (distancia fuente-superficie) o DFC (distancia fuente-cámara). Lo habitual es utilizar 100 cm en cualquiera de los casos, recomendación reflejada en el TRS-398, ya que son las situaciones convencionales de tratamiento. El tamaño de campo definido es de 10 cm x 10 cm en la superficie del maniquí (caso de haber elegido una configuración DFS

fija) o en la posición de la cámara (caso de haber elegido una configuración isocéntrica). La profundidad de medida aconsejada por el TRS-398 es 10 cm, aunque permite escoger 5 cm para haces con $\text{TPR}_{20,10} < 0,7$, mientras que en el protocolo español varía de acuerdo al valor de la energía nominal: 5 cm para haces entre 1-10 MeV, 7 cm por encima de 10 hasta 25 MeV y 10 cm desde 25 a 50 MeV. Para poder establecer una correcta comparación, las dosis se van a referenciar a la profundidad del máximo. Además, aquellos factores que pudieran cambiar con la profundidad de medida, por ejemplo, k_{pol} y k_{sat} , fueron determinados en las distintas profundidades para evitar errores en la comparación.

En cuanto al posicionamiento de la cámara, la sustitución de un volumen de agua por la cavidad de la cámara puede originar que la dosis absorbida en el medio no coincida con la del centro geométrico de la cavidad, debido al gradiente de fluencia de partículas en su interior. El TRS-398 recomienda realizar las medidas colocando el centro de la cámara a la profundidad de referencia, para luego aplicar un factor de perturbación por desplazamiento, p_{dis} , incluido dentro del factor k_{Q,Q_0} . Igual sucede en SEFM 84-1, aunque el factor de perturbación, denotado en este caso por p_d , se introduce de forma explícita en la formulación. Otra manera de corregir este efecto es mediante la asociación de la dosis absorbida en el medio en un punto distinto del centro geométrico de la cavidad, punto efectivo de medida, opción que también recoge el protocolo español, pero que se recomienda sólo en casos puntuales. A la hora de aplicar SEFM 84-1 se empleó la primera opción, esto es, utilizar el factor de perturbación por desplazamiento.

Especificación de la calidad del haz: En el caso del protocolo SEFM 84-1, la calidad del haz viene especificada por el cociente entre ionizaciones medidas a 100 y 200 mm de profundidad, J_{100}/J_{200} , para un campo 10 cm x 10 cm en superficie y una DFS de 100 cm, o una distancia DFC constante de 100 cm con un campo 10 cm x 10 cm en el plano de la cámara. En el caso del TRS-398 la calidad del haz se obtiene mediante la determinación experimental del $\text{TPR}_{20,10}$, es decir, el cociente entre los valores de dosis medidos a una profundidad de 20 y 10 cm, con DFC fijo a 100 cm y un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm en el plano de la cámara. El hecho de utilizar el cociente de ionización para determinar $\text{TPR}_{20,10}$ no supone un aumento apreciable en la incertidumbre, debido, por una parte, al mínimo cambio experimentado por la razón de poderes de frenado agua-aire al variar la profundidad, y, por otra parte, a la constancia de los factores de perturbación a partir de la profundidad del máximo de dosis. Por tanto, se puede comprobar que ambos índices de calidad son equivalentes, basta simplemente invertir el valor medido de J_{100}/J_{200} con DFC= 100 cm. Además, es posible deducir $\text{TPR}_{20,10}$ a partir de la medida de J_{100}/J_{200} con DFS=100 cm mediante una expresión empírica recogida en el TRS-398 (página 62, nota 25). Las ca-

lidades correspondientes a los haces empleados en el estudio se recogen en la tabla 1.

Formulación: En SEFM 84-1 la dosis absorbida en agua en un haz clínico de calidad Q en las condiciones de referencia viene determinada por:

$$D_{w,Q}(SEFM) = M_Q^* \cdot N_{D,air} \cdot (s_{w,air})_Q \cdot P_Q \quad (1)$$

Por conveniencia para realizar la comparación se ha modificado la notación original, en la que $N_{D,air}$ era simplemente N_D y Q era u (de usuario). En la expresión, M^* es la lectura corregida del electrómetro por presión y temperatura, efecto de polaridad y recombinación iónica, $N_{D,air}$ es el coeficiente de calibración en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad, $s_{w,air}$ es la razón de poderes de frenado másicos agua-aire y p_Q es un factor que corrige la perturbación introducida por la cámara y que puede desglosarse en las siguientes componentes

$$P_Q = P_{cav} \cdot P_{dis} \cdot P_{wall} \quad (2)$$

donde el significado de cada uno de los factores se indica en el mencionado protocolo.

Previamente al cálculo de dosis, debe determinarse $N_{D,air}$ cuyo valor viene dado por la expresión

$$N_{D,air} = N_K \cdot (1 - g) \cdot k_{as} \cdot k_m \quad (3)$$

donde N_K es el coeficiente de calibración en unidades de kerma en aire, en el seno de aire, para la energía del ^{60}Co suministrado por un laboratorio de calibración y establecido en unas condiciones de presión, temperatura y humedad dados. El significado del resto de factores que intervienen en la expresión están recogidos en el protocolo. Valores actualizados de estos parámetros fueron incluidos en un apéndice publicado en el año 1987³ (el factor k_{as} se puede encontrar en otros documentos, como por ejemplo el TRS-277, expresado como k_{att}).

Hay que decir que los factores p_{cel} y k_{cel} , que tienen en cuenta la no equivalencia a aire del electrodo central de la cámara en las medidas en el interior del maniquí y durante su calibración en términos de kerma en aire, respectivamente, no estaban incluidos explícitamente en la expresión de la dosis. Sin embargo, dentro del anexo

SEFM 87-1³, se consideraba que su efecto combinado era despreciable para haces de fotones al medir con el tipo de cámara NE 2571, en concreto, generalizándose para el resto de cámaras cilíndricas, en virtud de los datos publicados antes de la fecha de aparición del documento. Esta aproximación, $k_{cel} \cdot p_{cel} = 1$, es la que se adoptó en su momento y se va a seguir en el presente estudio.

En el TRS-398, la dosis absorbida en agua en un haz clínico de calidad Q en las condiciones de referencia viene determinada por:

$$D_{w,Q}(TRS - 398) = M_Q^* \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (4)$$

donde M_Q^* es la lectura del electrómetro corregida por las distintas magnitudes de influencia, N_{D,w,Q_0} el coeficiente de calibración en unidades de dosis absorbida en agua suministrado por el laboratorio de calibración y establecido en unas condiciones climáticas específicas. El factor k_{Q,Q_0} tiene en cuenta las diferencias entre las calidades de haz de usuario, Q , y la de referencia Q_0 , típicamente ^{60}Co . Se puede determinar experimentalmente para cada cámara, pero son muy pocos los laboratorios que tienen la posibilidad de reproducir las mismas calidades de haz que las del usuario. Así, en la mayoría de los casos, este factor se calcula de manera teórica usando la teoría de Bragg-Gray, mediante la expresión

$$k_{Q,Q_0} \approx \frac{(s_{w,air})_Q \cdot (P_{wall} \cdot P_{cav} \cdot P_{dis} \cdot P_{cel})_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} \cdot (P_{wall} \cdot P_{cav} \cdot P_{dis} \cdot P_{cel})_{Q_0}} \quad (5)$$

donde se ha supuesto que el valor de la energía media para crear un par iónico en aire, W_{air} es constante. Puede comprobarse que la expresión de k_{Q,Q_0} es una relación con la razón de poderes de frenado aire-agua y con los distintos factores de perturbación de la cámara (correcciones al detector ideal de Bragg-Gray) tanto en la calidad de haz del usuario como en la calidad de haz de calibración. Los datos que propone el TRS-398 para estos parámetros suponen la mejor elección de acuerdo al estado del arte en dosimetría de cámaras de ionización. Sin embargo, los valores de k_{Q,Q_0} así determinados, no tienen en cuenta la respuesta individual de cada cámara y, por tanto, su incertidumbre es mayor que en el caso de que se determinaran experimentalmente.

Valores de dosis: Se han llevado a cabo las siguientes comparativas:

1) Mediante el conjunto formado por la cámara NE 2571 y electrómetro NE 2570/1 se determina la dosis absorbida en agua según los protocolos SEFM 84-1 y TRS-398, aplicando las expresiones (1) y (4), respectivamente. Se aprovecha el hecho de que, para este conjunto de medida, se dispone de los coeficientes de calibración N_K y N_{D,w,Q_0} . Al comparar estos dos valores de dosis se evalúa la diferencia tanto de procedimientos como la dife-

Tabla 1. Calidades de los haces empleados en el estudio.

Energía nominal y acelerador	TPR _{20,10}	J ₁₀₀ /J ₂₀₀ (DFC=100 cm)
X06 Varian Clinac 2100C/D	0,668	1,497
X06 Saturno 43	0,686	1,458
X15 Varian Clinac 2100C/D	0,761	1,314
X25 Saturno 43	0,786	1,272

rencia entre patrones de calibración, al estar incluidos en las dos expresiones coeficientes de calibración asociados a ambos patrones.

2) A partir de la comparación de las expresiones (1) y (4) definimos el coeficiente N_{D,w,Q_0}^{calc} :

$$N_{D,w,Q_0} = N_{D,air} \cdot (s_{w,air})_{Q_0} \cdot P_{Q_0} \quad (6)$$

Mediante este nuevo coeficiente N_{D,w,Q_0}^{calc} , calculado de manera teórica a partir de N_K , se determina la dosis absorbida en agua aplicando TRS-398. Al comparar dicho valor con aquel obtenido usando SEFM 84-1 junto con un coeficiente de calibración experimental N_K , es posible evaluar la diferencia de procedimientos sin tener en cuenta la existente entre patrones primarios. Esto es, sólo se consideran las discrepancias en los datos proporcionados por uno y otro protocolo.

3) Por último, la aplicación del nuevo protocolo también ha supuesto, para nuestro centro, la adquisición de una nueva cámara para la calibración de los haces. Más concretamente, se ha pasado de utilizar la NE 2571 con el protocolo 'antiguo' (N_K) a usar la cámara sumergible PTW 30013 con el protocolo 'nuevo' ($N_{D,w}$). Como ya se mencionó, la primera de ellas fue calibrada por el Ciemat, trazable al BIPM y la segunda fue calibrada por PTW trazable al PTB. Por tanto, se ha llevado a cabo un cambio tanto de procedimiento como de laboratorio. Es posible estudiar cada una de estas componentes por separado para así conocer cuál ha sido la cuantía total del cambio. El cambio de protocolo va a ser determinado mediante la comparación 1, mientras que el cambio de laboratorio de calibración, esto es, la diferencia entre patrones primarios BIPM y PTB, se puede evaluar experimentalmente a partir de las diferencias en el valor de las dosis medidas con una y otra cámara.

Resultados

1) En la tabla 2 se muestran los valores que resultan al realizar la primera comparación.

Los resultados muestran que los valores de dosis obtenidos aplicando el TRS-398 son cerca de 1% mayores que aquellos encontrados con el protocolo SEFM 84-1. Además, las diferencias encontradas están próximas a los valores publicados citados anteriormente, excepto los presentados por Palmans et al¹¹. En esta referencia la diferencia entre procedimientos, para la cámara NE 2571 con coeficiente de calibración suministrado por el LSDG, se sitúa en torno a 0,2-0,3% para calidades de haz similares a las que han sido empleadas en el presente estudio. Estos valores, más bajos que los encontrados, pueden explicarse, en su mayor parte, por las diferencias encontradas entre patrones, $N_{D,w}(LSDG) / N_{D,w}(BIPM) = 0,9945$ y $N_K(LSDG) / N_K(BIPM) = 1,0025$ ¹⁶.

Por otra parte, el análisis de incertidumbre, considerando que el factor se determina de manera teórica, nos lleva a valores de incertidumbre muy similares para ambos protocolos, en torno a 1,4% (factor de cobertura $k=1$). Las diferencias encontradas, por tanto, se sitúan dentro del rango de incertidumbre asociado. La variación que ha experimentado la respuesta del equipo de medida entre calibraciones, una basada en kerma en aire y la otra en dosis absorbida en agua, y que debería incluirse dentro del análisis de incertidumbre, se ha encontrado despreciable, por debajo de 0,1%, a través de las medidas efectuadas con la fuente de verificación de estabilidad de ⁹⁰Sr.

2) Mediante esta segunda comparación se puede evaluar la diferencia de procedimientos sin tener en cuenta las diferencias entre los patrones primarios. Puede comprobarse mediante los resultados reflejados en la tabla 3, que las diferencias toman un valor máximo de 0,3% para una calidad de haz $TPR_{20,10} = 0,668$.

Por otra parte, un análisis numérico de los factores de perturbación y cantidades que toman parte en las expresiones que determinan la dosis absorbida en agua debería proporcionar los mismos resultados que los obtenidos experimentalmente. Por un lado, para el SEFM 84-1 la expresión que determina la dosis es:

$$D_{w,Q}(SEFM) = M_Q^* \cdot N_{D,air} \cdot (s_{w,air})_Q \cdot (P_{cor} \cdot P_{db} \cdot P_{mat})_Q \quad (7)$$

con $N_{D,air}$ definido por la expresión (3); por otro lado, para el TRS-398:

$$D_{w,Q}(TRS-398) = M_Q^* \cdot N_{D,w,Q_0}^{calc} \cdot \frac{(s_{w,air})_Q \cdot (P_{cor} \cdot P_{db} \cdot P_{mat})_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} \cdot (P_{cor} \cdot P_{db} \cdot P_{mat})_{Q_0}} \quad (8)$$

donde N_{D,w,Q_0}^{calc} viene dado por la expresión (6).

En la tabla 4 se muestran los valores de los parámetros que determinan el coeficiente $N_{D,air}$.

Como se ha mencionado anteriormente, no se incluye explícitamente en el cálculo de $N_{D,air}$ el factor k_{cel} , ya que se considera que su efecto combinado con el de p_{cel} es despreciable para haces de fotones. El resto de valores coinciden numéricamente con los recogidos en el TRS-277. Para el cálculo teórico de N_{D,w,Q_0}^{calc} , sin embargo, sí se ha considerado el producto de $k_{cel} \cdot (p_{cel})_{Q_0}$, ya que la determinación de la dosis se realiza a través del TRS-398.

Tabla 2. Comparación experimental del cociente $D_w(TRS398)/D_w(SEFM)$ para distintas calidades de haz empleando $N_{D,w}$ y N_K medidos.

TPR20,10	$D_w(TRS-398)/D_w(SEFM)$
0,668	1,007
0,686	1,008
0,761	1,010
0,786	1,010

Es importante notar que, cualquier cambio en la dosis absorbida en un haz de ⁶⁰Co, se propagará al resto de energías. Por ello, se han analizado los valores de los factores de perturbación y razón de poderes de frenado en esta calidad de haz, y se han recogido en la tabla 5.

La comparación de los datos contenidos en ambos protocolos para la radiación gamma del ⁶⁰Co, indica que existe una excelente concordancia en los valores. La determinación de p_{wall} en ambos procedimientos se hace de manera teórica siguiendo el mismo método (Almond y Svensson)¹⁷. Sin embargo, el protocolo español considera despreciable el efecto de la capucha que hace sumergible a la cámara, siempre que las dimensiones de la misma no estén por encima de 1 ó 2 mm. En cambio, el TRS-398 asume para la determinación de p_{wall} una capucha de PMMA de espesor 0,5 mm. Su efecto, alrededor del 0,05%, no tiene una influencia apreciable sobre el producto $s_{w,air} \cdot p_Q$.

Para el resto de calidades de haz el producto $s_{w,air} \cdot p_Q$ queda recogido en la tabla 6. Para su cálculo en el caso del protocolo español, se han ido estudiando los valores proporcionados por el mismo para los diferentes parámetros, $s_{w,air}$, p_{cav} , p_{dis} , p_{wall} , para luego realizar el producto. En el caso del TRS-398 se ha determinado a partir de k_{Q,Q_0} y $(s_{w,air} \cdot p)_{60Co}$ mediante la expresión (5).

Del análisis de los datos se desprende que el acuerdo entre los valores es bueno y dentro de la incertidumbre asociada, que se estima por debajo de 0,8%. Típicamente, la diferencia encontrada varía dentro de $\pm 0,2\%$ para el rango de energías analizadas. A estas diferencias habrá que añadir las asociadas a la no corrección del efecto del electrodo colector por parte del protocolo SEFM 84-1. En relación a este efecto, y a la vista de los últimos datos publicados y considerados como referencia, Ma y Nahum¹⁸, y, Palm y Mattsson¹⁹, se revela que el producto $k_{cel} \cdot p_{cel}$ toma valores menores o iguales a 0,2% para un amplio rango de energías de fotones, desde ⁶⁰Co hasta 25 MV. Concretamente el producto $k_{cel} \cdot (p_{cel})_{60Co}$, que es el empleado para la determinación de N_{D,w,Q_0}^{calc} , alcanza una

Tabla 3. Comparación experimental del cociente $D_w(TRS398)/D_w(SEFM)$ para distintas calidades de haz, empleando un N_{D,w,Q_0}^{calc} deducido a partir de la expresión (6), para TRS-398, y un N_K medido, para SEFM 84-1.

TPR20,10	Dw(TRS-398)/ Dw(SEFM)
0,668	0,997
0,686	0,998
0,761	1,000
0,786	1,000

Tabla 4. Valores para la determinación de $N_{D,air}$ para la cámara NE 2571.

Tipo cámara	N_K	k_{as}	k_m	$k_{as} \cdot k_m$	g
NE2571 (244)	41,44	0,990	0,994	0,985	0,003

cuantía de 0,9986¹⁸. Por tanto, la diferencia teórica entre protocolos se puede determinar a partir de las diferencias en el producto $s_{w,air} \cdot p_Q$, tabla 6, combinado con este valor de 0,9986. Así, obtenemos diferencias en los valores de los datos de 0,3% para una calidad de haz de $TPR_{20,10}=0,668$, y 0,2% para $TPR_{20,10}=0,686$, siendo despreciables para las calidades de haz más altas, $TPR_{20,10}=0,761$ y 0,786. Estos números coinciden con aquellos que han sido obtenidos de manera experimental (tabla 3).

A partir de los resultados obtenidos mediante esta comparación (cambio de protocolo exclusivamente), es posible deducir la contribución del cambio de patrón a la diferencia global hallada en la comparación 1 (cambio protocolo más cambio patrón, tabla 2). Su cuantía se puede estimar en un valor cercano a 1,0%. Por lo tanto, se desprende de estos resultados que la contribución del nuevo patrón de calibración a la diferencia global es la más importante, 1,0%, y no la del nuevo protocolo, que toma un valor máximo de -0,3%.

Por otra parte, el cociente $N_{D,WQ_0} / N_{D,WQ_0}^{calc}$ nos facilita, de forma aproximada, la cuantía que supone el cambio de patrón con la adopción del nuevo protocolo. Para nuestra cámara NE 2571, este cociente vale 1,010 y coincide con el resultado hallado anteriormente de 1,0%.

También, el cociente $N_{D,W} / N_K$ puede procurarnos el valor del cambio de patrón, siempre que la concordancia entre los datos de los protocolos a comparar sea buena, esto es, que la diferencia entre protocolos sea significativamente menor que la existente entre patrones. Según se muestra en la tabla 7, para laboratorios secundarios trazados al BIPM y a la IAEA, $N_{D,W} / N_K$ se sitúa en torno a 1,100 y las diferencias entre protocolos presentadas en las referencias correspondientes, son cercanas a 1%. En el presente trabajo el cociente vale 1,098 donde $N_{D,W}=45,39$ y $N_K=40,60$. Sin embargo, en los casos en los que hay implicados otros laboratorios, por ejemplo, LSDG o NCR (*National Research Council*), estos cocientes toman otros valores más bajos y las diferencias encontradas se sitúan en torno a $\pm 0,2\%$.

3) Por último, la diferencia entre los patrones primarios del BIPM y PTB, se ha estimado experimentalmente a partir de las diferencias en el valor de la dosis medida, por un lado, con la cámara NE 2571 (BIPM) y, por otro, con la cámara PTW M300013 (PTB), aplicando en am-

Tabla 5. Valores para los factores de perturbación, razón de poderes de frenado y su producto $s_{w,air} \cdot p_Q$ en la calidad de haz de ⁶⁰Co incluidos en el TRS-398 y SEFM 84-1 para la cámara NE 2571. No se ha incluido en el cálculo el factor p_{cel} para realizar una comparación equitativa.

	$s_{w,air}$	p_{cav}	p_{dis}	p_{wall}	$s_{w,air} \cdot p_Q$
TRS-398	1,133	1,000	0,987	0,991(8)	1,109
SEFM	1,133	1,000	0,987	0,991(3)	1,109

Tabla 6. Producto $s_{w,air} \cdot P_Q$ en función de las distintas calidades de haz estudiadas y del protocolo utilizado. Se incluye también el cociente de ambos productos. No se ha incluido en el cálculo el factor P_{cel} para realizar una comparación equitativa.

TPR _{20,10}	$s_{w,air} \cdot P_Q$ (TRS-398)	$s_{w,air} \cdot P_Q$ (SEFM)	$s_{w,air} \cdot P_Q$ (TRS-398)/ $s_{w,air} \cdot P_Q$ (SEFM)
0,668	1,102	1,104	0,998
0,686	1,100	1,101	0,999
0,761	1,089	1,087	1,002
0,786	1,079	1,077	1,002

bos casos el TRS-398. A partir de las medidas realizadas se desprende que la dosis determinada con la cámara trazada al PTB es menor que con la cámara trazada al BIPM; concretamente, el cociente $D_{w(NE)} / D_{w(PTW)}$ se sitúa en torno a 1,008 con una desviación típica de 0,5%. Esta diferencia coincide, dentro del rango de incertidumbre asociado, con el valor publicado de 1,007^{1,12,13}. Hay que decir que estos valores han sido obtenidos antes del cambio de patrón llevado a cabo por el PTB. Ahora un calorímetro de agua reemplaza al anterior patrón basado en el método químico de Fricke.

A partir de los resultados obtenidos, es posible deducir la variación que supone en la dosis la adopción del nuevo protocolo junto con el empleo de una nueva cámara trazada a un patrón diferente. El empleo del TRS-398 nos lleva a una dosis absorbida en agua mayor, entre 0,7% y 1,0%, que al aplicar el SEFM 84-1, para las calidades de haz estudiadas. Por otro lado, se ha determinado en -0,8% la diferencia entre patrones de BIPM y PTB. Podemos concluir que el cambio global en la dosis impartida a los pacientes sometidos a un tratamiento radioterápico con fotones en el H.U. de la Princesa es poco significativo, siendo como máximo del 0,2%.

Conclusiones

Se presenta un estudio detallado sobre las diferencias existentes entre el TRS-398, protocolo de dosimetría basado en dosis absorbida en agua, y el SEFM 84-1, basado en kerma en aire. Una cámara cilíndrica NE 2571 ha

Tabla 7. Valores del cociente $N_{D,w} / N_K$ para distintos números de serie de la cámara tipo NE 2571 recogidos en diferentes publicaciones. En la referencia Seuntjens *et al*²⁰ se estudia el cambio del TG21 al TG51. Se incluye en el estudio para mostrar las discrepancias existentes entre otros protocolos diferentes a los de la IAEA.

Referencia	Laboratorio calibración	$N_{D,w} / N_K$
Andreo <i>et al</i> ⁹	IAEA	1,099
Shortt <i>et al</i> ¹²	BIPM	1,100
Bjerke <i>et al</i> ¹³	SSI (BIPM)	1,100
Seuntjens <i>et al</i> (AAPM) ²⁰	NCR	1,0915
Palmans <i>et al</i> ¹¹	LSDG	1,089
Presente estudio NE 2571 (244)	Ciemat (BIPM)	1,098

sido la cámara utilizada para la determinación de la dosis absorbida en agua en las condiciones de referencia para fotones de alta energía. Los coeficientes de calibración han sido suministrados por el Ciemat, laboratorio secundario trazado al BIPM. Los resultados obtenidos señalan que las discrepancias existentes entre ambos procedimientos se sitúan entre 0,7% y 1,0% para calidades de haz TPR_{20,10} comprendidas entre 0,668 y 0,786. El cambio en el patrón primario es la contribución más importante a estas diferencias, en torno a 1,0%, siendo de menor cuantía la aportación debida al cambio de procedimiento, como máximo de 0,3%. Estos valores son similares a los hallados en la literatura, cuando se comparan antiguos y nuevos protocolos de la IAEA y están involucrados laboratorios de calibración trazados al BIPM o a la IAEA.

En resumen, las ventajas aportadas por la aplicación del formalismo dosimétrico TRS-398 hacen muy conveniente su implementación en la práctica clínica. Sin embargo, se hace necesario evaluar la cuantía del cambio que supone su adopción frente al formalismo utilizado anteriormente. Dicha variación puede tomar valores diferentes a los encontrados si se utiliza un tipo de cámara o interviene un laboratorio de calibración distintos de los empleados en el presente estudio.

Referencias

1. Andreo P, Burns D, Hohfeld K, Saiful H, Tatsuki K, Laitano F, *et al*. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international Code of Practice for dosimetry on standards of absorbed dose to water. IAEA Technical Reports Series No. 398, IAEA, Vienna, 2000.
2. Sociedad Española de Física Médica. Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1MeV y 50MeV en radioterapia de haces externos SEFM 84-1. SEFM, Madrid, 1984.
3. Sociedad Española de Física Médica. Suplemento al Documento 84-1: procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1MeV y 50MeV en radioterapia de haces externos SEFM 87-1. SEFM, Madrid, 1987.
4. Andreo P, Cunningham J C, Hohfeld K, Sevansson H. Absorbed Dose Determination in photon and electron beams. An international Code of Practice. IAEA Technical Reports Series No. 277, IAEA, Vienna, segunda edición 1997.
5. Almond PR, Andreo P, Mattsson O, Nahum AE, Ross M. The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams. An international Code of Practice for dosimetry. IAEA Technical Reports Series No. 381, IAEA, Vienna, 1997.
6. Schulz RJ, Almond PR, Cunningham JR, Holt JG, Loevinger R, Suntharalingam N, *et al*. Task Group 21: a protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med Phys* 1983; 10: 741-71.
7. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, *et al*. Task Group 51: protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys* 1999; 26: 1847-10.
8. Huq M S, Andreo P. Advanced in the determination of absorbed dose to water in clinical high-energy photon and electron beams using ionization chambers. *Phys Med Biol* 2004; 49: R49-R104.

9. Andreo P, Huq M S, Westermarck M, Song H, Tilikidis A, DeWerd L, et al. Protocols for the dosimetry of high-energy photon and electron beams: a comparison of the IAEA TRS-398 and previous international Codes of Practice. *Phys Med Biol* 2002; 47: 3033-3053.
10. IAEA-TECDOC-1455. Implementation of the international Code of Practice on Dosimetry in radiotherapy (TRS-398): review of testing results. IAEA-TECDOC-1455, IAEA, 2005.
11. Palmans H, Nafaa L, Jans JD, Gillies S, Hoornaert MT, Martens C, et al. Absorbed dose to water based dosimetry versus air kerma based dosimetry for high-energy photon beams: an experimental study. *Phys Med Biol* 2002; 47: 421-440.
12. Shortt KR, Ross CK, Schneider M, Hohfeld K, Ross M, Perroche AM. A comparison of absorbed dose standards for high-energy x-rays. *Phys Med Biol* 1992; 37: 1937-1955.
13. Bjerke H, Järvinen H, Grimbergen TWM, Grindborg JE, Chauvenet B, Czap L, et al. Comparison of two methods of therapy level calibration at ^{60}Co gamma beams. *Phys Med Biol* 1998; 43: 2729-2740.
14. Gillin MT, Kline WR, Niroomand-Rad A, Grimm DF. The effect of thickness of the waterproofing sheath on the calibration of photon and electron beams. *Med Phys* 1985; 12: 234-236.
15. Hanson WF, Dominguez-Tinoco JA. Effects of plastic protective caps on the calibration of therapy beams in water. *Med Phys* 1985; 12: 243-248.
16. Allisy-Roberts PJ, Burns DT, Palmans H. Comparisons of the standards of absorbed dose to water of the LSDG, Belgium, and the BIPM for ^{60}Co γ rays. Rapport BIPM 2000/01, 2000.
17. Almond PR, Svensson H. Ionization chamber dosimetry for photon and electron beams. Theoretical considerations. *Acta Radiol Ther Phys Biol* 1977;16:177.
18. Ma CM, Nahum AE. Effect of size and composition of the central electrode on the response of cylindrical ionization chambers in high-energy photon and electron beams. *Phys Med Biol* 1993; 38: 267-290.
19. Palm A, Mattsson O. Experimental study on the influence of the central electrode in Farmer-type ionization chambers. *Phys Med Biol* 1999; 44: 1299-1308.
20. Seuntjens JP, Ross CK, Shortt KR, Rogers DWO. Absorbed-dose beam quality conversion factors for cylindrical chambers in high energy photon beams. *Med Phys* 2000;27:2763-2779.

Simulación Monte Carlo de tratamientos con radioterapia estereotáxica extracraneal de tumores de pulmón*

V. Panettieri¹, B. Wennberg², G. Gagliardi², M. A. Duch¹,
M. Ginjaume¹, I. Lax²

¹Institut de Tècniques Energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona,

²Department of Hospital Physics, Karolinska University Hospital and Karolinska Institutet, Stockholm, Sweden

Monte Carlo simulation of SBRT of lung tumours

Resumen

En radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) de tumores de pulmón existen dos problemas principales en el cálculo de dosis con los sistemas de planificación disponibles: la exactitud de los algoritmos de cálculo en presencia de tejidos con densidades muy diferentes y los movimientos del tumor durante el tratamiento debidos a la respiración del paciente. El objetivo de este trabajo ha consistido en llevar a cabo la simulación de la distribución de dosis en tumores de pulmón, en casos representativos de tratamientos con SBRT, teniendo en cuenta los movimientos respiratorios. Los cálculos se han efectuado con el código Monte Carlo (MC) PENELOPE y se han comparado con los resultados de diversos planificadores comerciales, que no tienen en cuenta dichos movimientos. En el caso estático, se obtiene una buena concordancia entre los resultados de MC y la dosis calculada por los planificadores en el tumor, del 2-3%. En la zona de interfase entre tumor y tejido pulmonar, los planificadores basados en el algoritmo Pencil Beam (PB) sobreestiman la dosis en un 10% mientras que el algoritmo Collapsed Cone (CC) la subestima en un 3-4%. Los resultados de la simulación mediante MC de los movimientos respiratorios indican que los resultados de los planificadores son suficientemente exactos en el tumor si bien en la interfase se produce una mayor sobreestimación de la dosis respecto al caso estático.

Palabras clave: Monte Carlo, Radioterapia estereotáxica extracraneal. Sistemas de planificación. Distribución de dosis.

Abstract

In Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) of lung tumours there are two main challenges in dose calculations with conventional treatment planning systems (TPSs): the accuracy of TPSs in heterogenous media and tumour movement due to patient respiration. The aim of this work has been to simulate with Monte Carlo methods dose distributions in representative cases of SBRT of lung tumours. All MC calculations have been performed with the MC code PENELOPE and the results have been compared to those obtained with different TPSs that in clinical practice do not take into account tumour motion. In the static case, good agreement of approximately 2-3% has been found between MC results and the TPSs in the centre of the GTV. At the interface between tumour and lung tissue TPSs based on pencil beam (PB) algorithms tend to overestimate the dose up to 10%, while the Collapsed Cone (CC) algorithm underestimate it approximately 3-4%. When respiratory motion is accounted for in the MC simulations, the results show that TPSs still accurately estimate the dose in the centre of the tumour while at the interface with the lung the dose is even more underestimated in comparison with the static case.

Key words: Monte Carlo. SBRT. Planning systems. Dose distribution.

Correspondencia: Vanessa Panettieri. Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya. Diagonal 647. 08028. Barcelona. E-mail:vanessa.panettieri@upc.edu

Fecha de recepción: 11-6-2007
Fecha de aceptación: 11-10-2007

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

Introducción y objetivos

La planificación del tratamiento de tumores de pulmón presenta dos problemas principales. Por una parte que el tumor se encuentra en un medio con densidad muy diferente y por otra está afectado por los movimientos respiratorios. Por esta razón, las distribuciones de dosis calculadas con los planificadores disponibles, que consideran el tratamiento como un procedimiento estático, pueden diferir sustancialmente de las dosis que realmente se administran al paciente. Estos problemas aumentan en el caso de un tratamiento conformado como la radioterapia estereotáxica extracraneal (con el acrónimo inglés SBRT)^{1,2}. Este tipo de tratamiento, introducido en el *Karolinska University Hospital* en los años 90, está caracterizado por gradientes de dosis muy altos en el blanco y márgenes mucho más pequeños que a los de los tratamientos convencionales. Sus principios se basan en la utilización de una inmovilización incruenta del paciente que permite tener un sistema de referencia, independiente del paciente mismo, una verificación directa con TAC de la posición del blanco, la planificación de una dosis muy heterogénea al volumen que se quiere tratar (*Planning Tumour Volume PTV*) y el hipofraccionamiento de la dosis (típicamente en el *Karolinska University Hospital* 15 Gy en 3 sesiones en una semana). En el caso de tumores muy afectados por el movimiento respiratorio habitualmente se utiliza una compresión abdominal que permite reducir la amplitud de los movimientos en el entorno de $\pm 5-6$ mm.

Este tipo de tratamiento ha demostrado su eficacia en sus 15 años de aplicación³ y los resultados clínicos ponen de manifiesto que es posible tener un control local del tumor muy alto. Sin embargo, hay una zona crítica de interfase entre tumor y pulmón donde los algoritmos de los planificadores más comunes no consideran con exactitud la pérdida de equilibrio electrónico lateral. Además la correcta irradiación de esta zona depende también de los movimientos del tumor durante el tratamiento debidos a la respiración.

Por esta razón, en este trabajo, se ha llevado a cabo la simulación con el código Monte Carlo (MC) PENelope de la distribución de dosis en tumores de pulmón en casos representativos de tratamientos con SBRT teniendo en cuenta los movimientos respiratorios. Con el fin de reproducir un caso representativo de un tratamiento habitual de SBRT los cálculos se han realizado en tres dimensiones con cinco haces incidentes en el blanco. Los resultados obtenidos con MC se han comparado con los resultados de diversos planificadores, dos basados en el algoritmo pencil beam (PB), TMS-HELAX (Nucletron, Uppsala, Suecia) y Eclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto) y uno basado en el algoritmo Collapsed Cone (CC), Pinnacle³ (ADAC-Philips). El estudio se ha dividido en dos partes. En la primera, se ha considerado una situación estática para determinar la fiabilidad de los

planificadores. En la segunda parte se han realizado simulaciones MC considerando los movimientos del tumor y del tejido pulmonar circundante, debido a la respiración del paciente. Se han calculado perfiles de dosis e histogramas dosis volumen (DVHs) de diferentes volúmenes de interés como el blanco (*Gross Tumour Volume GTV*), el PTV, el tejido pulmonar excluyendo el GTV (llamado en este trabajo pulmón-GTV) y el tejido pulmonar del PTV excluyendo el GTV (PTV-GTV).

Material y métodos

Con el fin de simplificar la geometría del problema las simulaciones se han realizado en dos maniqués de sección pentagonal. Sus diseños reproducen el tórax, el pulmón y dos tumores esféricos con diámetros de 2 y 5 cm, respectivamente, ubicados en el centro del maniquí, de tal modo que los haces inciden de forma perpendicular a las caras del maniquí y se mantiene una distancia fuente-superficie fija (fig.1). El tumor y la caja torácica del paciente se han simulado con un material de densidad similar a la del agua (1 g/cm^3) y el pulmón con una densidad de $0,3 \text{ g/cm}^3$ según las especificaciones de la ICRP. Las dimensiones del tumor son representativas de los diámetros medios de tumores grandes y pequeños que habitualmente se tratan en el *Karolinska University Hospital*.

Para el cálculo de la distribución de dosis, se han definido PTVs con diferentes márgenes. Para simular tumores fijos se ha considerado un margen de 5 mm en la dirección transversal y de 10 mm en la dirección longitudinal y para todos los otros tumores se ha considerado un margen de 10 mm en todas las direcciones. Para la irradiación de estos PTVs se han modelado haces específicos utilizando el planificador TMS-HELAX de manera que se administre el 100% de la dosis en la interfase entre PTV y tejido pulmonar y el 150% en el centro de tumor como prevé el tratamiento estereotáxico². En la fi-

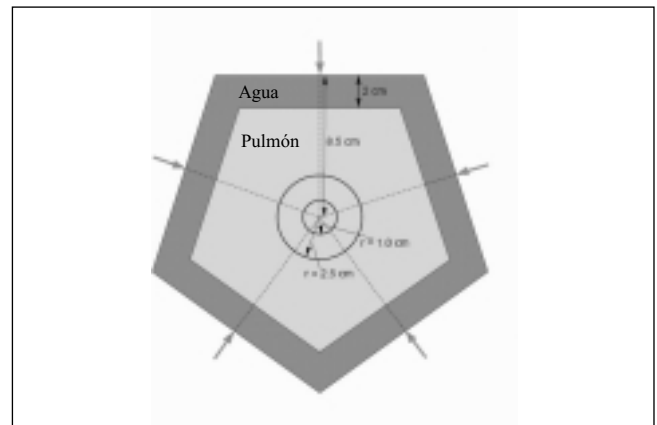


Fig. 1. Sección de los dos maniqués pentagonales modelados en este trabajo. Los cinco haces de irradiación que inciden en los maniqués están indicados con las flechas grises.

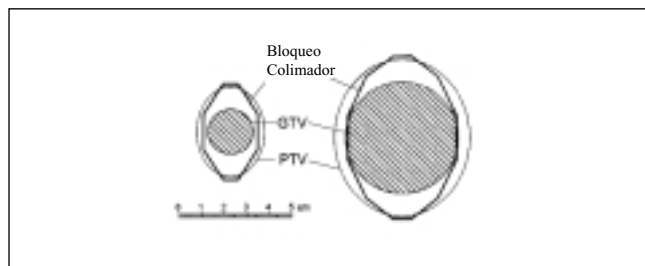


Fig. 2. Esquema de los bloques de cerrobend creados para describir el campo de los haces estereotáxicos. A la izquierda y a la derecha están representados, respectivamente, el GTV de 2 cm y el GTV de 5 cm con 5 mm de margen transversal y 10 mm de margen longitudinal.

gura 2 están representados los bloques utilizados para modelar el caso de tumores de 2-5 cm con 0,5 cm de margen trasversal y longitudinal. La geometría de los haces y de los maniqués se ha introducido en todos los planificadores y en las simulaciones MC. Los bloques se han dibujado manualmente en las vista del "beam's eye view" del planificador, mientras los volúmenes de interés del maniquí se han dibujado manualmente en los planos de la imagen del TAC con distancia entre cada corte de 2,5 mm. En el caso estático (sin tener en cuenta los movimientos respiratorios) los perfiles de dosis se han calculado en la dirección longitudinal del maniquí en el centro del GTV y en la dirección trasversal perpendicular a uno de los haces. Los histogramas dosis-volumen se han calculado con el volumen completo del GTV, PTV y PTV-GTV que es la zona más crítica en el cálculo de las distribuciones de dosis. Para limitar el tiempo de cálculo se ha considerado sólo parte del volumen pulmonar (pulmón-GTV), es decir un cubo de $9 \times 9 \times 9 \text{ cm}^3$.

Simulación Monte Carlo

Todos los cálculos se han realizado mediante la versión 2003 del código Monte Carlo PENELOPE⁴ con el paquete penEasy⁵.

Como ya se ha descrito en otros trabajos⁶, para reducir el tiempo de cálculo, la simulación se ha dividido en dos partes: primero se han calculado los ficheros de espacio de fases de los diferentes haces de radiación (PSF) y con dichos haces se han calculado las distribuciones de dosis en los maniqués.

Los PSF de los haces estereotáxicos se han calculado con PENELOPE para la calidad de 6 MV modelando detalladamente un acelerador Varian 2100CD según las especificaciones de la casa constructora (Varian Medical Systems). En la simulación del cabezal se han tenido en cuenta los siguientes elementos que forman parte del cabezal: un blanco, un colimador primario, un filtro aplanador, una cámara monitorea, un espejo, los colimadores secundarios y el soporte de elementos accesorios. Para describir los campos estereotáxicos, en lugar del colimador multiláminas montado en el acelerador se han simu-

lado bloques de "cerrobend" conformados según los campos descritos en el apartado precedente (fig. 2). Los PSF se han calculado en un plano inferior al último elemento del cabezal donde se han recogido: el tipo de partícula, su energía, su posición, su dirección, su peso, y el número de historias primarias. En este trabajo, en cada PSF se han obtenido 10^5 partículas $\cdot \text{cm}^{-2}$ para un número de historias iniciales de un orden de magnitud mayor. El tiempo empleado por campo de irradiación ha variado entre las dos y tres semanas. Este tiempo de cálculo se ha podido reducir utilizando una simulación en paralelo con 16 CPUs través del paquete clonEasy⁷. Los haces MC se han validado mediante comparación con valores experimentales obtenidos con cámaras de ionización (Guarded Farmer NE 2571).

Simulación del caso estático

Las simulaciones en el caso estático se han realizado utilizando uno de los "tallies" de penEasy. Las distribuciones de dosis se han recogido en vóxeles de tamaño entre $8\text{-}15 \text{ mm}^3$. Las energías de absorción se han fijado en valores estándar, 10 keV para los fotones y 500 keV para electrones y positrones. Los parámetros de simulación de PENELOPE⁸, se han dejado también fijos en los valores convencionales. El centro del maniquí se ha posicionado a una distancia de 100 cm desde la fuente de radiación y para llevar a cabo la simulación de un tratamiento de SBRT estándar con cinco haces, se han calculado las distribuciones de dosis manteniendo el maniquí fijo y rotando el haz alrededor del tumor cinco veces en pasos de 72 grados. Los resultados se han combinado asignando el mismo peso estadístico a cada posición del haz. Las variancias de los datos se han calculado con el método de historia por historia⁹ y las varianzas de los resultados finales se han calculado según el método propuesto por Badal y Sempau⁷.

Simulación del caso dinámico

Para estudiar el efecto de los movimientos respiratorios, las simulaciones se han realizado siguiendo el método propuesto por Craig¹⁰ que se basa en la reciprocidad de paciente y del haz^{11,12}. Un ciclo respiratorio completo, como el descrito en algunos trabajos^{13,14}, produce un movimiento del tumor que sigue un ciclo de histéresis. Esta histéresis, como muestra la fig. 3, se ha simplificado considerando que el tumor se mueve sólo en dos direcciones Cráneo-Caudal y Proximal-Distal en posiciones definidas en una recta que aproxima el movimiento real. Para cada posición se ha realizado una simulación parcial manteniendo el haz fijo y desplazando todo el maniquí simultáneamente en dirección trasversal y longitudinal, para simular cada paso de la recta.

Tabla 1. Movimientos simulados para calcular el efecto de un ciclo respiratorio en la distribución de dosis según la recta de la fig. 3. Cada línea representa un punto de la recta. La columna "x" es la componente transversal y la columna "y" la componente longitudinal.

movimientos de ± 6 mm	eje x	eje y
1x 2y	1 mm	2 mm
2x 4y	2 mm	4 mm
3x 6y	3 mm	6 mm
movimientos de ± 16 mm		
1x 4y	1 mm	4 mm
2x 8y	2 mm	8 mm
3x 12y	3 mm	12 mm
4x 16y	4 mm	16 mm

Para establecer la amplitud de los movimientos respiratorios se han analizado los datos clínicos recogidos en el *Karolinska University Hospital*. A partir de un control del movimiento del tumor entre inspiración y expiración por fluoroscopia, se observa que los movimientos longitudinales llegan hasta un máximo de ± 6 mm y los movimientos transversales hasta un máximo de ± 3 mm en el caso que al paciente se le haya aplicado una compresión abdominal. Para simular casos donde no se aplica la compresión y el paciente puede respirar libremente se han considerado los datos recogidos en el TG76¹⁵ del AAPM y en el estudio de George¹⁶ y se han considerado movimientos longitudinales hasta un máximo de ± 16 mm y trasversales hasta un máximo de ± 4 mm (tabla 1). Los resultados del conjunto de simulaciones parciales se han combinado para obtener el efecto en la distribución de dosis debido a un ciclo completo de respiración. El peso de cada posición se ha asignado siguiendo las funciones de distribuciones de probabilidad (fig. 3), propuestas por Ford¹⁷ para los casos con compresión y por George¹⁶ para los otros casos. Se han calculado los perfiles de dosis y los DVHs en el GTV en analogía con el ca-

so estático. Como el PTV es por definición fijo con respecto al haz, se ha definido un volumen diferente con el nombre de PTV Dinámico que representa un volumen concéntrico al GTV, que se mueve con el GTV y que tiene la misma dimensión del PTV en el caso estático.

Comparación con los planificadores

Los resultados de la simulación MC se han comparado con los resultados obtenidos con los tres sistemas de planificación seleccionados. Para poder comparar correctamente las dosis calculadas con MC con las dosis suministradas por el planificador, se ha realizado una calibración en dosis absoluta en Gy/MU para los resultados MC. Para cada campo estereotáxico se ha determinado por MC la dosis absorbida en un cilindro de agua de dimensiones similares a la cavidad de una cámara de ionización ubicada en un maniquí de agua en condiciones de referencia (SSD de 95 cm y una profundidad de 5 cm). A estos resultados MC se le han asignado los valores de Gy/MU obtenidos por el planificador TMS-HELAX PB. Este factor se ha utilizado para determinar las dosis absorbidas en valores absolutos en el caso del maniquí de pulmón. Todas las curvas de resultados se han normalizado considerando 1 Gy en el centro del blanco para el planificador TMS-HELAX PB.

Resultados y discusión

Caso estático

En la fig. 4 se representan los perfiles de dosis para los casos de tumores de 2 y 5 cm con 5 mm de margen en dirección transversal y 10 mm en dirección longitudinal. En la fig. 5 se presentan los valores de los DVH en

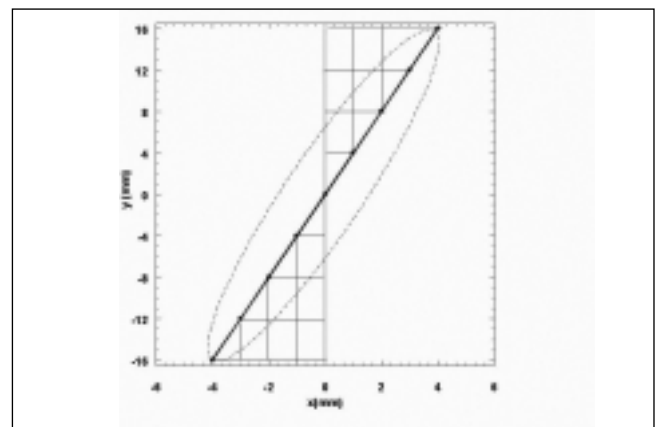
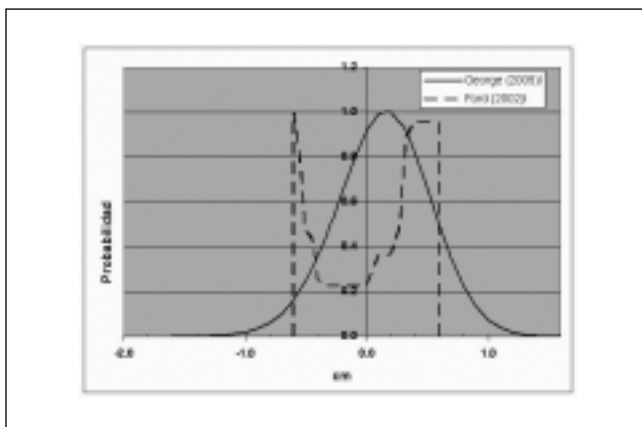


Fig. 3. Modelos utilizados para describir el movimiento respiratorio. A la derecha las funciones de probabilidad de Ford¹⁷ y George¹⁶ están representadas en función de la amplitud del movimiento respiratorio. A la izquierda se muestra el esquema del movimiento respiratorio simulado. El movimiento de histéresis (puntos) descrito por el tumor se ha simplificado mediante una recta (línea) definida por puntos que representan los desplazamientos del tumor. Cada punto está descrito por una componente trasversal "x" y longitudinal "y" como en la tabla 1.

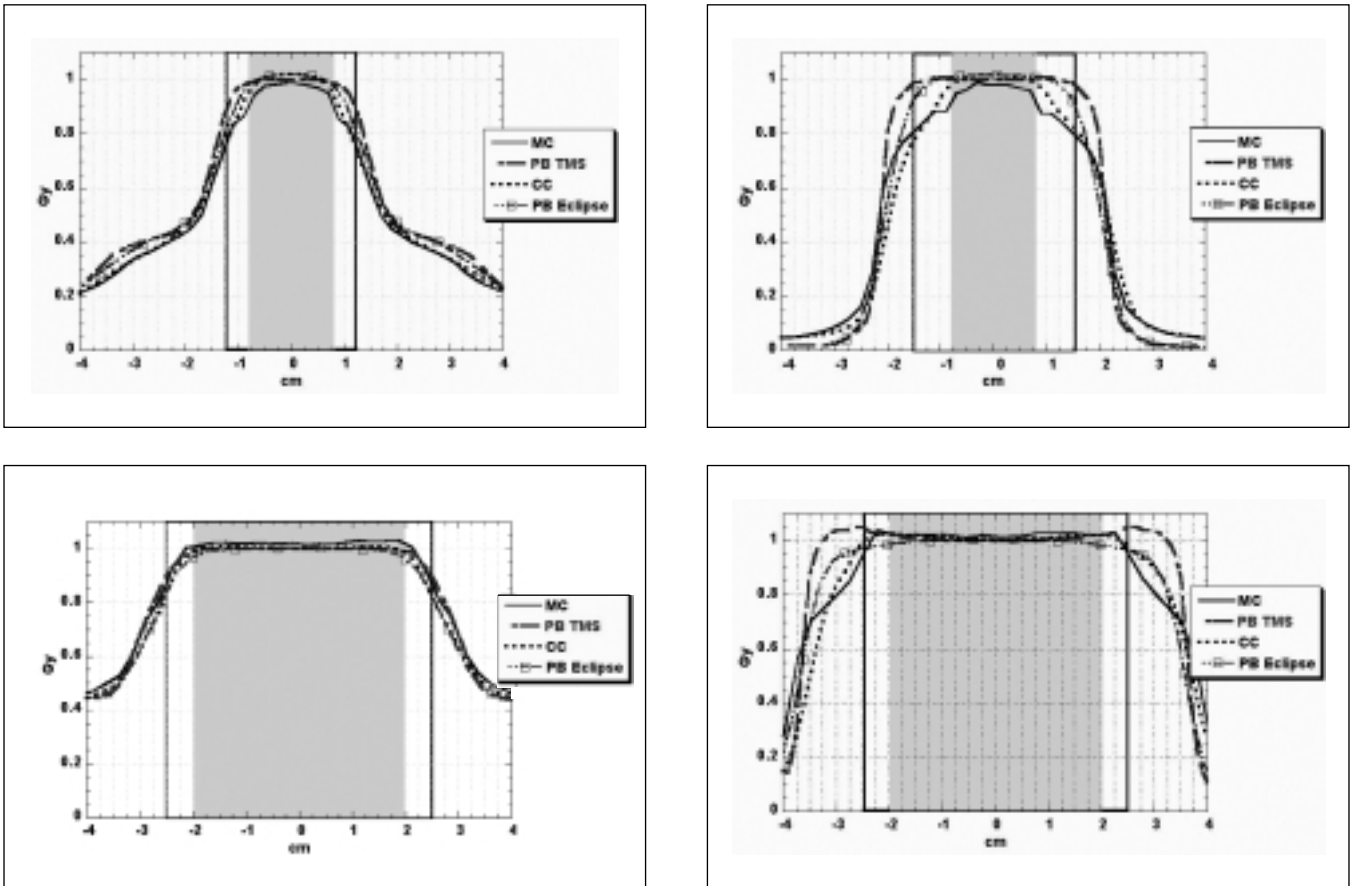


Fig. 4. Caso estático: perfiles de dosis en la dirección longitudinal (y) y trasversal (x) de un tumor de 2 cm (a, c) y 5 cm (b, d) con un margen de 0,5 cm en dirección trasversal y 1,0 cm en dirección longitudinal. La zona gris representa el GTV y el rectángulo el PTV.

el caso del tumor de 2 cm con el mismo margen. En este trabajo sólo se presentan los valores de los DVHs correspondientes a GTV, PTV y PTV-GTV que representan los volúmenes más interesantes desde un punto de vista clínico.

Todos los planificadores estiman con una exactitud de 2-3% la distribución de dosis en el GTV excepto en la interfase entre GTV y pulmón. En esta zona, el algoritmo PB implementado en TMS-HELAX basado en una aproximación de planos paralelos sobreestima la dosis en

los dos casos de tumores de 2 y 5 cm. El algoritmo PB implementado en Eclipse, en cambio, determina la dosis de manera más exacta, en particular en el caso de un tumor de 5 cm. Las dosis calculadas con el planificador Pinnacle³ revelan que el algoritmo CC tiene un comportamiento más próximo a MC en la interfase en particular para tumores más grandes como el de 5 cm, como ya ha sido indicado en otros trabajos^{3,18,19}.

En la zona de tejido pulmonar, fuera del PTV, el comportamiento es contrario.

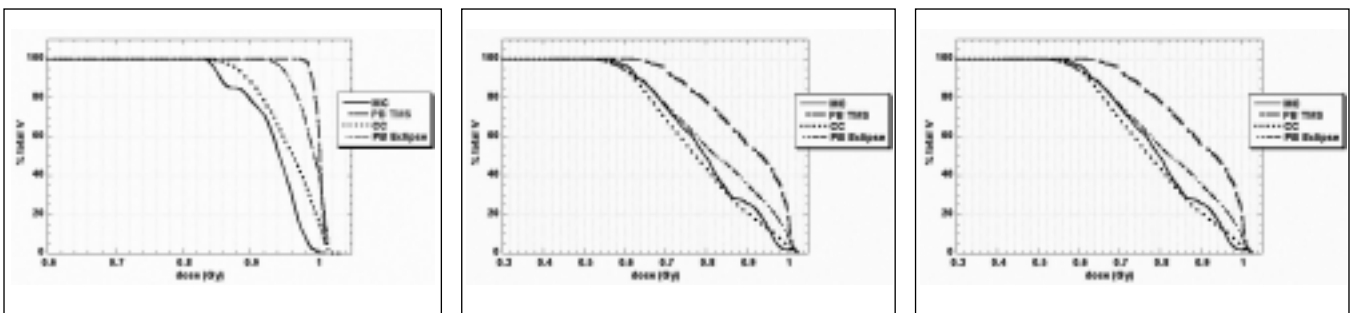


Fig. 5. Caso estático: DVHs calculados con MC (línea negra sólida) y con tres TPSs de un tumor de 2 cm (a, c, e) cm con un margen de 0,5 cm en dirección trasversal y 1,0 cm en dirección longitudinal.

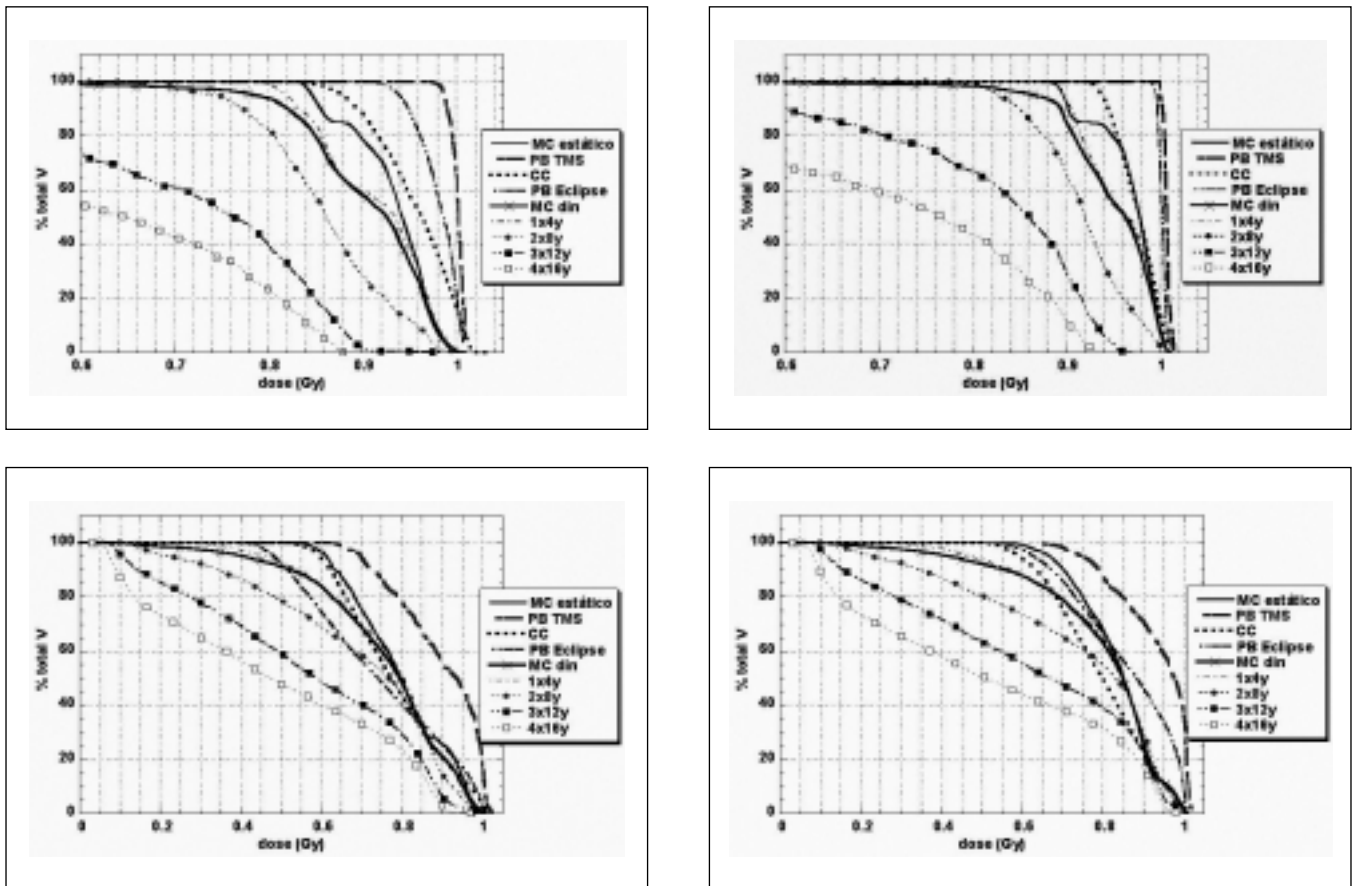


Fig. 6. Caso dinámico: DVHs calculados por el tumor de 2 cm con un margen de 0,5 cm en dirección trasversal y 1,0 cm en dirección longitudinal (a, c) y por un tumor de 2 cm con 1 cm de margen isotrópico (b, d) en el caso se tengan en cuenta movimientos respiratorios hasta ± 16 mm. 1x4y, 2x8y, 3x12y, 4x16y representan las componentes individuales de cada desplazamiento.

Caso dinámico

Los resultados en el caso estático ponen de manifiesto que los algoritmos implementados en los planificadores son menos exactos en el caso de tumores más pequeños. Por esta razón aquí se presenta el estudio de la influencia de los efectos respiratorios sólo en el caso del tumor de 2 cm con 5 mm de margen en dirección transversal y 10 mm en dirección longitudinal y en el caso de un tumor de 2 cm con 10 mm de margen isotrópico. En la fig. 6 se presentan las distribuciones combinadas finales (MC din) y para cada componente del movimiento de manera independiente, para movimientos hasta ± 16 mm.

Los DVHs (fig. 6) muestran que también en el caso que se tengan en cuenta los efectos respiratorios los planificadores calculan con buena aproximación las dosis en el GTV. Esta verificación, válida para un margen pequeño, es similar en el caso del margen de 10 mm²⁰. En comparación con el caso estático, hay una subestimación de dosis en el centro de tumor no mayor del 5%. En la zona de interfase, donde los planificadores calculan de manera menos exacta, los movimientos respiratorios magnifican este problema. Se puede ob-

servar que en comparación con el caso estático, la zona de tejido pulmonar concéntrica al tumor recibe aún menos dosis que en el caso estático. Este efecto es mayor al disminuir la dimensión del margen del PTV (Dinámico).

Los resultados obtenidos en este trabajo justifican la utilización de fracciones de dosis tan altas (15 Gy) al GTV administradas en un tiempo tan corto (3 veces por semana). Además, confirman la tendencia de los datos clínicos recogidos en el *Karolinska University Hospital* que apuntan a que esta técnica permite un control del tumor muy alto³. La zona crítica sigue siendo la de margen entre PTV y GTV. La utilización de cinco o más haces distribuidos igualmente en un ángulo sólido alrededor del tumor permite administrar la mayor parte de dosis al tejido pulmonar sólo en el margen del PTV. Esto justifica la planificación de una dosis heterogénea y la prescripción del 100% de isodosis en la periferia del PTV. Esta prescripción permite compensar en parte el efecto de los errores de cálculo de los algoritmos de planificación y en parte el efecto en el tumor del movimiento respiratorio especialmente si el movimiento es constante. Este trabajo muestra también que si hay movimientos respiratorios uno de los factores importante a

tener en cuenta a la hora de planificar es la elección de un margen adecuado. La fig. 6 muestra que la distribución de dosis no es adecuada si hay un margen de 10 mm isotrópico en el caso del movimiento más amplio ($\pm 12-16$ mm en la curva $3 \times 12y$ y $4 \times 16y$)³. Esto se compensa en los resultados finales por el hecho de que movimientos grandes son mucho menos frecuentes, como se puede ver en la fig. 3. Además si se utiliza una compresión abdominal se pueden limitar los casos de respiración profunda a una amplitud máxima de $\pm 5-6$ mm que como podemos ver, en comparación con el caso estático, influyen en menor manera en la distribución de dosis (fig. 6).

Actualmente se está investigando si la utilización de sistemas de "gating" pueden corregir los efectos de la respiración en la planificación del tratamiento.

Conclusiones

Se han llevado a cabo simulaciones MC de dos casos representativos de SBRT de tumores de pulmón. Las distribuciones de dosis obtenidas con MC se han comparado con las de cuatro algoritmos implementados en tres planificadores en el caso estático y teniendo en cuenta efectos respiratorios.

Los resultados obtenidos para el caso estático (sin movimiento respiratorio) ponen de manifiesto que, en comparación con MC, la dosis (Gy/MU) calculada por los planificadores en el tumor tiene una discrepancia del 2-3%. En la zona de interfase entre tumor y tejido pulmonar, los planificadores basados en el algoritmo PB sobreestiman la dosis en un 10% mientras que el algoritmo CC la subestima en un 3-4%. Los resultados de la simulación mediante MC de los movimientos respiratorios indican que los resultados de los planificadores son suficientemente exactos en el tumor si bien en la interfase hay una mayor sobreestimación de la dosis en comparación con el caso estático. Estos resultados son compatibles con la experiencia clínica adquirida en 15 años en el *Karolinska University Hospital*, que demuestra un control local del tumor muy alto con una toxicidad baja en el tejido pulmonar.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Cancerforeningen (Stockholm) y por el Fondo de Investigación Sanitaria, FIS PI041800.

Referencias

- Lax I, Blomgren H, Naslund I, Svanstrom R. Stereotactic radiotherapy of malignancies in the abdomen. Methodological aspects. *Acta Oncol* 1994;33:677-83.
- Lax I, Blomgren H, Larson D, Naslund I. Extracranial stereotactic radiosurgery of localized targets. *J Radiosurg* 1998;1:63-74.
- Lax I, Panettieri V, Wennberg B, Duch MA, Baumann INP, Naslund I, et al. Dose distributions in SBRT of lung tumours: Comparison between two different treatment planning algorithms and Monte-Carlo simulation including breathing motions. *Acta Oncol* 2006;45:978-988.
- Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELOPE-A code system for Monte Carlo simulation of Electron and Photon Transport. Paris, France: NEA-OECD; 2003.
- Sempau J. penEasy a structured main programme for PENELOPE, freely available from <http://www.upc.edu/inte/downloads/penEasy.htm>; 2006.
- Duch MA, Carrasco P, Ginjaume M, Jornet N, Ortega X, Ribas M. Dose evaluation in lung-equivalent media in high-energy photon external radiotherapy. *Radiat Protect Dos* 2006;120(1-4):43-7.
- Badal A, Sempau J. A package of Linux scripts for the parallelization of Monte Carlo simulations. *Comput Phys Comm* 2006;175:440-450.
- Sempau J, Andreo P. Configuration of the electron transport algorithm of PENELOPE to simulate ion chambers. *Phys Med Biol* 2006;51:3533-3548.
- Sempau J, Sánchez-Reyes A, Salvat F, Oulad-Ben-Tahar H, Jiang SB, Fernández-Varea JM. Monte Carlo simulation of electron beams from accelerator head using PENELOPE. *Phys Med Biol* 2001;46:1163-86.
- Craig T, Battista J, Van Dyke J. Limitations of a convolution method for modelling geometric uncertainties in Radiation Therapy. I. The effect of shift invariance. *Med Phys* 2003;30:2000-2011.
- Beckham WA, Keall PJ, Siebers JV. A fluence convolution method to calculate radiation therapy dose distributions that incorporate random set-up error. *Phys Med Biol* 2002;47:3465-3473.
- Chetty I, Rosu M, McShan DL, Fraass BA. Accounting for center-of-mass target motion using convolution methods in Monte Carlo-based dose calculations of the lung. *Med Phys* 2004;31:925-932.
- Seppenwoolde Y, Shirato H, Kitamura K, Shimizu S, Van Herk M, Lebesque JV, et al. Precise and real-time measurement of 3D tumour motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;53:822-834.
- Mageras GS, Pevsner A, Yorke ED, Rosenzweig KE, Ford EC, Hertanto A, et al. Measurement of lung tumour motion using respiration-correlated CT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;60:933-941.
- Keall P, Mageras GS, Balter JM, Emery RS, Forster KM, Jiang SB, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys* 2006;33:3874-3900.
- George R, Vedam SS, Chung TD, Ramakrishnan V, Keall PJ. The application of the sinusoidal model to lung cancer patient respiratory motion. *Med Phys* 2005;32:2850-2861.
- Ford EC, Mageras GS, Yorke E, Rozenweig KE, Wagman R, Ling CC. Evaluation of respiratory movement during gated radiotherapy using film and electronic portal imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52:522-31.
- Haedinger U, Krieger T, Flentje M, Wulf J. Influence of calculation model on dose distribution in stereotactic radiotherapy for pulmonary targets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;61:239-49.
- Dobler B, Walter C, Knopf A, Fabri D, Loeschel R, Polednik M, et al. Optimization of extracranial stereotactic radiation therapy of small lung lesions using accurate dose calculation algorithms. *Rad Oncol* 2006;291:45.
- Panettieri V, Wennberg B, Gagliardi G, Duch M, Ginjaume M, Lax I. SBRT of lung tumours: Monte Carlo simulation with PENELOPE of dose distributions including respiratory motion and comparison with different treatment planning systems; 2007. *Phys Med Biol* 2007;52:4265-4281.

Diseño y primeros resultados de una cámara PET para animales pequeños basada en cristales LYSO continuos y fotomultiplicadores sensibles a la posición*

J. M. Benlloch¹, A. J. González¹, V. Carrilero¹, J. V. Catret¹, C. Correcher¹, C. W. Lerche¹, C. Morera¹, A. Orero¹, N. Pavón¹, A. Ros¹, F. Sánchez¹, A. Soriano¹, L. F. Vidal¹, R. Colom², R. Gadea², V. Herrero², C. Mora², F. J. Mora², A. Sebastia², A. Munar³

¹Instituto de Física Corpuscular, Paterna, Valencia. ²Universidad Politécnica de Valencia. ³Universidad Jaume I, Castelló de la Plana.

Design and first results of a small animal PET camera based on continuous LYSO crystals and position sensitive photomultipliers

Resumen

En este artículo presentamos el diseño de un nuevo escáner PET para animales pequeños basado en una tecnología completamente innovadora. Los resultados preliminares son muy prometedores, permitiendo obtener imágenes funcionales de alta resolución con una instrumentación compacta y de bajo coste. Los prototipos desarrollados se encuentran actualmente en pruebas en diversos centros de investigación médica, obteniéndose imágenes de alta calidad en los campos de oncología, neurología y cardiología. Este diseño puede ser fácilmente extendido a cámaras PET dedicadas a la exploración del cerebro o de la mama.

La innovación más notable de la presente tecnología consiste en el uso de un único cristal continuo por módulo, a diferencia de otras cámaras PET comerciales donde se utilizan cientos de cristales pixelados. El uso de un único cristal continuo permite abaratar el coste de fabricación, al tiempo que mejora las características de funcionamiento: resolución intrínseca en posición de 1,2 mm, resolución en energía media del 14%, resolución en la profundidad de interacción de 3 mm, sensibilidad > 4% y campo de visión transaxial de 80 mm de diámetro.

En el presente artículo se describen en detalle el diseño de esta nueva cámara PET, los principios de funcionamiento, el método utilizado para su calibración y se anticipan algunas imágenes "in vivo" del miocardio y el cerebro de un ratón, permitiendo apreciar de forma preliminar la resolución y calidad alcanzadas.

Palabras clave: PET. Imagen funcional. Animales pequeños. LYSO cristales continuos. Fotomultiplicadores sensibles a posición.

Abstract

In this paper we present the design of a new small animal PET scanner based on a completely innovative technology. The achieved results are very promising, showing the possibility to obtain high resolution functional images with a compact and low cost scanner. Several prototypes have been developed and are currently being used at different research medical institutions. High resolution images are being obtained in application fields like oncology, neurology and cardiology. This technology can be easily applied in PET cameras for brain or breast exploration.

The most significant innovation of the design is the fact of using a single crystal per module instead of hundreds of pixelated crystals as in other commercial PETs. It has the advantage of decreasing the manufacturing costs and simultaneously improves its performance: 1.2 mm position intrinsic resolution, mean energy resolution as good as 14%, 3 mm depth of interaction resolution, sensitivity above 4%, and 80 mm diameter of transaxial field of view.

In this paper we describe in detail the design of this new PET camera, its principle, the calibration methodology and also some preliminary "in vivo" images of a mouse myocardium and brain, showing the achieved image resolution and quality.

Key words: PET. Functional imaging. Small animal. LYSO continuous crystals. Position sensitive photomultipliers.

Correspondencia: A.J. González Martínez. Instituto de Física Corpuscular. Nuevos Edificios de Investigación. 46071 Paterna. Valencia.

Fecha de recepción: 11-6-2007

Fecha de aceptación: 17-7-2007

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

Introducción y objetivos

Las cámaras de Tomografía por Emisión de Positrones (PET) han demostrado ser unos instrumentos esenciales en la imagen médica funcional. Sin embargo, las cámaras PET para la realización de estudios con animales pequeños disponibles actualmente de forma comercial son de coste muy elevado y ofrecen unas características de funcionamiento manifiestamente mejorables. En este trabajo presentamos el diseño de este novedoso scanner PET, sus principios de funcionamiento y el método utilizado para su calibración. El equipo desarrollado es completamente innovador, de bajo coste y con excelentes características de funcionamiento. Hemos denominado a dicho sistema ALBIRA PET. Mediante este equipo se han obtenido imágenes de alta calidad de procesos farmacológicos y de expresión génica en ratas y ratones.

Material y métodos

ALBIRA PET es un sistema completamente modular compuesto únicamente por ocho de ellos. Como describiremos con detalle más tarde, cada módulo está formado por un cristal centelleador, un sistema de fotodetección y una electrónica asociada a cada uno de ellos para la obtención de las señales. Esta simplicidad hace que el sistema requiera un mantenimiento mínimo.

La principal innovación del diseño del ALBIRA PET es la utilización de cristales continuos en lugar de cristales pixelados (fig. 1). El resto de casas comerciales utilizan cristales pixelados, es decir, miles de pequeños cristales segmentados en píxeles de tamaño típico $2 \times 2 \times 20$ mm³. Además, nuestro sistema permite medir la profundidad de interacción (DOI) de los rayos gamma en el

cristal reduciendo considerable el error de paralaje. Este error degrada la resolución espacial final, especialmente cuando los detectores se encuentran muy próximos al objeto, como es el caso de una cámara PET para animales pequeños o como sería en el caso de un PET dedicado a cerebro o mama. Por el contrario, si los detectores se alejaran del objeto, se produciría una pérdida notable en la sensibilidad de dichos sistemas.

Para obtener una mayor resolución la tendencia es disminuir cada vez más el tamaño de los píxeles, lo que implica un aumento del coste, ya que cada uno de los cristales hay que cortarlo, pulirlo y pintarlo con pintura reflectante blanca. Dichas tareas llevan asociadas un trabajo mecánico y de mano de obra muy laborioso donde muchos de los píxeles resultan defectuosos. Además, el espacio entre los cristales representa un espacio muerto para la detección e implica una disminución considerable de la sensibilidad ya que en el PET se precisa la medida en coincidencia de dos rayos gamma. Este espacio muerto aumenta de forma cuadrática a medida que se reduce la sección de los píxeles. La reducción del tamaño de los píxeles hasta dimensiones extremadamente pequeñas (por ejemplo, $0,3 \times 0,3 \times 20$ mm³) conlleva asociado un extraordinario aumento de la fragilidad y complejidad del sistema, al aumentar asimismo el número de canales de lectura y los dispositivos electrónicos necesarios. Aguja tan pequeñas presentarían además el problema adicional de que si la interacción del rayo gamma se produce lejos del fotodetector, la cantidad de luz que llegaría al mismo sería muy pequeña, con lo que la resolución energética sería muy mala.

Por estas razones hemos decidido desarrollar una cámara PET con un diseño innovador aunque arriesgado. Por lo tanto, utilizamos un único cristal continuo, es decir sin segmentar, de dimensiones $50 \times 40 \times 10$ mm³ por ca-

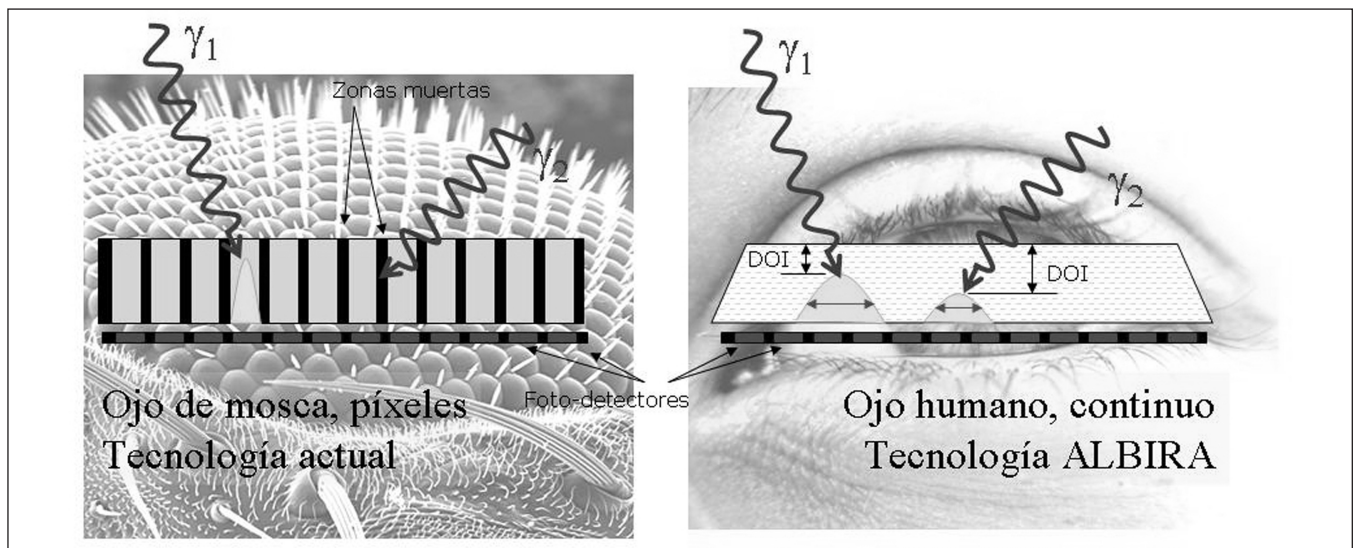


Fig. 1. Izquierda: Cristales pixelados utilizados por otras cámaras comerciales. Derecha: cristal continuo utilizado por la cámara ALBIRA y representación esquemática de la medición de la profundidad de interacción en función de la anchura de la distribución del cono de luz detectado.

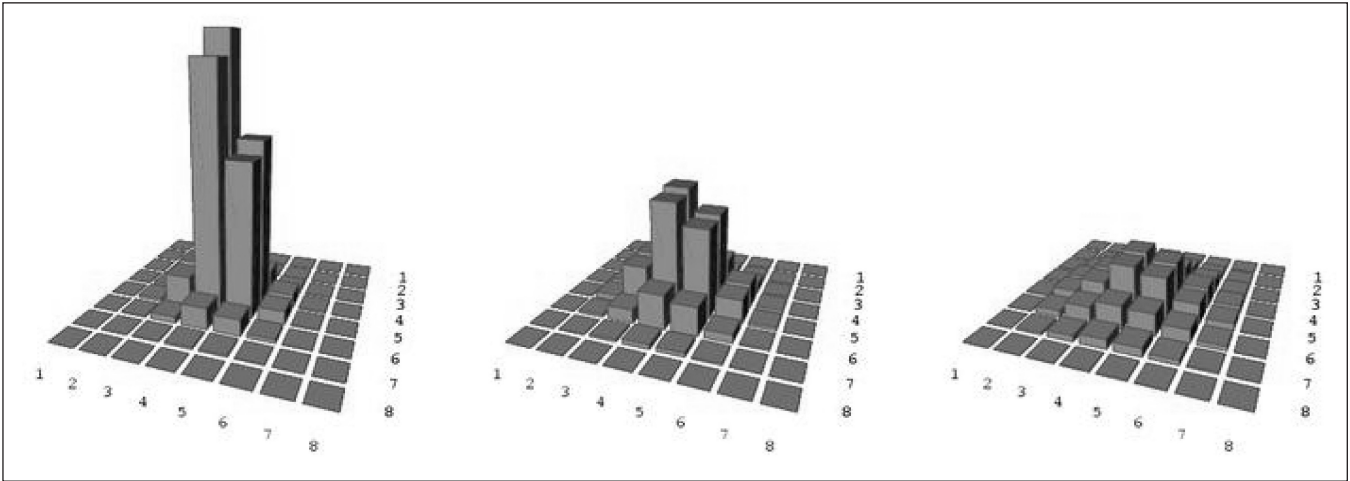


Fig. 2. Ejemplos de la distribución de la luz generada en el fotodetector. Los números en el plano XY representan cada uno de los ánodos fotosensibles en el fotomultiplicador. La altura de las columnas hace referencia a la cantidad de luz detectada en cada ánodo fotosensible. De derecha a izquierda se representan casos típicos de distribución de luz, de más concentrada a más dispersa.

da fotodetector sensible a posición. El material del cristal elegido ha sido LYSO (Oxi-ortosilicato de Lutecio dopado con Ytrio) debido a la gran cantidad de luz producida comparada con otros cristales, su alta densidad ($7,4 \text{ g/cm}^3$), rápido tiempo de respuesta (40 ns) y buena resolución de energías. El cristal tiene un grosor de 10 mm y posee una forma trapezoidal, dado que los módulos se acoplan para formar un octógono como se puede observar en la fig. 1. Dicha forma tiene la ventaja adicional de reducir los efectos de borde. El punto de impacto del rayo gamma en el cristal no se determina mediante la localización del píxel que contiene toda la luz emitida por el rayo gamma, sino mediante la determinación del centro de gravedad de la luz detectada por los ánodos del fotodetector, tal como se muestra en la fig. 2. Los cristales continuos se habían utilizado únicamente en un modelo de cámaras grandes para exploraciones de cuerpo entero^{1,2}. Dicho diseño fue abandonado completamente por deficiencias en el tipo de cristal usado. También se han realizado algunas pruebas con un par de módulos con la finalidad de desarrollar posteriormente un equipo completo para exploraciones con animales pequeños. Sin embargo no se han completado dichos equipos ni se han obtenido imágenes reales^{3,4}. Desde nuestro punto de vista, la aparición en el mercado de fotomultiplicadores sensibles a la posición revive el interés por los cristales continuos.

Como se muestra también en la fig. 1, podemos asimilar el método utilizado por otros sistemas comerciales al ojo de una mosca, compuesto de ocelos que focalizan y registran cada uno individualmente un fragmento de la imagen. Utilizando dicha analogía, nuestro método sería más parecido al del ojo humano en el que una red de nervios accede a una retina común.

Cada módulo de ALBIRA consiste, además del cristal continuo, de un sistema fotodetector sensible a la posi-

ción y varias tarjetas electrónicas analógicas (fig. 3). Como fotodetector hemos utilizado el fotomultiplicador sensible a la posición H8500 de HAMAMATSU PHOTONICS. Cada uno de estos posee 64 ánodos de lectura siendo el área sensible del fotocátodo de $49 \times 49 \text{ mm}^2$. Las tarjetas electrónicas analógicas dentro de cada módulo consisten en: 1) las redes anódicas para reducir el número de canales; 2) los pre-amplificadores para conformar y amplificar estas señales y 3) la placa de fuentes de alimentación para proporcionar el voltaje adecuado tanto a los preamplificadores como al fotomultiplicador.

Digitalizar las señales correspondientes a cada uno de los 64 ánodos del fotodetector resultaría muy costoso tanto desde el punto de vista económico como computacional. Para resolver este problema, hemos desarrollado una red de resistencias que calcula la posición en la dirección X e Y del cristal de forma analógica basada en la lógica de Anger, tal como hicimos al desarrollar nuestra

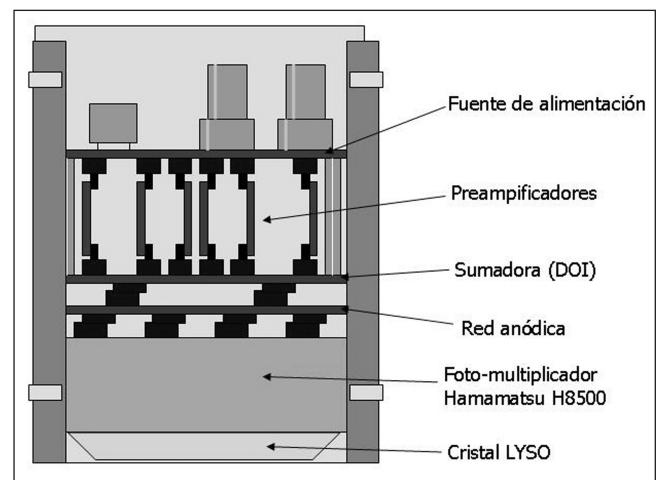


Fig. 3. Esquema del interior de un módulo PET.

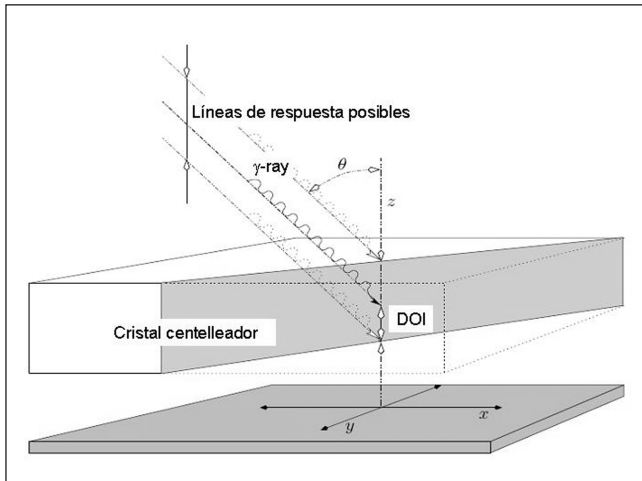


Fig. 4. Formación del error de paralaje. Los detectores que no son capaces de medir ni el ángulo de coincidencia ni la DOI, no pueden distinguir entre rayos- γ como los mostrados en esta figura. Esto causa una interpretación errónea del origen del rayo- γ .

mini cámara gamma^{5,6}. Esto permite reducir el número de canales a digitalizar para estimar la posición transversal a solamente 4.

Mediante una tecnología patentada y única en el mundo, se consigue obtener el valor de la DOI de los rayos gamma dentro del cristal, como se comentó anteriormente, mediante la medida de la anchura de la distribución de la luz. Esto implica una modificación sencilla de la red de resistencias y únicamente la digitalización de un canal adicional⁷. La relación entre la anchura de la distribución de luz y la profundidad de interacción se muestra

esquemáticamente en la fig. 1. Al medir la DOI evitamos significativamente el error de paralaje producido al asignar el punto de impacto obtenido a la superficie externa del cristal, sin tener en cuenta que el rayo gamma puede incidir con un ángulo de inclinación importante con respecto a la perpendicular del detector, tal como se muestra en la fig. 4. Existen otros métodos para medir la DOI como el *phoswich* donde se usan dos tipos de cristales con diferentes respuestas temporales (*decay times*) para determinar en qué cristal se produjo la interacción. Estos métodos alternativos complican el diseño de detección limitando la resolución en la medida de la DOI al grosor de cada tipo de cristal.

Por lo tanto, toda la información de los ánodos se resume en 5 señales electrónicas; cuatro para proporcionar la información del punto de impacto del rayo gamma en el plano XY y una para la profundidad de interacción de estos en el cristal. Dicha información se digitaliza mediante tarjetas electrónicas ADC (*analog to digital converter*). La señal del último dínodo del fotomultiplicador se utiliza para generar una señal sincronizada de lectura o disparo (*trigger*) de las cinco señales electrónicas. Esta señal, contiene información de la cantidad de luz detectada por medio de la carga acumulada. Además, ésta se utiliza para realizar la discriminación de energías por medio de *hardware*.

En la fig. 5 se muestran dos fotografías del sistema ALBIRA donde se aprecia la forma compacta del equipo. Este aparato tiene un puerto de entrada para animales de prácticamente 11 cm de diámetro donde se pueden realizar estudios tanto de ratas como ratones sin ninguna

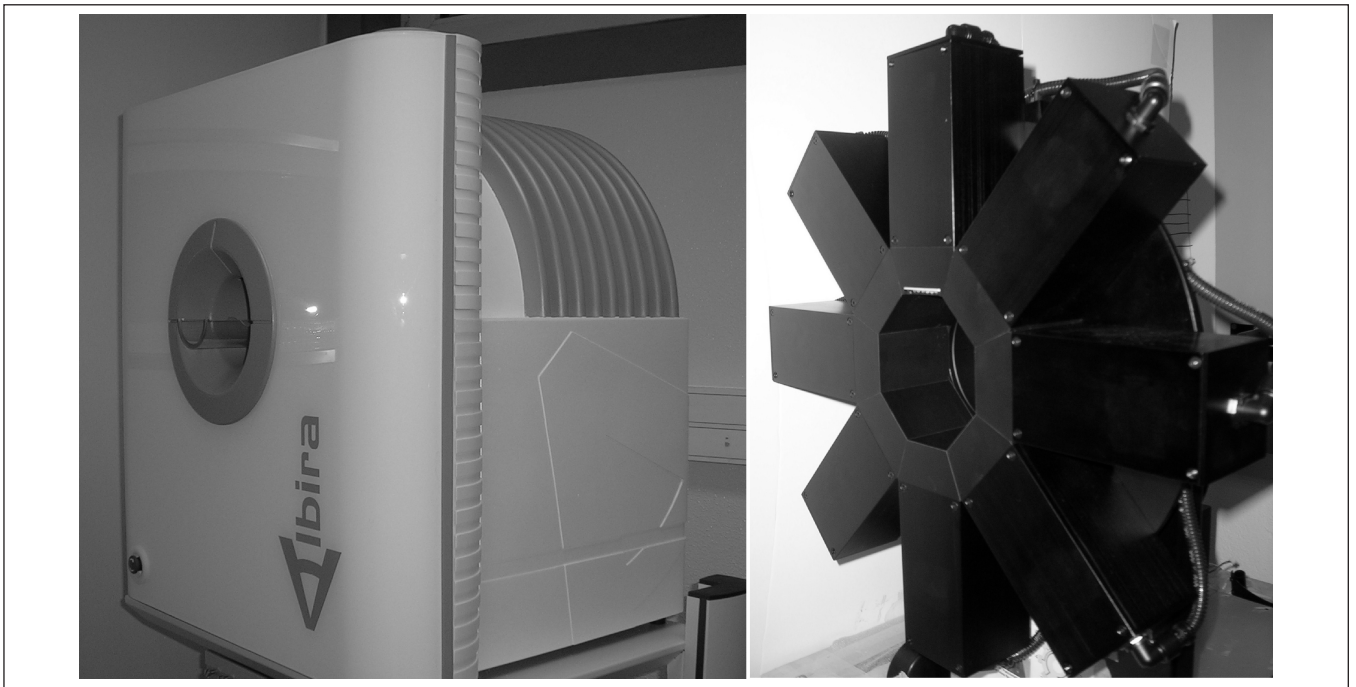


Fig. 5. En la izquierda se puede observar la carcasa del sistema ALBIRA. A la derecha se aprecian los 8 módulos acoplados formando un octógono.

dificultad. Además, esta apertura permitiría incluso examinar conejos o cabezas de gatos y otros animales pequeños.

Resultados y discusión

Aunque la forma trapezoidal del diseño del cristal reduce la compresión de la imagen, persisten los efectos de borde, por lo que se necesita un método de calibración de las posiciones. Para ello hemos utilizado una matriz de 9x9 fuentes radioactivas (^{22}Na) distribuidas regularmente cada 5 mm. Dicha matriz de fuentes se ha utilizado para calibrar tanto las posiciones como la energía. La imagen de dicha matriz de fuentes aparece en el detector como una matriz distorsionada y comprimida por lo que hemos utilizado un método similar al de la mini cámara gamma para corregir las posiciones⁸. Una calibración de energías es necesaria a pesar de que las diferencias de ganancia son pequeñas en los fotomultiplicadores para poder alcanzar la alta resolución espacial del sistema.

En general, todos los sistemas de detección compuestos por varios elementos suelen presentar diferentes eficiencias según su localización. Para normalizar el sistema se ha construido un maniquí de metacrilato que se llena con una disolución distribuida muy uniformemente de ^{18}F (en particular, FDG). La capa de líquido con la que se llena debe ser lo más delgada posible y cubierta para evitar la evaporación. El grosor del material también es muy delgado para evitar efectos de atenuación y dispersión. De esta forma, se consigue simular una fuente plana, cuya superficie es incluso mayor que la superficie del cristal para poder obtener información de las "coincidencias cruzadas". En este trabajo se denominan

coincidencias cruzadas las que ocurren entre un detector y aquel que se encuentra a $+135^\circ$ ó -135° , respectivamente. Análogamente, llamamos "coincidencias directas" a aquellas que suceden entre detectores enfrentados, esto es, 180° .

Como comprobación y validación de toda la calibración se ha realizado un maniquí de alta resolución denominado SDK. Se ha utilizado el algoritmo iterativo MLEM⁹ para la reconstrucción de la imagen, tal como se observa en la fig. 6 (izquierda). En esta figura también se muestra la imagen del diseño del maniquí usado en la medida (derecha) junto con los diámetros de los pozos. Se ha hecho uso de varias simetrías geométricas para reducir el tamaño de la matriz que describe el sistema de forma que sus datos puedan alojarse en la memoria RAM del ordenador y evitar el lento acceso a disco.

La resolución en energías alcanzada por el escáner es del 14%, dicho valor es excelente y se debe a la cantidad de luz emitida por el cristal LYSO. Una buena resolución en energía es importante para discriminar los sucesos buenos de los sucesos en los que un rayo gamma ha sufrido dispersión. En nuestro caso la luz llega al fotodetector sin sufrir reflexiones en las paredes del cristal, ya que hemos pintado todas las paredes externas del cristal continuo (excepto la que está en contacto con el fotodetector) con pintura absorbente negra. La pintura reduce el efecto de borde y mejora la resolución temporal, aunque absorbe algo de la luz producida. No obstante, en los cristales pixelados también se pierde luz, ya que los fotones producidos tienen que rebotar muchas veces en las paredes del píxel antes de llegar al detector, por lo que muchos fotones se absorben en las paredes o a lo largo del camino. Por otro lado, el que los fotones incidan de

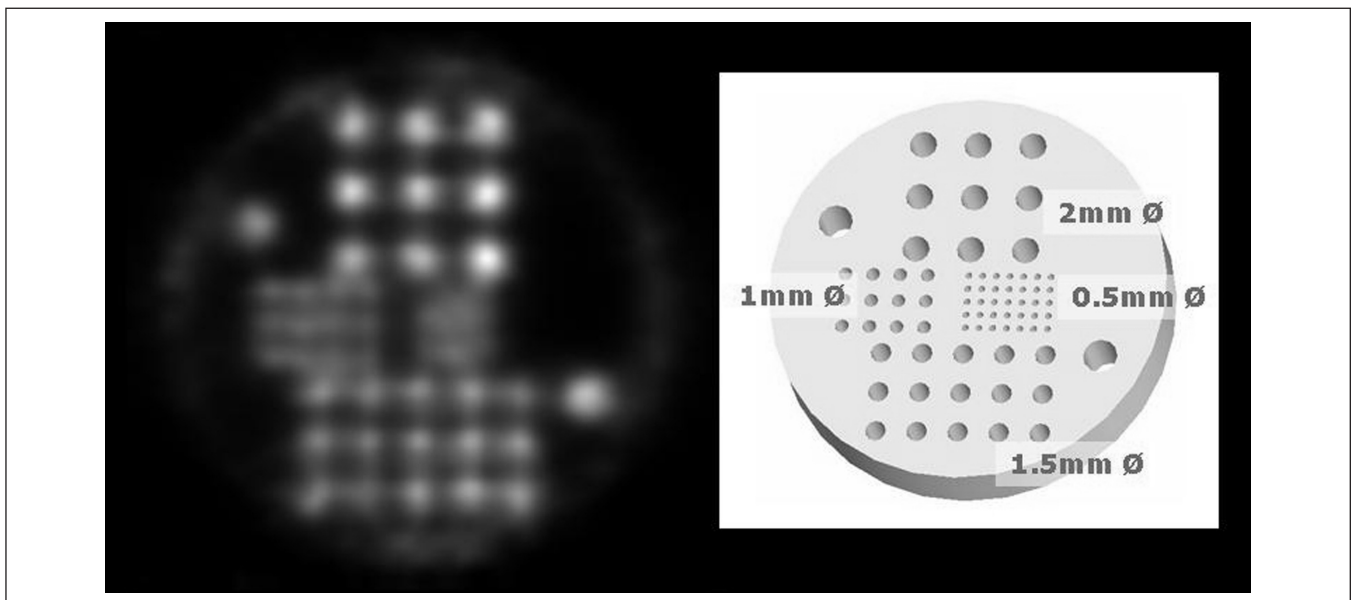


Fig. 6. Proyección del maniquí de resolución lleno de FDG (izquierda) junto con su imagen del diseño indicando el diámetro de los pozos (derecha).

forma directa en el fotodetector redundando en una mejor resolución temporal ya que la llegada de los mismos se produce de forma casi simultánea y no como en los cristales pixelados en los que algunos fotones recorren un camino muy largo a través de todas las reflexiones antes de llegar al detector. Una buena resolución temporal es muy relevante a la hora de eliminar coincidencias aleatorias pues permite reducir la ventana temporal de coincidencias. En nuestro caso, la electrónica posee una ventana temporal de coincidencias de hasta 3 ns.

La electrónica de disparo desarrollada hasta el momento permite coincidencias de cada módulo con su opuesto en el octógono y con los inmediatamente vecinos al opuesto, como se comentó anteriormente. Ello genera un campo de visión transaxial de 80 mm, que es suficiente para muchas aplicaciones. No obstante, dicho campo podría ampliarse a casi la totalidad del puerto de entrada (100 mm) si el sistema de disparo permitiera mayor número de coincidencias. El campo de visión axial es de 40 mm y está impuesto actualmente por el sistema de calibración. Se encuentra bajo estudio la extrapolación a un campo mayor de aproximadamente 44 mm. Valores más altos de campo axial podrían ser obtenidos por medio del montaje de otro anillo de detectores.

Hemos obtenido una sensibilidad (cociente entre pares producidos y coincidencias procesadas) mayor del 4% en el centro del campo de visión para una ventana de energías de 300-700 keV. Dicha sensibilidad tan elevada se debe a que los cristales son muy grandes y no presentan áreas muertas en el fotodetector y a que están muy cerca del objeto. Poder emplazar los detectores tan cerca del objeto sin estar afectados por el error de paralaje ha sido posible gracias a la detección de la profundidad del impacto del rayo gamma dentro del detector.

Estas características convierten al sistema ALBIRA PET en uno de los sistemas actuales más avanzados. Una empresa va a producir y comercializar dicho sistema a nivel internacional^a. El presente diseño ha sido en la actualidad implementado en forma de prototipo, y ya se ha comprobado su utilidad en varias aplicaciones como la neurología, la oncología o la cardiología.

Como ejemplo, en la fig. 7 se muestra la captación de glucosa en el miocardio de un ratón durante una adquisición de 10 minutos. En esta medida se inyectaron 0,2 mCi de FDG 8 horas antes. En la fig. 8 se muestran imágenes de isquemia cerebral en un ratón. En la primera fila se observan imágenes de resonancia magnética, en la segunda fila imágenes PET (ALBIRA) y en la tercera la fusión de ambas. Además, de izquierda a derecha se observan la vista transaxial, sagital y coronal, respectivamente. En ambas figuras se aprecian las pequeñas dimensiones de los órganos que pueden ser observados con el equipo. Estas imágenes han sido adquiridas en la Unidad de Cartografía Cerebral del Instituto Pluridisciplinar

de la Universidad Complutense de Madrid, bajo la dirección del Profesor M. A. Pozo y en el Departamento de Fisiología de la Facultad de Medicina de la Universidad de Valencia, bajo la dirección de los catedráticos J. Viña y F. Pallardó.

Conclusiones

En resumen, se ha desarrollado un escáner PET, sencillo, compacto y de diseño innovador, para la realización de estudios con animales pequeños. Asimismo, se ha obtenido con éxito un método para su calibración de forma fiable. Las características obtenidas son excelentes: resolución en posición de 1,2 mm, resolución en energía media del 14%, resolución en la profundidad de

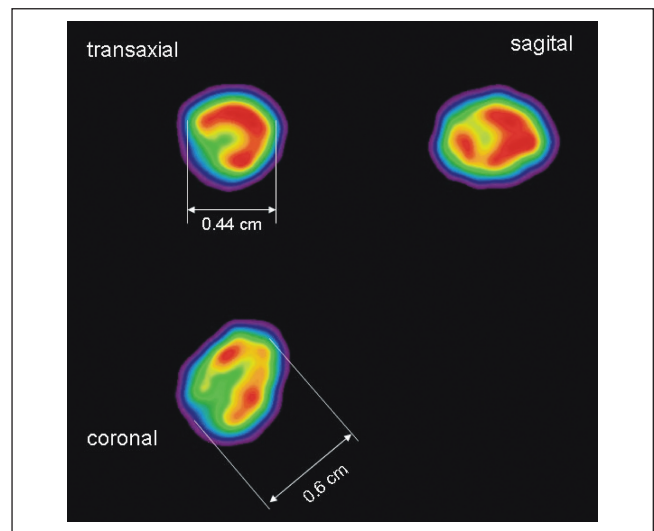


Fig. 7. Vistas y dimensiones del miocardio de un ratón.

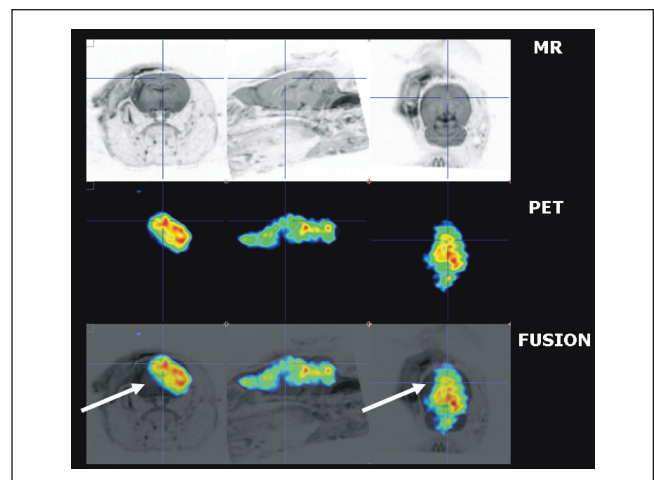


Fig. 8. Imágenes de isquemia cerebral de un ratón (de izquierda a derecha: vista transaxial, sagital y coronal, respectivamente) mostrando de arriba a abajo la imagen de resonancia magnética, la imagen PET y la fusión de ambas.

^aGEM-IMAGING, www.gem-imaging.com

interacción de 3 mm y sensibilidad > 4% con un campo de visión de 80 mm. Se han desarrollado prototipos, actualmente ya en uso en centros de investigación médica, con resultados muy prometedores en los campos de oncología, neurología y cardiología. Publicaciones detalladas sobre estas aplicaciones se llevarán a cabo en un futuro próximo.

El sistema de detección desarrollado puede ser revolucionario a la hora de desarrollar cámaras PET para aplicaciones como la exploración cerebral o de mama. De hecho, los autores lideran un proyecto europeo^b cuyo objetivo es el desarrollo de un mamógrafo PET para la detección y seguimiento del cáncer de mama con sensibilidad cercana al 100%.

Referencias

1. Karp JS, Muehllehner G. Performance of a position-sensitive scintillation detector. *Phys Med Biol* 1985;30:643-655.
2. Smith RJ, Karp JS, Muehllehner G. The countrate performance of the volume imaging PENN-PET scanner. *IEEE Trans Med Imag* 1994;13:610-618.
3. Bruyndonckx P, Leonard S, Lemaitre C, Tavernier S, Wu Y, et al. Performance study of a PET detector module based on a continuous scintillator. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 2006; 53:2536-2542.
4. Joung J, Miyaoka RS, Lewellenb TK. cMiCE: a high resolution animal PET using continuous LSO with a statistics based positioning scheme. *Nucl Instr & Meth A* 2002;489:584-589.
5. Sánchez F, Benloch JM, Escat B, Pavón N, Porras E, et al. Design and tests of a portable mini gamma camera. *Med Phys* 2004; 31:1384-1397.
6. Porras E, Escat B, Benloch JM, Kadi-Hanifi, D López S, et al. Portable mini gamma camera for medical applications. *Nucl Instr & Meth A* 2002;486:186-190.
7. W. Lerche, et al. Nuclear Science IEEE Conference Record, vol. 3, October 23-29, pp. 1328-1332, October 2005.
8. Fernandez MM, Benloch JM, Cerdá J, Escat B, Giménez EN, et al. A flat-panel-based mini gamma camera for lymph nodes studies. *Nucl Instr & Meth A* 2004;527:92-96.
9. Shepp LA, Vardi Y. Maximum likelihood reconstruction in positron emission tomography. *IEEE Trans Med Imag* 1982;1:113-122.

^bEuropean Union VI Framework, Mammography with Molecular Imaging, <http://evalin7.ific.uv.es/ep-mammi>

Gradiente de dosis absorbida en agua, para un haz de electrones, en el punto de referencia según TRS N° 398

J. Pérez-Calatayud¹, F. Lliso Valverde¹, F. Ballester Pallarés², V. Carmona Meseguer¹,
V. González Pérez¹, J. Gimeno Olmos¹, D. Granero Cabañero¹, J. López Tarjuelo³,
F. Candela Rodríguez⁴

¹Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital Universitario La Fe. Valencia. ²Departamento Física Atómica, Molecular y Nuclear - IFIC. Universidad de Valencia. ³Servicio de Radiofísica. Instituto Oncológico. C.H. Provincial de Castellón. Castellón. ⁴Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital-Ribera. Alzira.

Absorbed depth dose gradient in water for an electron beam at the reference point according to TRS N° 398

Resumen

En el protocolo de dosimetría TRS N° 398 se indica que la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de electrones debe realizarse a una profundidad de referencia (z_{ref}) que depende linealmente con la profundidad de hemio absorción de la dosis en agua, R_{50} . En el presente trabajo, se evalúa el gradiente de ionización en z_{ref} frente al existente a la profundidad de máxima ionización, $z_{\text{max,ion}}$, para los aceleradores y energías de las marcas existentes en el mercado. Este gradiente de ionización será uno de los factores que contribuyan a la incertidumbre en la obtención de la dosis de referencia.

Se han adquirido, siguiendo las recomendaciones del protocolo TRS N° 398, curvas de ionización en profundidad, I (%), para tres aceleradores correspondientes a cada uno de los fabricantes existentes. Para caracterizar el gradiente de ionización [ΔI (%)/mm], se han obtenido valores de porcentaje de ionización, [I (%)] para variaciones en la profundidad de 1 mm alrededor de z_{ref} y $z_{\text{max,ion}}$.

En el caso de $z_{\text{max,ion}}$, los valores del gradiente de ionización medio y máximo obtenidos han sido 0,2%/mm y 0,7%/mm, frente a 0,7%/mm y 1,5%/mm para z_{ref} , máximos que ocurren para las energías más bajas (4-6 MeV).

Una alternativa práctica para los casos de mayor gradiente de ionización, consiste en realizar la medida en $z_{\text{max,ion}}$ calculando el valor en z_{ref} a partir de la curva I (%), lo que permite la aplicación del TRS N° 398 manteniendo la solidez de la sistemática de medida en el máximo.

Palabras clave: Radioterapia. Electrones. Dosimetría. TRS N° 398.

Abstract

The dosimetry protocol TRS N° 398 indicates that the absorbed dose to water for electron beams must be measured at a reference depth (z_{ref}) which is a linear function of R_{50} . In the present work, the ionization gradient associated to z_{ref} has been evaluated against the existing at the maximum ionization depth, $z_{\text{max,ion}}$, for all main existing energies and linacs. This ionization gradient is one of the factors that contributes to the uncertainty in the reference dose measurement.

Depth ionization curves have been obtained following the TRS N° 398 protocol recommendations for the existing linear accelerators brands. To characterize the ionization gradient, ΔI (%)/mm, values of percentage of ionization, I (%), for 1 mm depth variations around z_{ref} y $z_{\text{max,ion}}$ have been obtained.

For $z_{\text{max,ion}}$, the average and maximum ionization gradient values obtained have been 0,2%/mm and 0,7%/mm in contrast to 0,7%/mm and 1,5%/mm in z_{ref} , maximum values appear for the lower energy (4-6 MeV).

In practice, for the cases of higher ionization gradient, one option is to perform the measurement on $z_{\text{max,ion}}$ and to calculate the value on z_{ref} using the I (%) curve. This allows the application of TRS N° 398 keeping the soundness of the measurement process in the maximum.

Key words: Radiotherapy. Electrons. Dosimetry. TRS N° 398.

Introducción

Los protocolos sobre procedimientos para la dosimetría de fotones y electrones^{1,2}, anteriores al TRS N° 398³, recomendaban como punto de calibración para haces de

Correspondencia: J. Pérez-Calatayud. Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital La Fe. Avda Campanar 21. 46009 Valencia. E-mail: jose.perez-calatayud@uv.es
Fecha de recepción: 14-3-2007
Fecha de aceptación: 11-10-2007

electrones el correspondiente a la profundidad del máximo de dosis absorbida. El protocolo de dosimetría TRS N° 398³ de la OIEA indica que la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de electrones debe realizarse a una profundidad de referencia (z_{ref}), cuyo valor se obtiene a partir de la profundidad de hemiabsorción de la dosis en agua, R_{50} . A su vez, este valor se establece a partir del valor del 50% de la distribución de ionización en profundidad en agua, $R_{50,ion}$, según las siguientes expresiones (7.1 y 7.2 del TRS N° 398³):

$$R_{50} = (1,029 R_{50,ion} - 0,06) \text{ g cm}^{-2} \quad (R_{50,ion} \leq 10 \text{ g cm}^{-2})$$

$$R_{50} = (1,059 R_{50,ion} - 0,37) \text{ g cm}^{-2} \quad (R_{50,ion} > 10 \text{ g cm}^{-2})$$

$$z_{ref} = (0,6 R_{50} - 0,1) \text{ g cm}^{-2} \quad (R_{50} \text{ en g cm}^{-2})$$

La justificación de elegir como punto de medida la profundidad de z_{ref} en vez de la profundidad del máximo de dosis absorbida reside en la reducción significativa de las variaciones de los factores de calibración de la cámara entre diferentes aceleradores, lo que redundaría en una disminución de la incertidumbre, sobre todo en cámaras plano-paralelas^{3,4}.

Como indica el citado documento³, para determinadas energías puede ocurrir que el punto de referencia se aleje de la profundidad del máximo de dosis absorbida, muy próxima ésta al máximo de ionización ($z_{max,ion}$), situándose aquél en una zona de mayor gradiente de ionización. Por tanto, en estos casos cabría plantearse el efecto de este mayor gradiente de ionización en el punto de referencia sobre la incertidumbre de las medidas de ionización, incertidumbre debida a los posibles errores de posicionamiento de la cámara de medida en z_{ref} .

El objetivo de este trabajo es evaluar, para los aceleradores y energías de las marcas existentes en el mercado, el gradiente de ionización en z_{ref} frente al existente en $z_{max,ion}$. Este gradiente de ionización será uno de los factores que más influyan sobre la incertidumbre de las medidas de ionización a través de los errores de posicionamiento de la cámara. El presente trabajo no contempla los demás factores que contribuyen a la incertidumbre de la dosis de referencia [sistema de medida y su calibración, $I(\%)$, incertidumbres recogidas por el TRS N° 398³, etc.]

Material y métodos

Se han analizado las curvas de ionización en profundidad obtenidas en tres aceleradores, de los tres fabricantes existentes: un CLINAC 2100 CD (Varian), un Primus (Siemens) y un Sli (Elekta), que producen electrones con energías nominales comprendidas entre 6-18 MeV, 6-21 MeV y 4-18 MeV, respectivamente.

Las curvas de ionización en profundidad se han obtenido en las condiciones de referencia para la determina-

ción de la calidad de los haces de electrones indicadas por el TRS N° 398³.

Las medidas, tomadas en diferentes instituciones, se han adquirido mediante cámaras de ionización de tipo plano-paralelo (Roos, Markus) montadas en un maniquí de agua computarizado (MP3, PTW-FREIBURG) con el programa Mephysto (PTW-FREIBURG).

Para los aceleradores y energías considerados, se han obtenido las posiciones de z_{ref} y $z_{max,ion}$ y se ha evaluado el efecto de una variación en la posición de la cámara de 1 mm en profundidad, alrededor del punto $z_{max,ion}$ y z_{ref} , sobre la medida de ionización.

Resultados y discusión

Para las curvas de porcentaje de ionización consideradas, se ha obtenido la diferencia entre z_{ref} y $z_{max,ion}$ y una estimación del gradiente de ionización mediante la variación relativa de ionización [$I(\%)$] por cada milímetro de desplazamiento ($\Delta\%I/\text{mm}$). Al variar 1 mm en cada sentido, la mayor diferencia se ha tomado como valor para $\Delta\%I/\text{mm}$. A título de ejemplo, en las figs. 1, 2 y 3 se muestran tres de las curvas con los valores obtenidos. Se ha observado que la profundidad del punto de referencia se aleja del máximo a medida que aumenta la energía, alcanzando una diferencia de $z_{ref} - z_{max,ion} = 30,7$ mm para la energía de 18 MeV.

Los valores resultantes de $\Delta I(\%)/\text{mm}$ para los tres aceleradores están reflejados en las figs. 4, 5 y 6. Lógicamente, este valor es menor para $z_{max,ion}$ que para z_{ref} , aumentando significativamente ambos al disminuir la energía, con excepción de uno de los tipos de aceleradores. En el caso de $z_{max,ion}$, la media de $\Delta I(\%)/\text{mm}$ para todas las energías y aceleradores es de 0,2%/mm, con valores máximos de 0,5-0,7%/mm para las energías más bajas (4-6 MeV). Para z_{ref} , el valor medio de $\Delta I(\%)/\text{mm}$ es 0,7%/mm, alcanzando 1-1,5%/mm para dos de los aceleradores a las energías más bajas.

Un posible método para reducir esta componente de la incertidumbre de la dosis de referencia debida al error de posicionamiento de la cámara, consiste en realizar la medida en el máximo de ionización ($M_{z_{max,ion}}$) y calcular el valor de la misma en z_{ref} ($M_{z_{ref}}$), esto es, adquirida la curva de ionización y normalizada a su máximo, podemos obtener el valor de % de ionización en z_{ref} , $I_{z_{ref}}(\%)$, con lo que podemos calcular el valor de la medida en z_{ref} a partir de la obtenida en el máximo: $M_{z_{ref}} = M_{z_{max,ion}} \times I_{z_{ref}}$. De esta manera, se mantiene la metodología de medida en el máximo de dosis haciéndola compatible con la aplicación del TRS N° 398³. En la práctica, a la hora de realizar la medida de la dosis de referencia, para asegurar que la cámara se ha situado en el máximo de ionización nos ha resultado muy útil variar en 1 mm la posición de la cámara en ambos sentidos. Pensamos que con el procedimiento propuesto, puede mantenerse la solidez de la

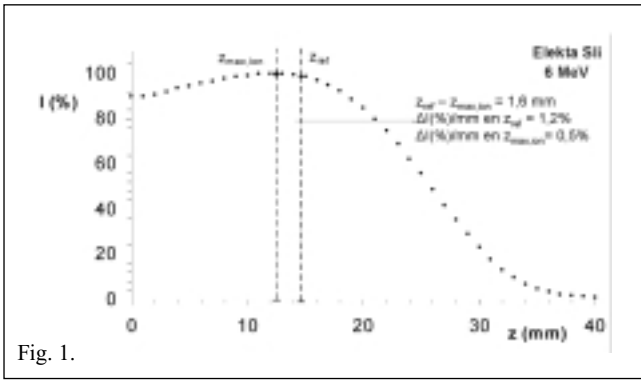


Fig. 1.

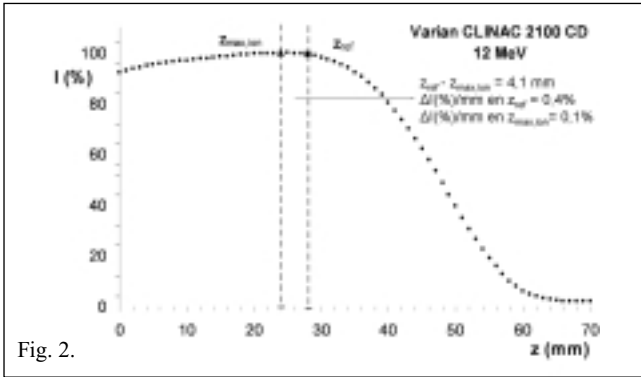


Fig. 2.

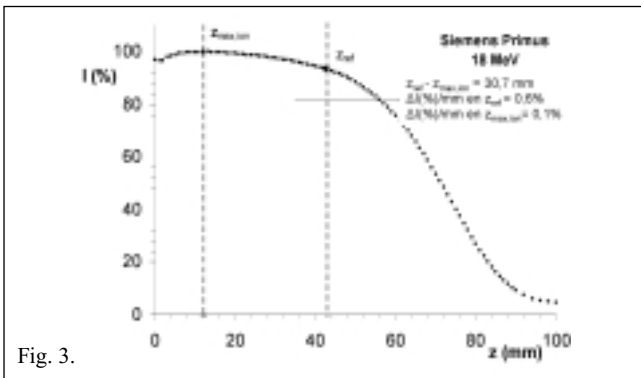


Fig. 3.

Fig. 1, 2 y 3. Ejemplos de curvas de ionización en profundidad para haces de electrones de diferentes energías nominales, obtenidas en los 3 modelos de aceleradores. Se indican las profundidades correspondientes a $z_{max,ion}$ y z_{ref} , así como la variación en la ionización que se produciría con un cambio de 1 mm en cada una de estas posiciones.

sistemática de medida en el punto del máximo de dosis dentro del ámbito del nuevo protocolo TRS N° 398³.

Conclusiones

Se ha obtenido, para aceleradores de los tres fabricantes existentes y la mayor parte de energías, el gradiente de ionización en z_{ref} frente al existente en $z_{max,ion}$, gradiente que será uno de los factores que contribuyen a la incertidumbre de la medida a través de la incertidumbre en la posición de la cámara, y por lo tanto, en la obtención de la dosis de referencia. En el caso de $z_{max,ion}$, los valores medio y máximo del gradiente de ionización ob-

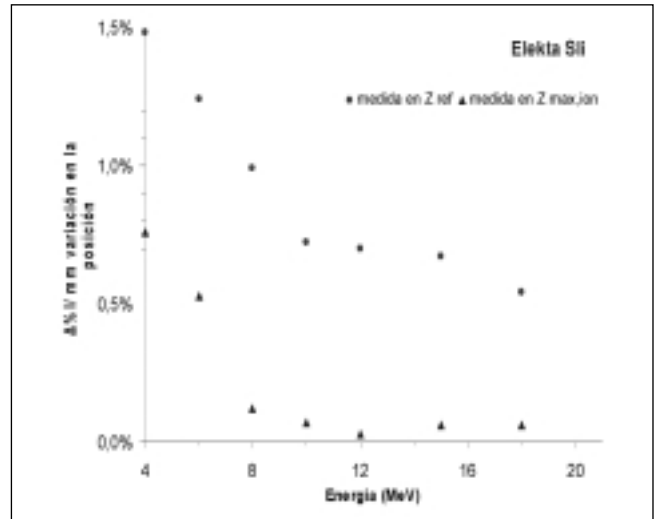


Fig. 4. Variación en la ionización, por cada mm de cambio en la posición de la cámara, en función de la energía, para z_{ref} y para $z_{max,ion}$ en el acelerador Sli (Elekta).

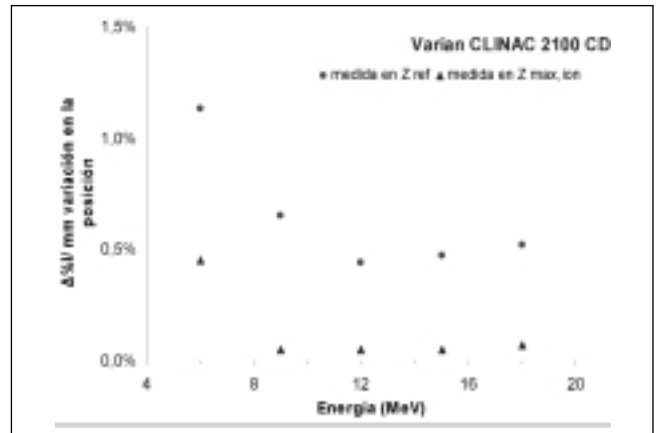


Fig. 5. Variación en la ionización, por cada mm de cambio en la posición de la cámara, en función de la energía, para z_{ref} y para $z_{max,ion}$ en el acelerador CLINAC 2100 CD (Varian).

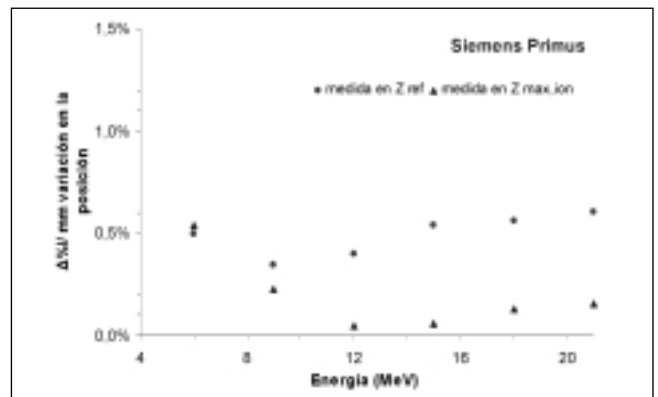


Fig. 6. Variación en la ionización, por cada mm de cambio en la posición de la cámara, en función de la energía, para z_{ref} y para $z_{max,ion}$ en el acelerador Primus (Siemens).

tenidos han sido 0,2%/mm y 0,7%/mm, frente a 0,7%/mm y 1,5%/mm para z_{ref} , máximos que ocurren a las energías más bajas.

Una alternativa práctica para los casos de mayor gradiente de ionización consiste en realizar la medida en $Z_{\max, \text{ion}}$ calculando el valor en Z_{ref} a partir de la curva $I(\%)$, lo que permite la aplicación del TRS N° 398³ manteniendo la solidez de la sistemática de medida en el máximo de dosis.

Referencias

1. Nordic Association of Clinical Physics, Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV. Acta Radiol Oncol 1980;19:55-79.
2. Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en Radio-terapia de Haces Externos SEFM. 1984.
3. 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, IAEA Technical Reports Series no 398 (Vienna: International Atomic Energy Agency) 2001.
4. Burns DT, Ding G, Rogers D. R_{50} as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry. Med Phys 1996;23:383-388.

Informe del Curso Control de Calidad en Sistemas de Planificación

Los días 19 y 20 del pasado mes de abril se celebró en el Hospital Universitario Lozano Blesa de Zaragoza el curso Control de Calidad en Sistemas de Planificación de Radioterapia Externa y Braquiterapia, dirigido por la Dra. Esther Millán Cebrián. El trabajo de los alumnos comenzó antes de iniciarse el curso, pues como requisito previo para la obtención del certificado de aprovechamiento, se requirió la presentación de un trabajo-encuesta que contuviese una descripción resumida de las particularidades de los algoritmos que usasen los planificadores en nuestros respectivos centros de trabajo, tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, además de la descripción del procedimiento diario de control de calidad que aplicamos a nuestros planificadores y la confirmación o no de si se había iniciado el proceso de implantación del Protocolo Español de Control de Calidad en Sistemas de Planificación y en qué estado se encontraba dicho proceso. Este trabajo previo no sólo nos obligó a los asistentes a acudir al curso con algo de la lección aprendida, cosa que ayudó al seguimiento de los primeros temas del curso, sino que permitió el conocimiento de cómo se encontraba la situación en multitud de hospitales y propició un interesante debate al respecto.

Fue un curso intenso, que en sólo dos días concentró un programa amplio, bien organizado e impartido por excelentes ponentes. El programa del curso contenía 11 temas teóricos. Los tres primeros versaban sobre los algoritmos de cálculo de haces de fotones, electrones y braquiterapia en los que se trató no sólo los algoritmos clásicos, sino también los usados en la actualidad, haciendo hincapié en sus limitaciones e incertidumbres de cálculo. En el resto de los temas se habló más propiamente del control de calidad, primero presentando el contenido del Protocolo Español de Control de Calidad de Planificadores, seguido de temas en los que se comparaba a éste con el resto de los protocolos internacionales, se revisaba la legislación, se presentaban posibles procesos globales para pruebas periódicas en RT externa y braquiterapia, se revisaban diferentes metodologías para el cálculo independiente de UM y se realizó una breve introducción al CC de los planificadores de técnicas de IMRT y tomoterapia. En todo momento se animaba a la discusión sobre la situación en los diferentes centros relativa a cada tema que se trataba, lo que dio lugar a debates muy interesantes y participativos.

En general, creo que el nivel del curso fue muy bueno y se logró un alto nivel de asimilación de los conocimientos impartidos, saliendo todos los asistentes perfectamente concienciados sobre la necesidad de realizar controles de calidad a nuestros planificadores como a cualquier otra etapa del proceso radioterapéutico y con multitud de ideas para llevar a la práctica.

Iban Conles Picos

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.
Hospital Universitario Marqués de Valdecilla. Santander*

Impresiones del Curso de Control de Calidad de Sistemas de Planificación de Radioterapia Externa y Braquiterapia

El Curso de Control de Calidad de Sistemas de Planificación de Radioterapia Externa y Braquiterapia celebrado en Zaragoza del 19 al 20 de abril de 2007 cumplió con creces con mi interés previo, quedando así olvidados los trastornos que supuso el cambio de fecha.

En esos dos días quedó totalmente transmitida la necesidad del control de calidad de los planificadores, es decir, verificar que lo que nos da como resultado el planificador se reproduce en la máquina de tratamiento dentro de unos márgenes de error conocidos, con el fin de poder asegurar así la mejor administración de la dosis prescrita en un determinado volumen al paciente.

Se hace un barrido histórico de los distintos algoritmos existentes, y de cómo surgen modificaciones y nuevos algoritmos para corregir y mejorar los anteriores, con una base matemática que reflejaba las limitaciones de cada uno de ellos.

Se detalla el Protocolo Español quedando reflejado, a través de las exposiciones de los distintos ponentes, los diferentes problemas que les habían surgido en el momento de realizar algunas pruebas de las allí expuestas.

Y por último se hace un recorrido por los diferentes protocolos en uso en la actualidad.

No quisiera dejar pasar la ocasión de agradecer a la SEFM la ayuda prestada para la asistencia al curso y muy especialmente a Esther Millán, Directora del Curso y al resto del grupo por la gran labor y esfuerzo llevados a cabo, tanto en el curso como en la elaboración del protocolo.

Celia Madán Rodríguez

Hospital Dr. Negrin. Las Palmas de Gran Canaria

De Paso por Tarragona

El XI Congreso de la SEPR en Tarragona fue un éxito, a pesar de que estaba anunciado mal tiempo, no sé si fue Santa Tecla, cuya festividad coincidía con el congreso, o Miguel López Tortosa que no quiso dejar nada al azar, quien no permitió que los pronósticos climáticos se cumplieran. Así pudimos disfrutar en nuestro paso por Tarragona de la bondad del clima y belleza del paisaje.

El palacio de congresos, genial. Aparte de la valía arquitectónica y estética por su enclavamiento en la piedra, su funcionalidad es perfecta tanto por el tamaño de las salas como por su ubicación, muy fácil de cambiar de escenario, ya fuera de sala, visitar los pósteres, la exposición técnica o tomar café.

No sé cómo se lo montaron los del Comité Organizador, pero nos podíamos haber dejado la VISA en casa. Todas las comidas y cenas fueron a su cargo y con gran calidad. Muy divertida la sardinada en un tinglado del puerto, siempre había dicho que las sardinas que hacen a la brasa en el norte son las mejores, tengo que volver rápido por allí, pues ahora se me ha creado una cierta confusión. La cena de gala en el balneario de Termes de Montbrió fue espectacular, un magnífico aperitivo y espléndida cena, un entorno que invitaba a la jubilación a casi todos. Lo de casi todos viene a cuento de nuestro querido compañero, profesor Xavier Ortega, al que la SEPR entregó una merecida placa por su labor profesional y aportación a la SEPR. A Xavier le sonó un poco a jubilación anticipada y así nos lo hizo notar en su habitual y desenfadado lenguaje, a ver si aprendemos un poco y damos los honores un poco antes.

Así, con todo, también nos dio tiempo a asistir a las sesiones científicas. Creo que la estructura del programa científico fue un acierto. Que nadie sea mal pensado pues aunque yo formé parte del Comité Científico, lo fui únicamente como secretario, es decir recadero, así que desgraciadamente no puedo arrogarme ningún mérito. El acierto de la estructura lo identifiqué con la sesiones plenarios y paralelas, las primeras mezclando conferencias con mesas redondas y las segundas diferenciando los sectores de aplicación de la PR. Las sesiones paralelas de comunicaciones con presentación oral se restringieron a una media de 5 comunicaciones por sesión. Por lo que todo ello resultó muy llevadero hasta para los mayores del clan.

En casi ningún congreso se encuentra la forma ideal de presentación de los trabajos en póster. En el Comité Científico al final nos decidimos por la presentación reducida de 2 minutos frente a la alternativa de un relator. A pesar de que así cada póster pudo ser objeto de presentación, la fórmula no resultó a mi criterio del todo satisfactoria. De algún modo se echa a faltar últimamente el poder consultar los trabajos con los autores sin tenerlos que buscar en las excursiones. Dado el gran número de trabajos y de áreas a cubrir, resulta obvio que la presenta-

ción póster ha de ser la mayoritaria, y no por ello debe ser calificada a priori de baja calidad, por lo que hay que buscar una forma de comunicación eficaz y no masiva, pues usualmente son pocos los interesados en todos los temas tratados. Como la próxima jornada la jugamos en Alicante, le añado este quebradero de cabeza a mi amigo Bartolomé Ballester, total con los que debe tener para el congreso conjunto-disjuncto, no le viene mal uno más.

El lema del congreso 'Avanzar en Protección Radiológica Mejorando en la Calidad', resultó realmente una guía que fue seguida por todos los ponentes, por lo que indudablemente se cumplió el objetivo requerido. Ejemplos de ello, son la clara definición de que fue objeto el estado actual de la metrología en España (Antonio Brosed). Las nuevas recomendaciones de la ICRP (Annie Sugier), y su dificultad de aplicación inmediata al tratarse de una optimización en cada entorno de los niveles de referencia para la restricción de dosis. Los esfuerzos de las CCNN, de la SEPR de AMAC y del CSN por abordar la parte de la mejora concerniente en la información al público.

Como los amigos que me adjudicaron este reportaje no me dijeron qué tenía que explicar, pues he dicho lo que me ha venido a la cabeza, pero si se trata de que los que no pudieron asistir se enteren de algo, por suerte está ya publicado el número extraordinario 53 de la revista de la SEPR, en donde constan todos los contenidos.

Juan Gultresa

Secretario del Comité Científico.

XI Congreso de la SEPR

Resumen del XVI Congreso Nacional de Física Médica

Del 22 al 25 de mayo de 2007, se celebró en la Facultad de Ciencias de Granada el XVI Congreso Nacional de Física Médica, organizado por la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), bajo el lema "La radiofísica ante la nueva estructura universitaria".

El congreso abordó numerosos temas de interés para los profesionales del ámbito de la Física Médica y futuros profesionales, por lo que se prestó especial interés a la situación de la radiofísica dentro de la nueva estructura universitaria y al cambio curricular de la carrera de Físicas.

Cabe destacar el carácter formativo del congreso que arrancó el día 22 con un curso de formación, "El control estadístico de procesos en radiofísica", en el que se presentaron técnicas y herramientas estadísticas utilizadas en la monitorización de procesos, que facilitan la identificación de causas de variación y señalan la necesidad de tomar una acción correctiva cuando sea necesario. El curso, que permitió intercambiar experiencias e ideas a los asistentes y profesorado, fue de gran interés para todos, dada la necesidad de estas herramientas en la práctica diaria de un radiofísico.

El congreso se estructuró en torno a cuatro grandes áreas de trabajo: la dosimetría física e instrumentación, dosimetría clínica, radiobiología y protección radiológica, y docencia y formación; se aportaron 202 trabajos elaborados por diferentes hospitales, universidades y empresas que se exhibieron como pósteres; cuatro de los cuales fueron premiados y se expusieron oralmente. El gran número de trabajos presentados deja constancia de la gran actividad científica que actualmente se está llevando a cabo en nuestros hospitales, universidades y empresas y la inquietud por seguir avanzando en este campo.

En particular, se dedicaron sesiones específicas a los siguientes temas de interés: "Métodos Monte Carlo en Física Médica", "Radiobiología tumoral y Radioterapia clínica: avances y perspectivas" y "Nuevas tendencias en imagen", expuestas por reconocidos expertos del área de la Física Médica en España.

El congreso ha sido muy enriquecedor ya que la mayoría de las charlas especializadas y trabajos presentados eran de carácter muy práctico, lo cual nos permite ponerlos en práctica en nuestros puestos de trabajo, mejorando nuestra actividad diaria. También pudimos conocer hacia donde se dirige la Física Médica, gracias a los nuevos avances en el mercado que presentaron las distintas casas comerciales. Así mismo el congreso proporcionó la oportunidad a todos los asistentes de intercambiar sus experiencias e ideas a lo largo de los días de su desarrollo, durante las sesiones, comidas de trabajo y cócteles de los que disfrutamos en el mejor de los ambientes profesionales y de compañerismo.

Durante la última Asamblea General de la SEFM celebrada el día 24 se votó la realización del próximo Congreso Nacional en 2009 de forma conjunta con la SEPR en Alicante; así mismo se celebraron las elecciones de algunos cargos de la junta directiva de la SEFM, siendo elegida la candidatura de la Dra. Natividad Ferrer del Hospital Ramón y Cajal de Madrid.

Sería injusto terminar esta breve reseña sin hacer una referencia al escenario: Granada y una cuidada programación de actividades complementarias que incluyó una visita a los jardines de la Alhambra.

En definitiva, disfrutamos de un buen ambiente científico y humano.

Aurora Vicedo

*Hospital Universitario La Paz.
Madrid*

Del 22 al 25 de mayo de 2007, se celebró el anhelado decimosexto congreso de la Sociedad Española de Física Médica. Estas reuniones bienales se han convertido en una institución a las que ningún socio que haya participado alguna vez en ellas quiere faltar. El Congreso tuvo lugar en la Facultad de Ciencias de la Universidad de

Granada. En esos cuatro días inolvidables, no sólo los discursos científicos atraieron a numerosos oyentes e interesados, también la ciudad de Granada y sus maravillosos alrededores con la Alhambra dominando el paisaje, hechizaron a todos los participantes.

La columna vertebral de este congreso ha sido el futuro de la docencia de la física médica en España. Ante la futura pero inminente reforma de los planes de estudios para la armonización de los estudios universitarios en la Unión Europea, los organizadores del congreso han tenido buen tino en plantear un debate sobre un asunto que puede condicionar el futuro de la profesión en Europa. Las conferencias de D. Antonio Sánchez Pozo, Comisionado para el Espacio Europeo de la Universidad de Granada, del Presidente de la Real Sociedad Española de Física, Prof. Antonio Fernández Rañada y de la Presidenta de la Comisión Española de Radiofísica, Dra. Monserrat Ribas Morales, pusieron negro sobre blanco el presente y las perspectivas futuras de la especialidad en nuestro país.

Una novedad que ha tenido muy buena acogida entre los participantes fue la posibilidad ofrecida por la organización de enviar los pósteres al congreso con anterioridad, tomando ésta a su cargo la impresión de los mismos (patrocinada por Nucletron) y su difusión previa a través de la página web del congreso.

El 25 de junio llegó la hora del "pobre de mí" iniciándose la ansiosa espera hasta el siguiente congreso que tendrá lugar en Alicante en el año 2009. Deseamos al comité organizador del futuro congreso tantos éxitos como ha cosechado el organizador de este decimosexto congreso que siempre recordaremos con cariño.

¡Hasta el próximo decimoséptimo congreso en Alicante!

**Facundo Ballester Pallarés
José Pérez-Calatayud**

Resumen del *Workshop Internacional de IFIMED: Research on imaging and accelerators applied to Medicine*

La monumental ciudad de Valencia es la tierra de las flores, de la luz y del amor, pero quizá en breve deba añadirse que también es la tierra de los protones. Esto es lo que se deduce tras el taller que se celebró los días 14 y 15 de junio de 2007, en el Instituto de Agroquímica y Tecnología de Alimentos (IATA) del Centro Superior de Investigaciones Científicas, dentro del Campus de Burjassot, muy cercano a Valencia.

La citada reunión contó con la asistencia de cerca de un centenar de personas y en ella se analizó la instalación de un acelerador de hadrones, en terrenos próximos al lugar en que nos encontrábamos, que formarían el futuro IFIMED. Con este nombre se conoce a la nueva instalación, que responde a las siglas de Instituto de Física Médica, y

que contará con el respaldo e impulso del Instituto de Física Corpuscular y la colaboración del Hospital Universitario La Fe, el Instituto Valenciano de Oncología (IVO), el Hospital Universitario Dr. Peset, el Hospital Clínico, la Facultad de Medicina y el Departamento de Tecnología Electrónica de la Universidad Politécnica de Valencia.

Inicialmente, fue el profesor Bernabeu quien comentó que el objetivo del proyecto serán la investigación y desarrollo de aceleradores de partículas con aplicaciones en el sector médico e industrial; así como la investigación en diagnóstico por imagen mediante el desarrollo de sistemas de detección de radiación, sin descartar los aspectos formativos para físicos, en el campo de la instrumentación, la terapia y el diagnóstico. Asimismo, mostró un esquema del diseño del centro, que contará, entre otras dependencias, con tres salas para el tratamiento oncológico y una para la investigación, además de la sala donde se instalará el acelerador. Las partículas que acelerará serán protones, con energías de 230 MeV como máximo, desestimando inicialmente la aceleración de iones más pesados, como los de carbono. En él trabajarán unos 200 profesionales, con una inversión inicial entre 120 y 150 millones de euros, financiados por los gobiernos central y autonómico, sin descartar una futura financiación europea.

Posteriormente, el Dr. Petschen fue el encargado de contarnos las posibilidades clínicas del equipo. Después el Dr. Pérez Calatayud analizó los aspectos físicos involucrados en el control de un ciclotrón para la aceleración de partículas pesadas.

Seguidamente, varios profesionales del IFIC contaron los aspectos relacionados con la tecnología necesaria para el uso del equipo, tanto a nivel de investigación como en pacientes oncológicos.

Esa misma tarde, profesionales de distintos centros europeos, similares al futuro IFIMED, relataron aspectos de interés derivados de la experiencia adquirida en el funcionamiento de sus instalaciones, lo que vino a aclarar varios temas interesantes, que nos planteábamos la mayoría de asistentes al evento.

La mañana del viernes se dedicó a varias sesiones paralelas, que versaron sobre la instrumentación del acelerador, la organización del servicio en lo referente a pacientes y la imagen clínica.

El *workshop* se clausuró pasado el mediodía con una sesión plenaria, donde se puntualizaron las conclusiones fundamentales de la reunión.

En general, fue una magnífica reunión, donde los asistentes tomamos contacto con esta tecnología, pionera en España e instalada en Valencia, y que pasará en breve a formar parte de las herramientas de trabajo de médicos y físicos, puesto que podrá tratar pacientes de todo el país.

Diego Burgos
Hospital San Cecilio.
Granada

Resumen de ESTRO Meeting on Physics and Radiation Technology for Clinical Radiotherapy. Barcelona, 9-13 septiembre 2007

La ESTRO escogió Barcelona para llevar a cabo durante el 2007 sus eventos científicos internacionales más importantes. Uno de ellos ha sido la *9th Biennial ESTRO Meeting on Physics and Radiation Technology for clinical radiotherapy*, que ha tenido lugar del 9 al 13 de septiembre en el Palau de Congressos de Catalunya.

En mi opinión es el Congreso europeo más importante sobre esta temática y como acostumbra a pasar últimamente cada edición congresual supera a la anterior. En esta ocasión hay que decir que la simbiosis de un programa científico de primer orden y la atractiva ciudad de Barcelona lograron reunir a más de 2.000 personas, repartidas entre 1.100 delegados y más de 900 personas para la exposición técnica. Quiero resaltar que por primera vez, en un congreso de esta índole, España ha sido el segundo país por orden de asistencia con 110 españoles, en su mayoría físicos, aunque también encontré a algún radioterapeuta y diversos técnicos de radioterapia.

La exposición técnica ha sido de gran magnitud, por no decir la mayor de todas respecto a este tipo de evento, dando cabida a más de 60 expositores, que con las novedades presentadas mantuvieron sus stands en un deambular constante de gente hasta el momento de su cierre el mismo jueves.

El programa científico se desarrolló en tres salas en paralelo y cada una de ellas tenía la jornada estructurada de la siguiente forma: la mañana se iniciaba con un curso de actualización, le seguía un Simposium sobre una temática determinada y después del café se procedía a una sesión de comunicaciones orales. Se reservaron dos horas para la comida de trabajo, que muy a la europea tuvo lugar de pié. Este intervalo de tiempo permitía a los asistentes visitar la zona de pósteres, la exposición técnica, ir a un simposium satélite a cargo de alguna casa comercial, o pasearse por los jardines de su alrededor. Por la tarde se efectuaba otro simposium y otra sesión de comunicaciones orales. La jornada finalizaba con alguna conferencia invitada. El comité científico recibió 604 resúmenes para ser evaluados. La tasa de rechazo fue de un 6%. Se valoraba que en el resumen se presentaran resultados así como la novedad del tema tratado. Entre conferencias invitadas, simposiums y cursos de actualización y los trabajos seleccionados para presentación oral hubo 288 comunicaciones orales. Cabe destacar, por nuevos dentro del congreso de física de la ESTRO, dos simposiums uno sobre neoplasias radioinducidas y otro sobre dosimetría interna en tratamientos con fuentes no encapsuladas. El uso de técnicas de imagen (RM, TC-PET, *cone-beam* TC, etc.) tanto para la planificación del tratamiento como para las verificaciones durante el mismo fue ampliamente debatido durante el congreso y es ya un standard en muchos centros europeos, como quedó pa-

tente en el número de resúmenes recibidos sobre este tema. Fue también el tema escogido para el debate "Have we forgotten the ALARA principle in IGRT?". También hubo espacio para explorar qué nos depara el futuro: técnicas de tratamiento 4D, terapia utilizando hadrones, nuevos equipos como el cyberknife o tomoterapia. En un momento con tantos cambios tecnológicos, la mesa redonda con la que terminó el congreso no pudo ser más apropiada: "futuro de los físicos médicos en radioterapia".

Afortunadamente también quedó tiempo para las actividades sociales nocturnas, una de ellas fue la fiesta (sólo para jóvenes menores de 35 años) organizada por primera vez con el fin de captar al potencial de jóvenes. A otra actividad nocturna sí que tuvimos oportunidad de asistir todos, fue una fiesta-cena, estilo ESTRO, celebrada en la playa, en el "Port Olimpic", donde no faltó el jolgorio.

Para terminar quisiera decir que este año por diversos motivos he tenido la oportunidad de asistir a los tres Congresos que se han realizado en España, el de la SEFM en Granada, éste y el de la SEPR en Tarragona. En todos ellos he observado, además del número de trabajos presentados, que la asistencia, en especial de los jóvenes, se va incrementado. Este hecho me congratula pues indica que el campo de la física médica va creciendo con savia nueva.

Montserrat Ribas

Presidente Comité Nacional Organizador
9th Biennial ESTRO Meeting



Información sobre el Xth EFOMP Congress - First European Conference on Medical Physics - Pisa 20- 22 septiembre 2007 y Asamblea Anual de la EFOMP

Durante tres días, asistentes y ponentes, representantes de las 36 sociedades científicas nacionales miembros y *officers* de la EFOMP, disfrutamos de un activo retiro en el corazón de la bella región de la Toscana con motivo de la celebración de la Primera Conferencia Europea sobre Física Médica y Asamblea Anual de la EFOMP. El congreso tuvo un excelente arranque en su primera jornada muy especialmente merced a la magnífica conferencia inaugural impartida por Steve Webb titulada "Combating Cancer in the Third Millenium: The contribution of Medical Physics" y con el acto de entre-



ga de menciones "EFOMP Honorary Memberships" que este año recayeron en los Profesores Oskar Chomicki de Polonia y Philip Dendy del Reino Unido. La primera jornada se completó con las presentaciones realizadas a cargo de los *Officers* de la EFOMP sobre Formación y Educación de la Física Médica en Europa. Sesión magníficamente moderada por nuestra querida compañera, Dra. Teresa Eudaldo.

Mención especial también merecen los simposios plenarios que tuvieron lugar durante la segunda jornada patrocinados por la *European Association of Nuclear Medicine* -"Nuclear Medicine Physics 50 years of PET"- y por la *European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology* -"New emerging technologies in MRI: research and safety issue". Tanto los ponentes como los temas presentados en ambos simposios pueden considerarse como excelentes. Si algún pero puede ponerse a los organizadores -opinión expresada en los pasillos por algunos de los asistentes- fue la no inclusión de una sesión plenaria similar dedicada a radioterapia. En su conjunto el congreso puede decirse que tuvo un buen nivel científico, con más de 200 contribuciones admitidas, si bien el congreso no tuvo una masiva afluencia de asistentes.

Durante el Congreso tuvo también lugar la Asamblea anual de la EFOMP. Los aspectos más importantes tratados fueron la iniciativa de creación de una red europea de formación de Física Médica: *European Network of Medical Physics Training Schools* (ENMPS) y la aprobación del inicio de gestiones para la evolución de la EFOMP y su inscripción en el Reino Unido como Compañía de Responsabilidad Limitada y sin ánimo de lucro. Dicha inscripción permitirá a la EFOMP tener una entidad jurídica inexistente hasta ahora, abriéndose nuevas posibilidades de gestión como por ejemplo la de concurrir a contratos y convenios de investigación, situación no permitida en el modelo actual de Federación de Sociedades Nacionales.

Eduardo Guibelalde

Officer del Comité de Asuntos de la UE de la EFOMP

El pasado 24 de mayo de 2007, durante el transcurso del XVI Congreso de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) que se celebró en Granada, tuvo lugar la Asamblea General de nuestra sociedad, a la que asistieron 118 socios acreditados.

Después de la lectura y aprobación del acta anterior por unanimidad de los presentes, se procedió al informe del presidente Pedro Galán.

En cuanto a la composición de nuestra sociedad, informó que contaba en ese momento con 601 socios y 21 entidades asociadas.

Por lo que se refiere a la Revista de Física Médica destacó las gestiones realizadas para su registro en el *Index Medicus*, así como su difusión en bibliotecas, universidades, sociedades científicas y congresos internacionales.

Referente a los grupos de trabajo, informó sobre los últimos documentos editados como consecuencia de su labor: "Protocolo de control de calidad de sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes" y "Procedimientos recomendados para la dosimetría de rayos x de energías entre 20 y 150 keV en radiodiagnóstico". También destacó los documentos de inminente publicación "Curso de Fundamentos de Física Médica" en colaboración con la Universidad Internacional de Andalucía (UNIA) y el "Protocolo de control de calidad de mamografía digital", a la espera de los últimos retoques por parte del correspondiente grupo.

Continuó exponiendo la participación de nuestra sociedad en la European Federation of Medical Physics (EFOMP). Detalló los contenidos de la Conferencia de Delegados celebrada en Málaga en 2006, en especial en lo referente a la "Declaración de Málaga" así como a la elección del Consejo de Dirección.

Comentó también nuestra participación en la recientemente creada revista europea de física médica, que parte de la ya existente *Physica Medica*, con 2 editores asociados y 5 miembros del comité editorial, todos ellos socios de la SEFM.

Así mismo enumeró las tareas desarrolladas en la *International Organisation for Medical Physics* (IOMP), con la *European Society for Therapeutic Radiology and Oncology* (ESTRO) y en Latinoamérica. También expuso nuestra colaboración con otras sociedades: con la Sociedad Española de Oncología Radioterápica (SEOR) (se ha establecido un acuerdo-marco de colaboración) con la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR), el Colegio Oficial de Físicos, la *American Association of Medical Physics* y la Real Sociedad Espa-

ñola de Física. La participación en el seno del Foro CSN/SEPR/SEFM ha dado lugar a diversos documentos relativos a dosimetría, protección radiológica y metrología, entre otras.

Por lo que se refiere a la investigación y desarrollo científico, de especial interés fueron los datos aportados acerca del acceso a la biblioteca virtual (18.912 accesos en poco más de 3 años!), la colaboración con Dextro Médica S.L. para patentar y comercializar un maniquí de control de calidad de planificadores, y la tarea desarrollada por la Comisión Científica, que ha elaborado el "Reglamento de régimen interno sobre aspectos científicos de congresos", la traducción al castellano del documento TRS-398 del Organismo Internacional de Energía Atómica y la revisión del "Protocolo de control de calidad de mamografía digital". Dicha comisión se ha comprometido también a la elaboración del "Libro de estilo para las publicaciones de la SEFM".

En cuanto a la formación, Pedro Galán informó de las actividades de la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria en relación con la nueva normativa de la Ley de Ordenación de las Profesiones Sanitarias (LOPS), la celebración de cursos de supervisores, operadores y directores homologados por el CSN, las jornadas sobre formación de residentes en Jarandilla de la Vera, el programa de formación continuada de la SEFM para el año 2007, el curso de física de radiaciones del congreso de la SEOR 2005/2007 y el curso de fundamentos de física médica celebrado en la sede de la UNIA (Baeza) en el año 2007. Finalmente comunicó la renovación de miembros de la Comisión de Docencia.

Otra de las áreas en las que trabaja la SEFM y sobre la que informó el Presidente es la promoción de la excelencia. Destacó la actividad de los grupos de trabajo, la participación de la SEFM en la evaluación de los contenidos docentes de los programas de Técnicos Especialistas y, por último, las participaciones en la *International Standards Organization* (ISO) y en la *Integrating the Healthcare Enterprise* (IHE). Esta última es una iniciativa para impulsar la integración de sistemas de información en el ámbito sanitario.

El informe del presidente concluyó recordando a los socios jubilados desde la última asamblea, y en particular a Pilar López Franco.

A continuación, M^a Amparo Iborra, tesorera de la Junta Directiva, aportó un detallado informe acerca de las cuentas de nuestra sociedad, por el momento saneadas.

Antonio Lallena presentó la propuesta de modificación de los Estatutos y el Reglamento de Régimen Interno de la SEFM, cuya necesidad se planteó en la Asamblea General de 2006 en Málaga. Ambas propuestas fueron aceptadas en votación.

Por lo que se refiere a la renovación de cargos, de la Junta Directiva, se presentaron dos candidaturas. La ganadora fue la compuesta por Natividad Ferrer, Inmaculada Jerez, Diego Burgos y José Hernández-Armas, con los cargos de presidenta, tesorera y vocales respectivamente, sustituyendo a Pedro Galán, M^a Amparo Iborra, Anastasio Rubio y Miguel Pombar, a los que aprovechamos para agradecer

una vez más, y nunca serán suficientes, su dedicación a la SEFM durante estos últimos cuatro años. Por otro lado, Feliciano García, Jesús M^a de Frutos y Carles Muñoz siguen desempeñando los cargos de vice-presidente, secretario y vocal hasta las próximas elecciones de 2009.

Por último destacar que tuvo lugar la aprobación tras votación de la propuesta de la Comisión Mixta SEFM-SEPR para la organización de un congreso piloto conjunto en la ciudad de Alicante en 2009. El Presidente de este congreso conjunto será Bartolomé Ballester.

Junta Directiva de la SEFM

POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA



FABRICACIÓN DE MOLDES

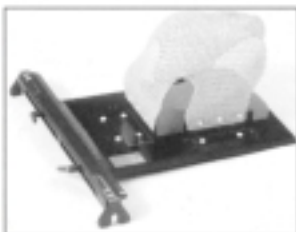
Cortadores de bloques de Styrofoam, tipos manual y automáticos para cortes 2D y 3D, partiendo de datos de placa radiográfica + scanner o de sistema de planificación disponible. **Sistema de planificación autodidáctico**, de manejo sencillo y práctico, especial para nuevos centros de trabajo.

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.

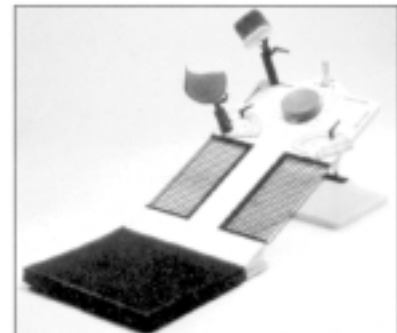


FIJACIÓN Y POSICIONAMIENTO

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, diríjase 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

Agenda

10th Session of the European School of Medical Physics (ESMP)

Archamps (Francia), 25 octubre - 27 noviembre de 2007.

Información: www.cur-archamps.fr/esi

VI Curso de Instrumentación y Control de Calidad en Medicina Nuclear

Barcelona, 7-9 noviembre 2007.

Información: www.sepr.es

Curso: Fundamentos del análisis y evaluación de la imagen médica (C02-SEFM/07)

Madrid, 13-17 de noviembre de 2007

Información: www.sefm.es/actsefm_cursos.php

Curso: Avances en Radiobiología

CIEMAT, Madrid, 19-23 noviembre de 2007.

Información: www.sepr.es

RSNA 2007, 93rd Scientific Assembly and Annual Meeting

McCormick Place, Chicago, Illinois (EEUU), 25-30 noviembre 2007.

Información:
www.rsna2007.rsna.org/rsna2007/V2007/index.cvn

1^{er} Congreso de ALATRO (Asociación Latinoamericana de Terapia Radiante Oncológica)

Punta del Este (Uruguay), 4-7 diciembre de 2007.

Información: www.alatro.org

Image Guided Radiotherapy in Clinical Practice

Bruselas (Bélgica), 9-13 diciembre de 2007.

Información: www.estro.be

5th Bioengineering & Imaging Research Opportunities Workshop (BIROW)

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

Información: www.birrow.org

ECR 2008 European Congress of Radiology

Viena (Austria), 7-11 marzo de 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 de abril de 2008

Fecha límite para los resúmenes: 31 de diciembre de 2007

Contacto: icmp2008@dwtc.com

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

2008 World Congress 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

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's Meeting

Cracovia (Polonia), 17-21 septiembre de 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



Report 91. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems. Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM). 2005. 112 páginas. £25.00. (ISBN 1 903613 24 8)

El IPEM del Reino Unido, en asociación con el "College of Radiographers" y el "National Radiological Protection Board"

publicó en 1997 el documento Report No. 77 "Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems". El documento se estructuró en forma y contenidos de forma muy similar al "Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico: Aspectos técnicos" del año 1996. Siguiendo de nuevo una línea paralela a la de nuestro país, el IPEM ha publicado una nueva versión de su protocolo bajo la denominación de "Report 91". Ambas versiones están estructuradas en forma de tablas y fichas que incluyen el código de referencia y el nombre del parámetro a medir, el nivel de experiencia requerido para realizar el control (nivel A: personal de los departamentos de Radiología o Técnicos de Radiodiagnóstico y nivel B, personal externo, normalmente, expertos en Física Médica), la frecuencia y prioridad del control (esencial y deseable), las tolerancias (se agrupan en dos categorías diferentes: nivel de intervención y nivel de suspensión), breve descripción del método sugerido para realizar el control, referencias y comentarios. En comparación con

el antiguo, el protocolo nuevo es más claro en los comentarios que ilustran la realización de algunos controles, a la vez que se han actualizado algunas referencias bibliográficas, manteniendo -en la mayoría de los casos- también las anteriores. Se han introducido nuevos capítulos relacionados con nuevas tecnologías, aunque el peso del documento sigue estando centrado en "equipos convencionales". En particular, se ha añadido un glosario (inexistente en el documento 77); se han separado los dispositivos de registro del sistema cartulina-película del capítulo correspondiente al generador-tubo y los de equipos fluorográficos de los fluoroscópicos; en referencia a la imagen digital aparecen nuevos capítulos sobre CR y sobre dispositivos de visualización y registro de la imagen.

Para el lector hispano, el documento puede tener una cierta utilidad a la hora de completar, comparar y aclarar algún parámetro de los recogidos en el "Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos Técnicos, 2003", si bien puede defraudar al usuario que busque lo "último" en Control de Calidad en Radiodiagnóstico. El rápido desarrollo de los sistemas de imagen digitales está cambiando los conceptos y métodos de trabajo en este campo y conlleva casi inevitablemente que los protocolos de control de calidad quedan pronto superados por el desarrollo tecnológico, lo que se hace difícil acumular la experiencia y el trabajo de campo imprescindible para realimentar y contrastar algunos de los parámetros y tolerancias asignadas en dichos documentos.

Eduardo Guibelalde

Departamento. Radiología

Facultad de Medicina. Universidad Complutense.

28040 Madrid