



# Índice

---

<b>Editorial</b>	<b>165</b>
<b>Artículos Científicos</b>	
Perturbación introducida en la distribución de dosis por una prótesis de Co-Cr-Mo <i>J Castro Novais, C Rodríguez Rodríguez, E Cabello Murillo, P Fernández Letón, JM Pérez Moreno, A López Fernández, A Ferrando Sánchez, LC Martínez Gómez</i>	<b>167</b>
Puesta en marcha y evaluación del programa de control de calidad de un sistema de haz cónico de megavoltaje para radioterapia guiada por la imagen <i>P Castro Tejero, P Fernández Letón, JM Pérez Moreno, D Zucca Aparicio</i>	<b>173</b>
Desarrollo y verificación Monte Carlo de un algoritmo de superposición de cono colapsado para cálculo de haces de fotones en radioterapia <i>A García Romero, M Canellas Anoz, D Lardies Fleta</i>	<b>187</b>
Un método para la predicción de colisiones mecánicas y de intersecciones del haz con la mesa de tratamiento <i>P Sánchez Galiano, D Crelgo Alonso, JM González Sancho, J Vivanco Parellada, J Fernández García, B Barbés Fernández, M Pamos Ureña, T Monserrat Fuertes</i>	<b>199</b>
<b>Comentario</b>	
Una perspectiva multidisciplinar del proceso de consentimiento informado en radioterapia <i>D Guirado, AM Navarro, A Wals, M Vilches</i>	<b>207</b>
<b>Cartas al Director</b>	
Comentario al artículo "Algoritmo para la corrección de la falta de respuesta uniforme de un escáner de sobremesa" [Rev Fis Med 2009;10:127-32]. <i>G Martín Martín</i>	<b>215</b>
Respuesta al "Comentario del artículo: Algoritmo para la corrección de la falta de respuesta uniforme de un escáner de sobremesa" <i>F del Moral, JJ Ferrero, A Teijeiro, J Vázquez, A López Medina, B Andrade, F Salvador, D Medal, M Salgado</i>	<b>216</b>
<b>Buzón de la SEFM</b>	<b>219</b>
<b>La Junta Directiva informa</b>	<b>233</b>
<b>Libros</b>	<b>235</b>
<b>Índice de autores</b>	<b>237</b>

# Editorial

Esta es la tercera y última entrega de la revista en 2009, año del congreso conjunto SEPR - SEFM, del Congreso Mundial de Física Médica en Múnich, del cambio de formato de presentación de la revista, de la renovación parcial de la Junta Directiva de la SEFM durante la Asamblea de Socios del Congreso de Alicante, y de la renovación parcial del Comité de Redacción de la revista tras la distribución de este número. De algunos de estos hechos se ha dado cumplida cuenta en los números precedentes y ahora se completa la información con detalles sobre la Asamblea Extraordinaria de la Sociedad, que incluye el informe de la Organización sobre el Congreso de Alicante y la decisión de celebrar el próximo congreso, de nuevo conjuntamente con la SEPR, en Sevilla en 2011. Deseamos lo mejor a los organizadores y, al hilo de la presentación del informe del pasado congreso durante la reciente Asamblea de Socios, esperamos que se tengan en cuenta los aspectos menos valorados por los asistentes al Congreso de Alicante para que el nuevo congreso sea un éxito completo. Sobre el Congreso Mundial de Física Médica de Múnich se incluye una breve reseña por parte de socios asistentes becados por la SEFM, y el informe de la reunión del consejo de la EFOMP que se celebró después; también se han incluido reseñas de los cursos de formación continuada o sesiones celebrados en el último trimestre del año.

Los contenidos científicos incluyen un trabajo sobre el desarrollo de un algoritmo de superposición de cono colapsado para haces de fotones en radioterapia, y su verificación mediante simulaciones Monte Carlo. También un trabajo en el que se estudian, utilizando película radiocrómica, las modificaciones de las distribuciones de dosis causadas por la presencia de prótesis metálicas. Otros trabajos están relacionados, en un caso, con la prevención de colisiones mecánicas y de intersecciones del haz con la mesa de tratamiento en radioterapia, y en otro, con la puesta en marcha de un programa de control de calidad de un sistema de haz cónico de megavoltaje para radioterapia guiada por la imagen. Es de esperar que los resultados de trabajos

como este último sean útiles para perfilar las directrices sobre garantía de calidad del Grupo de Trabajo en Radioterapia guiada por la imagen.

Además, publicamos un comentario relativamente extenso sobre el consentimiento informado en radioterapia firmado por cuatro profesionales implicados en el tratamiento: un oncólogo radioterapeuta, dos radiofísicos y una diplomada en enfermería. Desde esa perspectiva multidisciplinar los autores discuten en profundidad varios aspectos del proceso, desde un punto de vista conceptual y en su vertiente práctica, proponiendo vías alternativas o complementarias para mejorarlo. Se abordan tres grandes apartados: a) las limitaciones en el conocimiento y en la transmisión al paciente de los datos relevantes sobre el tratamiento; b) la toma compartida de decisiones en la práctica clínica de la radioterapia; y c) la participación del equipo multidisciplinar en el proceso. El tema tiene suficiente interés desde varios puntos de vista y afecta a la práctica diaria de un buen número de lectores de la revista, por lo que esperamos que sea leído y discutido en profundidad.

Hasta ahora no hemos logrado publicar una controversia del estilo *Point/Counterpoint* como dijimos que era nuestra intención algunos números atrás, pero a raíz de un comentario sobre un trabajo publicado en el número anterior, casi lo hemos conseguido. Esperamos que siga habiendo comentarios y respuestas sobre este y otros temas de interés y agradecemos a los autores el tono discreto y contenido de los comentarios.

En el número aparecen las listas de los autores de los artículos publicados en 2009, así como la relación de asesores de la revista. Nuestro agradecimiento a los autores por confiar en la revista y a los asesores, por su tiempo, esfuerzo y dedicación.

Para terminar, en nombre de los que dejan el comité de redacción, gracias a la SEFM por confiar en nuestra aportación para hacer que la Revista de Física Médica sea posible. Confiamos en el ímpetu renovador de los nuevos compañeros para seguir mejorándola en el próximo ciclo. Feliz 2010.

# Perturbación introducida en la distribución de dosis por una prótesis de Co-Cr-Mo

## Dose distribution perturbation due to a Co-Cr-Mo prosthesis

J Castro Novais<sup>1,\*</sup>, C Rodríguez Rodríguez<sup>1,3</sup>, E Cabello Murillo<sup>1</sup>, P Fernández Letón<sup>1,2</sup>, J M<sup>a</sup> Pérez Moreno<sup>1,2</sup>, A López Fernández<sup>1,3</sup>, A Ferrando Sánchez<sup>1</sup>, LC Martínez Gómez<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid.

<sup>2</sup> Hospital Madrid Norte Sanchinarro.

<sup>3</sup> Hospital de Fuenlabrada.

Fecha de Recepción: 12/01/2009 - Fecha de Aceptación: 04/09/2009

El conocimiento de la atenuación y de los efectos de interfase producidos al irradiar una prótesis metálica es necesario para el tratamiento radioterápico de pacientes con esta clase de implantes.

Este trabajo estudia la distribución de dosis de un haz de fotones de 6MV en el entorno de una prótesis de Co-Cr-Mo de 1,5cm de diámetro. Se realizaron medidas en agua con películas radiocrómicas Gafchromic EBT. Se pusieron en contacto con la prótesis dos bloques de películas cortadas, uno a la entrada del haz y otro a la salida. En cada bloque se apilaron 42 películas, alcanzando una altura de 1 cm. Esta disposición permite una resolución espacial igual al espesor de una película (0,24 mm).

Los resultados muestran una atenuación de un 28% y en la interfase de entrada se produce una sobredosificación del 42%, siendo de un 12% y un 3%, a 1 mm y 2mm respectivamente. En la interfase de salida se crea una zona de acumulación de 5 mm, donde la infradosificación es inferior al 10%.

El conocimiento del factor de transmisión y de los efectos de interfase permite valorar la dosis calculada por el sistema de planificación.

**Palabras clave:** Prótesis, perturbación de dosis, corrección de heterogeneidades, factor de transmisión, dosimetría.

Knowledge of the attenuation and interface effects when irradiating metallic prosthesis is necessary for the radiotherapy treatment of patients with this kind of implants.

This report studies the dose distribution of a 6MV photon beam in the vicinity of a 1,5cm diameter Co-Cr-Mo prosthesis. Measurements with Gafchromic EBT radiocromic films have been made. Two blocks of cut films have been placed next to the prosthesis, one in each side. Forty two films reaching a height of 1cm have been piled up in each block. A spatial resolution equal to the thickness of one film (0,24mm) is achieved.

The results show 28% attenuation and the production of a 42% overdose at the entrance interface, 12% and 3% at 1mm and 2mm away from the prosthesis respectively. A 5mm build-up region is originated in the exit interface, where the underdose is less than 10%.

The knowledge of the transmission factor and the interface effects allows us to assess the dose calculated by the treatment planning system.

**Key words:** Prosthesis, dose perturbation, inhomogeneity correction, transmission factor, dosimetry.

## Introducción

En la actualidad no es infrecuente que pacientes que precisen un tratamiento radioterápico tengan implantada una prótesis compuesta por metales pesados. Los materiales más utilizados en la construcción

de esta clase de objetos son el titanio y una aleación de cobalto, cromo y molibdeno, todos ellos elementos de alto número atómico.

Distintos autores<sup>1-7</sup> han estudiado con diferentes métodos la atenuación y los efectos de interfase causados al irradiar un medio con una prótesis de alto número

\* Correspondencia  
E-mail: juancastronovais@yahoo.es

atómico. Reft et al.<sup>1</sup> describen cómo además de la atenuación producida por la prótesis, se produce una zona de sobredosificación a la entrada del haz en la prótesis, mientras que a la salida del haz el comportamiento es función de la energía del haz incidente, produciéndose una zona de acumulación para energías de 6 MV y una zona de sobredosificación en energías de 18 MV. Ding y Yu<sup>2</sup> comparan los resultados obtenidos con el sistema de planificación CadPlan (Varian) con simulaciones Monte Carlo. Ortiz et al.<sup>4</sup> también estudian mediante simulación Monte Carlo los efectos de la falta de equilibrio electrónico en las interfases con prótesis metálicas. Das y Khan<sup>8</sup> describen cómo el efecto de sobredosificación en la interfase plomo/poliestireno está asociado a los electrones secundarios retrodispersados y concluyen que este efecto es prácticamente independiente de las condiciones de irradiación (tamaño de campo, profundidad y energía) y características de la prótesis, como su ancho y espesor, siendo fuertemente dependiente de la distancia a la heterogeneidad y su número atómico. Das y Khan<sup>8</sup> estudian la interfase con materiales de alto número atómico, aunque distintos de los empleados en las prótesis de uso clínico.

La dificultad de la conversión de números CT a densidad electrónica para heterogeneidad de alto número atómico, los artefactos producidos por éstas en la imágenes de escáner y las limitaciones de los algoritmos de cálculo de los planificadores hacen que los cálculos de los efectos de interfase tejido-heterogeneidad y la atenuación tengan una alta incertidumbre<sup>1-3</sup>. Autores como Aubin et al.<sup>9</sup> han estudiado la posibilidad de utilizar el ConeBeam CT de MV para minimizar los artefactos y facilitar la delimitación de los volúmenes a tratar.

El objetivo de este estudio es la determinación experimental de la perturbación en la dosis producida por la presencia de una prótesis de Co-Cr-Mo.

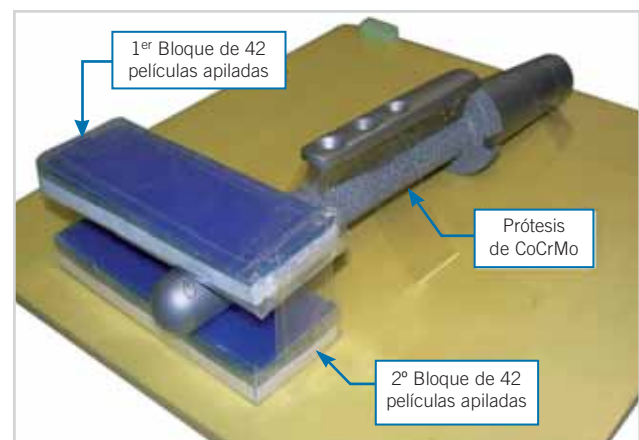
## Material y métodos

El modelo considerado en este trabajo es una prótesis de fémur HMRS Plus de Stryker Iberia S.L. hecha de aleación de Vitallium, cuyos elementos principales son Cobalto, Cromo y Molibdeno. La prótesis tiene forma cilíndrica de 1,5 cm de grosor. La densidad electrónica relativa al agua de la heterogeneidad es 6,74<sup>1</sup>.

Para obtener la perturbación producida por la prótesis se han realizado medidas del porcentaje de dosis en profundidad en el medio con y sin la prótesis. La unidad de tratamiento fue un Siemens Primus, la energía empleada 6 MV, la distancia fuente superficie 100 cm y el tamaño de campo 14 cm x 25 cm.

Las medidas en medio homogéneo sin prótesis se obtuvieron mediante un analizador de haces RFA300 equipado con un diodo semiconductor.

Para las medidas con prótesis se emplean películas radiocrómicas Gafchromic® EBT (ISP) pertenecientes al lote de fabricación 36124-004I. La prótesis se centra en el campo con su eje longitudinal dispuesto de forma perpendicular al eje del haz de radiación y su extremo inferior a 4 cm de profundidad. Las películas se cortan en trozos de tamaño 8,5 cm x 3 cm, y se apilan en dos bloques con 42 recortes de películas en cada bloque, hasta una altura de 1 cm. La resolución espacial de la medida de la dosis en profundidad viene dada por el grosor de la placa que es de 0,24 mm. Este montaje evita el problema de los errores de medida en la zona de los bordes de las películas debido a que al cortarlas sus bordes quedan dañados e inutilizados para la medida. En todo momento se tuvo especial cuidado en el corte para mantener la orientación original de la película, ya que ésta afecta de manera apreciable a su lectura. Estos bloques se plastifican para evitar que el agua afecte a las películas debido a que pierden su impermeabilidad por los bordes al cortarlas. Los dos bloques se ponen en contacto con la prótesis, uno en la zona de entrada del haz y el otro a la salida. La fig. 1 muestra el montaje utilizado. La prótesis se coloca a un lado de los bloques para tener una zona en los mismos no afectada por la perturbación introducida por la prótesis. De esta forma, se puede cuantificar si existe una desviación del comportamiento del bloque de placas con respecto al agua. Tanto la prótesis como los bloques se anclaron a una plancha de agua sólida, para dar rigidez al montaje y evitar desplazamientos indeseados durante las medidas. El conjunto de medida se sumerge en una cubeta con agua y se irradia en las mismas condiciones que las empleadas con el diodo semiconductor.



**Fig. 1.** Montaje de medida con películas radiocrómicas. Tras la irradiación las películas se desapilan y se mantienen en condiciones de oscuridad y a una temperatura y una humedad relativa aproximadas de 22 ° C y del 50% respectivamente.

Tras la irradiación las películas se desapilan y se mantienen en condiciones de oscuridad y a una tem-

peratura y una humedad relativa aproximadas de 22°C y del 50% respectivamente.

Las películas se leen con un escáner Microtek ScanMaker 9800 XL. Se diseñó una plantilla de cartulina para tapar la bandeja del escáner con una abertura en el centro del tamaño y forma de las películas y una abertura con una placa de referencia que se mantuvo durante todas las digitalizaciones. Esto permite que la lectura de cada una de las películas fuese en la misma posición del escáner y reducir la incertidumbre de la lectura debida a la dispersión de la luz y a la reproducibilidad del escáner. Las películas se digitalizan en transmisión a una resolución de 300 puntos por pulgada empleando la señal completa sin realizar filtrado del canal rojo. Para reducir las fluctuaciones debidas a faltas de uniformidad locales de la película y del escáner la resolución se reduce a 30 puntos por pulgada mediante un programa de tratamiento de imágenes. La señal digital se convierte a dosis absorbida empleando una curva que relaciona ambas magnitudes establecida previamente para el lote empleado irradiando la película a dosis conocidas y determinando la señal digital a la que esta dosis da lugar.

### Modelo paramétrico

El porcentaje de dosis en profundidad a la profundidad  $z$ ,  $D(z)$ , de un haz que incide en un medio con una heterogeneidad de alto número atómico, como una prótesis metálica, se ha descrito como el porcentaje de dosis en profundidad en un medio homogéneo,  $d$ , por un factor de perturbación  $U$ :

$$D_{i=1,2}(z) = U_{i=1,2}(z) \cdot d(z) \tag{1}$$

con  $i=1$  para profundidades menores que la profundidad de la prótesis e  $i=2$  para profundidades mayores.

El modelo paramétrico utilizado para la descripción del porcentaje de dosis en profundidad en un medio homogéneo,  $d(z)$ , viene descrito por la ecuación (2) mediante el producto de cuatro factores y cuatro parámetros  $a$ ,  $b$ ,  $c$  y  $f$ :

$$d(z) = a \cdot \left[ \frac{100}{100+z} \right]^2 \cdot [1 - b \cdot e^{-c \cdot z}] \cdot [1 - f \cdot z] \tag{2}$$

donde el primer factor  $a$  es un término de normalización, el segundo factor tiene en cuenta la reducción de la dosis con el cuadrado de la distancia a la fuente, el tercer factor es un término de saturación que modela el crecimiento de dosis en la región de acumulación electrónica y el cuarto factor considera la atenuación y dispersión en el medio.

Los parámetros  $a$ ,  $b$ ,  $c$  y  $f$  se determinan ajustando por mínimos cuadrados las medidas del porcentaje de

dosis en profundidad en medio homogéneo realizadas con el diodo.

El factor de corrección que tiene en cuenta la presencia de la prótesis se ha parametrizado como:

$$U_{i=1,2}(z) = g_{pi} \cdot [1 + h_i \cdot e^{k_i \cdot z}] \tag{3}$$

donde  $z$  es la profundidad y  $g_{pi}$ ,  $h_i$  y  $k_i$  son parámetros a ajustar. Esta parametrización es similar a la utilizada por Das y Khan<sup>8</sup> para caracterizar el factor de retrodispersión en las interfases plomo-poliestireno y hueso-poliestireno.

Para la obtención de las funciones  $U_i(z)$  se ajustan las medidas  $D(z)$  a la ecuación (1), siendo  $d(z)$  el obtenido del ajuste a la ecuación (2) de las medidas realizadas con el diodo.  $D(z)$  son las dosis absorbidas medidas por la película en las zonas que rodean la prótesis corregidas por el factor de desviación del comportamiento del bloque de placas con respecto al agua, que se obtiene como el cociente promedio del porcentaje de dosis en profundidad en el medio homogéneo entre la dosis absorbida medida por la película en las zonas del montaje alejadas de la prótesis.

### Transmisión de la prótesis

Se puede definir un factor de transmisión como el cociente entre las dosis con y sin la presencia de la prótesis. Este factor depende de otros muchos factores como la energía del haz, tamaño del campo, profundidad, espesor, densidad y número atómico de la heterogeneidad e incluso de la dirección de incidencia del haz<sup>1</sup>. En nuestro modelo el factor de transmisión se corresponde con el valor de  $g_{p2}$ .

### Suma de dos campos paralelos y opuestos

Debido a que en muchos pacientes el tratamiento se realiza sumando al menos dos campos paralelos y opuestos, para valorar el efecto de la prótesis de manera más realista se realiza un cálculo de la dosis de dichos campos.

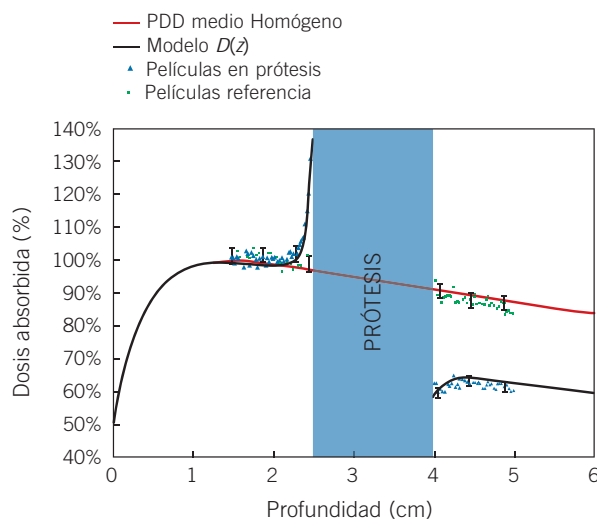
Suponiendo que el espesor de la extremidad en el que se encuentra la prótesis es  $u$  la dosis resultante en el eje de dos campos paralelos y opuestos,  $D_{AP-PA}(z)$ , es:

$$D_{AP-PA}(z) = D^+(z) + D^-(z) \tag{4}$$

### Resultados y discusión

La fig. 2 presenta el porcentaje de dosis en profundidad con y sin la prótesis. En la zona de contacto

prótesis-placa se produce una sobredosificación a la entrada del campo, asociada a la retrodispersión y una zona de infradosificación en la cara de salida del haz, asociada a una zona de acumulación electrónica. La incertidumbre estimada del procedimiento empleado para medir la dosis absorbida a partir de las lecturas de las películas es ligeramente inferior al 4% para un factor de cobertura  $k=2$ , incertidumbre que incluye la debida al proceso de calibración y la debida a la lectura. Dado que empleamos el factor de desviación del comportamiento del bloque de placas con respecto al agua, las incertidumbres asignables a la calibración deben cancelarse en su mayor parte. Nuestra estimación es que la incertidumbre en cada medida individual en el porcentaje de dosis en profundidad mediante la película es del 2% con  $k=2$ .



**Fig. 2.** Distribución de dosis absorbida en profundidad al irradiar un medio con y sin prótesis metálica con fotones de 6 MV.

La tabla 1 recoge los valores de los parámetros resultantes de los ajustes.

Los valores obtenidos para el factor de corrección de no equivalencia al agua de las películas son de  $0,987 \pm 0,002$  para la zona anterior a la prótesis y de  $1,025 \pm 0,006$  para la zona posterior. Las incertidumbres corresponden a dos desviaciones estándar del promedio de cocientes entre las lecturas del diodo y las lecturas de la película en el seno del medio homogéneo. Los dos valores son muy próximos a la unidad debido a que las películas no contienen elementos pesados y presentan un comportamiento equivalente al agua. Aún así se aprecia una desviación significativa que se interpreta tiene su origen en incertidumbres de tipo sistemático en la respuesta de las películas de cada taco.

## Transmisión de la prótesis

El valor de transmisión de la prótesis determinado para 6 MV con el lote de placas y para el tamaño de campo considerado es del 72%. Se estima que la incertidumbre en la determinación de este factor es del 2% con  $k=2$ . Estos resultados son compatibles con los observados por Hazuka et al<sup>10</sup> en la irradiación de una prótesis de Co-Cr-Mo de 16,2 mm de diámetro, con un tamaño de campo de 15 cm x 15 cm, a una profundidad de 10 cm resultando una transmisión del 70,8% para una energía de 4 MV y una transmisión del 74,8% para la energía de 10 MV. Según Reft et al, el factor de transmisión para tamaños de campo grandes depende de la distancia a la prótesis. Esto es debido a la contribución de la radiación dispersada desde las zonas de campo no apantalladas por la prótesis. Sin embargo en tratamientos con características similares a las aquí estudiadas este efecto no es apreciable, por lo que sólo consideramos un único valor de la transmisión independiente de la profundidad.

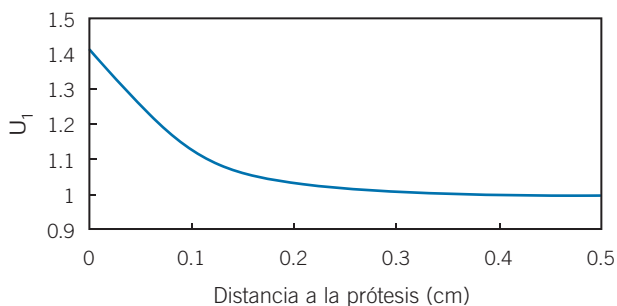
**Tabla 1.** Parámetros que resultan del ajuste al PDP en el maniquí homogéneo, para profundidades menores que la profundidad de la prótesis y para profundidades mayores, respectivamente.

	Parámetros	Incertidumbre	
Maniquí homogéneo	$a$	358,7	0,2
	$b$	0,5342	0,0008
	$c$	2,32	0,01
	$f$	0,02210	0,00007
Profundidades menores que la profundidad de la prótesis	$g_{p1}$	1,010	0,004
	$h_1$	$0,5 \cdot 10^{-13}$	$1 \cdot 10^{-13}$
	$k_1$	11,9	1,1
Profundidades mayores que la profundidad de la prótesis	$g_{p2}$	0,700	0,003
	$h_2$	$13 \cdot 10^{-13}$	$2 \cdot 10^{-13}$
	$k_2$	7,5	3,3

Este mismo autor muestra la transmisión para los algoritmos más utilizados en los sistemas de planificación (superposición, *pencil beam*, Batho y ETAR) concluyendo que ninguno de estos algoritmos es capaz de reproducir los valores obtenidos mediante simulación Monte Carlo. Roberts<sup>11</sup> discute cómo detrás de una prótesis de acero el algoritmo *pencil beam* sobrestima la dosis un 11% y un 15% para haces de fotones de 6 y 15MV, respectivamente. Contar con una medida de la transmisión permite valorar la dosis calculada por los sistemas de planificación que utilizan esta clase de algoritmos.

### Zona de interfase: factores $U(z)$

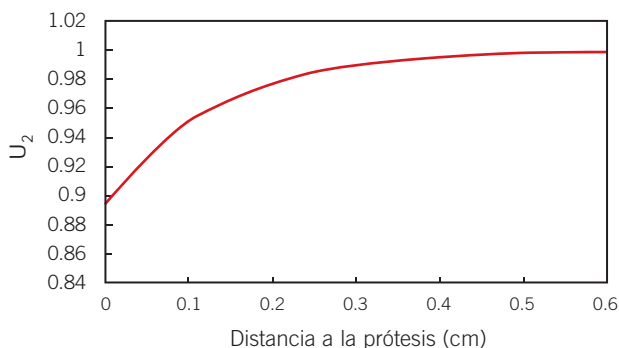
En la fig. 3 se representa  $U_1(z)$  frente a la separación de la prótesis. Se aprecia que a medida que nos acercamos a la prótesis se produce un aumento de la dosis. Esta sobredosisificación de la zona próxima a la heterogeneidad alcanza su máximo en la zona de contacto, produciendo un aumento de la dosis de hasta el 42%. A 1 mm de distancia de la prótesis la sobredosisificación es del 12% y un 3,5% a 2 mm. Por lo tanto, este efecto sólo es relevante a unos pocos milímetros de la prótesis y se corresponde con el rango de los electrones secundarios de baja energía retrodispersados. Otros autores han destacado que a medida que se aumenta la energía del haz incidente se produce un aumento del rango de los electrones retrodispersados<sup>5</sup> y que el valor máximo de sobredosisificación aumenta con el número atómico de la heterogeneidad<sup>1,5</sup>. Das y Khan<sup>8</sup> observaron un valor de 1,7 para el factor de retrodispersión para un campo de 10cm x 10cm en la interfase plomo-poliestireno. Nuestro estudio indica que para una prótesis de aplicación clínica no se han alcanzado valores tan elevados.



**Fig. 3.** Factor de retrodispersión  $U_1(z)$  frente a la distancia de separación de la prótesis metálica.

En la fig. 4 se representa  $U_2(z)$  frente a la distancia a la prótesis. En este caso, se produce una zona de acumulación con un máximo aproximadamente a 5 milímetros de la prótesis. Sin embargo la magnitud de este

efecto es menor que el de la retrodispersión, llegando a una infradosificación máxima del 10% a la salida del haz. Este efecto también fue estudiado para energías de 6MV y 18MV por Reft et al.<sup>1</sup> para heterogeneidades como el acero y el plomo obteniendo valores para el factor de acumulación de dosis a 5mm de distancia del 85% y 84%, respectivamente.

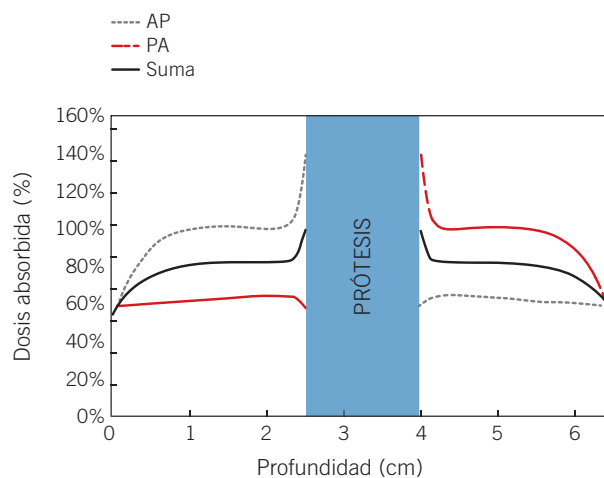


**Fig. 4.** Factor de acumulación electrónica  $U_2(z)$  frente a la distancia a la prótesis metálica.

Respecto a las zonas de interfase, en el Task Group 63, Reft et al. muestran que los mismos algoritmos (superposición, *pencil beam*, Batho y ETAR) son incapaces de reproducir los efectos debidos a la retrodispersión en la interfase de entrada y tan solo el algoritmo de superposición se acerca a la distribución de dosis en la interfase de salida.

### Suma de campos opuestos

La fig. 5 representa el resultado de la suma de dos campos paralelos y opuestos.



**Fig. 5.** Distribución de dosis en el eje del haz en una configuración de dos campos paralelos y opuestos.

El efecto total de la prótesis en un tratamiento de dos campos paralelos y opuestos es una sobredosificación en una zona de aproximadamente 2 mm, con un máximo en la zona de contacto del 21% y una transmisión efectiva del 87% que tiene su origen en que la prótesis sólo apantalla la contribución de uno de los campos.

## Conclusiones

En este trabajo se ha determinado la dosis absorbida en las zonas de la interfase que rodean una prótesis empleando un procedimiento experimental. Las condiciones de falta de equilibrio electrónico en estas interfases hacen que los trabajos publicados empleen, en general, determinaciones mediante métodos de Monte Carlo o cámaras de extrapolación. Los resultados presentados son compatibles con los obtenidos por los otros procedimientos. El método experimental propuesto constituye una alternativa para realizar la determinación de la dosis en estas condiciones.

Aunque queda fuera del alcance de este trabajo la repercusión clínica de las sobredosificaciones e infradosificaciones que la perturbación introducida por una prótesis supone, el método presentado ha permitido cuantificar su extensión y su valor, datos que no son calculables mediante los planificadores comerciales utilizados en la práctica clínica. También ha permitido determinar la transmisión de la prótesis, parámetro que es necesario para validar la distribución de dosis calculada por el planificador.

## Bibliografía

1. Reft C, Alecu R, Das IJ, Gerbi BJ, Keall P, Lief E, et al. Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63. *Med Phys* 2003;30:1162-82.
2. Ding GX, Yu CW. A study on beams passing through hip prosthesis for pelvic radiation treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51:1167-75.
3. Lin SY, Chu TC, Lin JP, Liu MT. The effect of a metal hip prosthesis on the radiation dose in therapeutic photon beam irradiations. *Appl Radiat Isot* 2002;57:17-23.
4. Ortiz M, Guirado D, Velázquez S, Lallena AM. Simulación Monte Carlo de los efectos de falta de equilibrio electrónico en interfases con prótesis metálicas. *Rev Fis Med* 2007;8:168-9.
5. Papanikolaou N, Battista JJ, Boyer AL, Kappas C, Klein E, Mackie TR, et al. Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 65. (2004).
6. Werner BL, Das IJ, Khan FM, Meigooni AS. Dose perturbation at interfaces in photon beams. *Med Phys* 1987;14:585-95.
7. Sauer OA. Calculation of dose distributions in the vicinity of high-Z interfaces. *Med Phys* 1995;22:1685-90.
8. Das IJ, Khan FM. Backscatter dose perturbation at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams. *Med Phys* 1989;16:367-75.
9. Aubin M, Morin O, Chen J, Gillis A, Pickett B, Aubry JF, et al. The use of megavoltage cone-beam CT to complement CT for target definition in pelvic radiotherapy in the presence of hip replacement. *Br J Radiol* 2006;79:918-21.
10. Hazuka MB, Ibbott GS, Kinzie JJ. Hip prostheses during pelvic irradiation: effects and corrections. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988;14:1311-7.
11. Roberts R. How accurate is a CT-based dose calculation on a pencil beam TPS for a patient with a metallic prosthesis? *Phys Med Biol* 2001;46:N227-34.



# Puesta en marcha y evaluación del programa de control de calidad de un sistema de haz cónico de megavoltaje para radioterapia guiada por la imagen

## Implementation and evaluation of the quality control program of a system for image guided radiotherapy by megavoltage cone beam

P Castro Tejero\*, P Fernández Letón, JM Pérez Moreno, D Zucca Aparicio

Hospital Universitario Madrid Sanchinarro. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Madrid.

Fecha de Recepción: 10/08/2009 - Fecha de Aceptación: 16/11/2009

La utilización de técnicas de radioterapia guiada por la imagen es fundamental para asegurar la correcta colocación del paciente en la unidad de tratamiento. El procedimiento más habitual es la adquisición de imágenes bidimensionales ortogonales que son comparadas con las correspondientes imágenes digitales reconstruidas por el planificador. De uso más reciente es la técnica conocida como tomografía computarizada de haz cónico, que consiste en la adquisición de imágenes tridimensionales tipo tomografía computarizada en la unidad de tratamiento mediante un haz cónico y que son comparadas con las imágenes empleadas para la planificación del tratamiento. Ambas técnicas han sido implementadas en nuestro centro con el sistema de IGRT *MVision*, integradas en dos aceleradores Oncor Expression de Siemens. Su empleo ha ido asociado a un programa de control de calidad cuyas pruebas se exponen en el presente trabajo junto con los resultados obtenidos durante un año desde la implantación del mismo.

**Palabras clave:** Radioterapia guiada por la imagen. IGRT. Haz cónico de megavoltaje. MV CBCT. Programa de control de calidad.

The use of image guided radiotherapy is essential in order to ensure the correct positioning of the patient prior to the delivery of the treatment. The most common procedure is the acquisition of two-dimensional orthogonal images that are compared with the corresponding digital images reconstructed by the treatment planning system. A recent technique, known as cone beam computed tomography, consists of three-dimensional image CT acquisition in the accelerator room by cone beam. This set of images is compared with the images used for the treatment planning. In our centre, the implementation of the *MVision* system, including both techniques, has been carried out in two accelerators Siemens Oncor Expression. The quality control program associated with the *MVision* system is presented in this work. The results obtained over a year since its implantation is also presented.

**Key words:** Image guided radiotherapy. IGRT. Megavoltage cone beam. MV CBCT. Quality control program.

## Introducción

El empleo de técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT) tiene como objetivo reducir las incertidumbres asociadas al posicionamiento del paciente<sup>1</sup>. La aplicación de la IGRT implica la adquisición de cualquier tipo de imagen realizada sobre el paciente en la misma unidad de tratamiento, ya sea antes, durante o después de la administración del tratamiento. En gene-

ral, el procedimiento más habitual en la práctica clínica es la adquisición de imágenes planas previas al tratamiento, que son comparadas con las correspondientes imágenes digitales reconstruidas por el planificador. Sin embargo, el empleo cada vez más extendido de técnicas que conllevan altos gradientes de dosis y elevados niveles de dosis, requiere que la localización del volumen de tratamiento sea lo más exacta posible. Debido a ello, se han desarrollado en los últimos tiempos nuevas

\* Correspondencia  
E-mail: pablocastro@hospitaldemadrid.com

técnicas de IGRT que permiten la localización del tumor y de los órganos de riesgo con un nivel de exactitud en consonancia con los gradientes y conformaciones de dosis asociados. Una de las más habituales es la adquisición volumétrica mediante un estudio tipo tomografía computarizada (TC). En nuestro centro el sistema implantado es el sistema *MegaVoltage Cone Beam Computed Tomography* (MV CBCT) de Siemens (Siemens Oncology Care Systems, Concord, EEUU), que hace uso de un haz cónico de megavoltaje para la adquisición de las imágenes con la misma fuente de radiación que la empleada en la clínica. Dicho estudio TC adquirido en la unidad de tratamiento puede compararse con las imágenes 3D usadas para la planificación del tratamiento.

La utilización de técnicas de IGRT debe ir acompañada de una serie de pruebas que permitan un control sobre la calidad de los procesos implicados. Existen recomendaciones tanto nacionales<sup>2,3</sup> como internacionales<sup>1</sup>, que proporcionan las bases para la realización de las pruebas de control de calidad de dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID). Más recientes son las publicaciones en las que se hace referencia a las pruebas asociadas con técnicas de IGRT volumétricas<sup>3-5</sup>.

En el presente trabajo se detallan las pruebas establecidas en nuestro hospital en relación con el sistema de IGRT *MVision*. Éstas incluyen las pruebas destinadas al control de calidad tanto del detector como del proceso de reconstrucción de las imágenes y la calidad de las mismas, tanto para imágenes planas como volumétricas. Asimismo, se analizan los resultados obtenidos tras un año desde su puesta en funcionamiento, entre junio de 2008 y junio de 2009.

## Material y métodos

Las técnicas de IGRT empleadas son las proporcionadas por el sistema *MVision* de Siemens, el cual está integrado en dos aceleradores lineales de electrones Onco Expression. Permite realizar imágenes planas en cualquier proyección (OPTIVUE 2.0.). Además, ofrece la posibilidad de realizar reconstrucciones tridimensionales a partir de múltiples proyecciones mediante el denominado CBCT (MV CBCT). Ambas técnicas se llevan a cabo previamente a la administración del tratamiento. En el caso de la técnica de CBCT, el protocolo seguido en nuestro centro asume la realización de CBCT en las cinco primeras sesiones de tratamiento. Para cada CBCT se realiza un registro automático con el TC de planificación llevado a cabo por la aplicación informática de la estación de trabajo, Therapist Siemens. Una vez hecho el mejor ajuste entre conjuntos de imágenes se determina el vector de desplazamiento. Este vector de corrección indica el desplazamiento que se debe llevar a cabo sobre la mesa para hacer coincidir el iso-

centro de planificación con el del acelerador. El promedio de estas cinco correcciones, que determina el error sistemático, se emplea para posicionar al paciente en el resto de sesiones, comprobándose después semanalmente la exactitud del posicionamiento mediante la obtención de nuevos CBCT.

El sistema electrónico de imagen portal consiste en un detector de panel plano compuesto por una matriz de 1024x1024 fotodiodos de silicio amorfo (a-Si). Esta matriz de diodos forma un área activa de 40,96cm x 40,96cm, lo que supone una distancia de separación entre los diodos de 400µm en ambas direcciones. La profundidad de los valores de píxel para cada elemento de la matriz es de 16 bits.

Durante la realización de un CBCT el acelerador trabaja en un modo especial, descrito en la literatura<sup>4,6</sup>. El detector se sitúa a una distancia del foco fija de 145 cm y se inicia la adquisición en un ángulo de brazo de 270° y acabando en 110°. El brazo, por tanto, efectúa un arco de 200° adquiriéndose una imagen portal por cada grado. Una vez finalizada la adquisición, se inicia automáticamente el proceso de reconstrucción, que emplea un algoritmo de retroproyección filtrada con las 200 imágenes adquiridas<sup>4,6</sup>. Al finalizar, se realiza el registro de las imágenes reconstruidas con las del TC de planificación, también de manera automática. El algoritmo de registro emplea la información mutua como parámetro optimizador. Si es necesario el usuario puede ajustar manualmente el alineamiento. A continuación, se calcula el vector desplazamiento entre los isocentros de acelerador y de planificación, y se corrige la posición de la mesa.

El número de unidades de monitor (UM) a administrar en un CBCT es seleccionado por el usuario. Lo más habitual en nuestra práctica clínica es utilizar protocolos de entre 5 y 15 UM en función de la región anatómica. Los protocolos típicos empleados son de 8 UM para localizaciones de cabeza y cuello y tórax, y 15 UM para abdomen y pelvis. La anchura de campo, eje X, determinada por el colimador multiláminas (MLC) en el isocentro es de 27,4cm, que proyecta sobre el detector, situado a una distancia fija foco-superficie de 145cm, una anchura de 40cm. La longitud de campo, eje Y, es variable, con un máximo de 27,4cm en el isocentro.

El tamaño del vóxel viene determinado por la resolución de la imagen 2D en el plano axial y por el espesor de corte en el eje longitudinal. Ambos parámetros son también seleccionados por el usuario: la resolución puede ser 128x128, 256x256 o 512x512, y el espesor de corte se puede variar entre 0,5 y 10mm. La resolución que se emplea habitualmente en nuestro centro es de 256x256 con espesor de corte de 1mm. La imagen puede ser visualizada en la pantalla en cortes axiales, sagitales y coronales utilizando la opción "*multiple plane reconstruction*" (MPR), que promedia el valor de píxel de varios cortes consecutivos para reducir el

**Tabla 1.** Relación de pruebas propuestas para el control de calidad del sistema de IGRT MVision de Siemens, junto con el material, la periodicidad y las tolerancias establecidas para cada una de ellas. Las pruebas de menor periodicidad, diarias y semanales, son llevadas a cabo por el técnico de radioterapia de la unidad de tratamiento. El resto de pruebas son realizadas por el especialista en Radiofísica, y en los casos de las pruebas de calibración geométrica y de calidad de imagen 2D, conjuntamente con un técnico del servicio de mantenimiento del fabricante.

	Prueba	Material	Periodicidad	Tolerancia
Geometría	Exactitud del posicionamiento horizontal del detector	Maniquí Penta-Guide / Xretic	Diaria / Mensual	$\leq \pm 2$ mm
	Exactitud del posicionamiento vertical del detector	Maniquí Penta-Guide	Semanal	$\leq \pm 2$ mm
Verificación de las herramientas del registro	Exactitud en la determinación del desplazamiento de corrección 2D	Maniquí Penta-Guide	Semanal	$\leq \pm 2$ mm
	Exactitud en la determinación del desplazamiento de corrección CBCT	Maniquí Penta-Guide	Semanal	$\leq \pm 2$ mm
Calidad de imagen	Calidad de imagen 2D	QC-3V y Software AQUA	Mensual	Especificaciones fabricante
	Calidad de imagen 3D	Maniquí de calidad de imagen 3D	Mensual	Especificaciones fabricante
Calibración	Ajuste de ganancias de las cámaras monitoras	Cámara de ionización + electrómetro	Mensual	$\leq \pm 3\%$
	Calibración de ganancias 2D y 3D. Mapa de píxeles muertos	No precisa	Mensual	Funcional. Especificaciones fabricante
	Calibración geométrica	Maniquí de calibración geométrica	Semestral	Funcional

ruido. En nuestro caso, las imágenes clínicas visualizadas resultan del promedio de 5 cortes consecutivos.

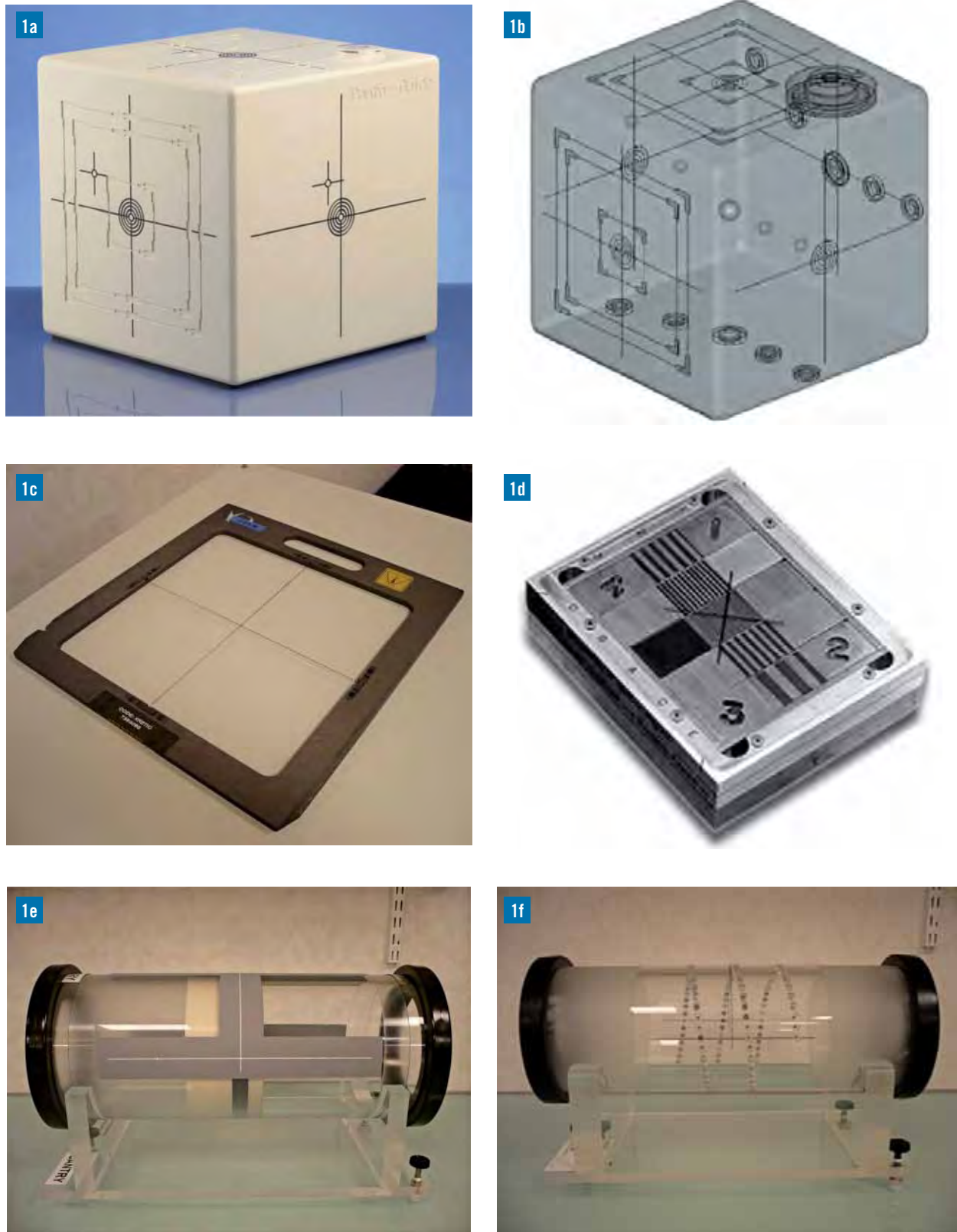
Las pruebas de control de calidad propuestas están encaminadas a verificar que las técnicas de IGRT empleadas en la práctica clínica, ya sea 2D o 3D, se llevan a cabo de manera correcta. Se presentan en la tabla 1 las pruebas junto con los materiales, periodicidades y tolerancias establecidos en cada caso.

Los maniqués utilizados son los siguientes (fig. 1):

- Maniquí Penta-Guide: fabricado por Quasar (Modus Medical Devices, London, Canadá). Éste es un maniquí específico para control de calidad de técnicas de IGRT. El maniquí posee en su interior una serie de esferas huecas que permiten su visualización con suficiente contraste en las imágenes adquiridas. La posición de cada esfera es conocida. A cada una de estas esferas le corresponden dos anillos situados en las caras posterior e izquierda del maniquí. Por otra parte, posee una serie de crucetas en cada cara que permiten alinear su centro geométrico con el isocentro mecánico indicado por la proyección de los láseres.
- Cruceta Xretic: consiste en dos hilos de Tungsteno acoplados a un aplicador que se inserta en el cabezal del acelerador, de manera que el cruce de ambos hilos coincide exactamente con el eje central del haz.
- Maniquí QC-3V y aplicación informática adicional de evaluación AQUA: proporcionados por Siemens. Es

un maniquí que posee en su interior un patrón de franjas y varios insertos rectangulares con diferentes densidades. AQUA analiza tanto la resolución espacial como la resolución de bajo contraste del detector, a partir de la adquisición de imágenes planas y reconocimiento de manera automática de cada una de las áreas que componen el maniquí.

- Maniquí de calidad de imagen 3D: suministrado por Siemens. Se trata de un maniquí cilíndrico cuya parte externa es de acrílico de 20cm de diámetro. Dentro de la cubierta de acrílico existen una serie de bolas de tungsteno contenidas en 3 planos axiales, 4 por plano en las posiciones horarias 12, 3, 6 y 9 en punto. Además, contiene cuatro secciones con las siguientes características:
  - Sección I: formada por 4cm de espesor de agua sólida y se emplea para caracterizar el ruido y la uniformidad de las imágenes y artefactos presentes.
  - Sección III: contiene 11 grupos de barras y cada grupo, a su vez, contiene 5 barras, de tal manera que cada grupo se corresponderá con una resolución dada en pares de líneas existentes en un milímetro (pl/mm). Las resoluciones presentes son: 0,067, 0,100, 0,150, 0,200, 0,250, 0,300, 0,400, 0,500, 0,600, 0,800 y 1,000 pl/mm.
  - Secciones II y IV: contienen insertos de 8 diferentes materiales sobre un fondo de material



**Fig. 1.** Imágenes de los maniqués empleados para la realización de las pruebas: a) Penta-Guide; b) proyección del interior del maniqué Penta-Guide; c) Xretic; d) maniqué de calidad de imagen 2D (QC-3V); e) maniqué de calidad de imagen 3D; f) maniqué de calibración geométrica.

equivalente a agua: aire, CB2 (hueso-50% mineral), acrílico, hueso interno, hígado, cerebro, 3% del fondo y 1% del fondo, con densidades electrónicas relativas al fondo de 0,001, 1,48, 1,17, 1,09, 1,07, 1,05, 1,03 y 1,01, respectivamente. De cada material existen 5 insertos de diámetros diferentes: 0,3, 0,5, 0,7, 1,0 y 2,0cm.

- Maniquí de calibración geométrico: suministrado por Siemens. Es cilíndrico, de 14cm de diámetro y transparente a los rayos X, recubierto de Plexiglas, y dentro del cual se encuentran embebidas 108 bolas de tungsteno de dos tamaños diferentes (3,2 y 6,0mm de diámetro) formando una hélice simple. Cada bola se identifica con una posición espacial (x, y, z), número (1-108) y tamaño (grande-pequeño).

Las pruebas destinadas al control de calidad del sistema *MVision* se han recogido en la tabla 1 y se ha distinguido entre pruebas de verificación y pruebas de calibración. Las pruebas de verificación se han dividido a su vez en: geométricas, de verificación de las herramientas de registro y calidad de imagen. Las tolerancias establecidas para las pruebas geométricas y de verificación de herramientas de registro siguen las recomendaciones de los protocolos existentes<sup>1-4</sup> y las de calidad de imagen las propuestas por el fabricante.

Diariamente se precisa otra prueba que consiste en una inicialización del sistema antes de su uso. Con el encendido del acelerador el detector realiza unas comprobaciones internas de seguridad e integridad. Una vez terminadas es necesario situar el brazo próximo a 0°. A continuación, se despliega el detector hasta una distancia al foco de 160cm. Durante este trayecto el sistema verifica el control de movimiento y detección de la posición. Esta maniobra hay que realizarla siempre que se conecten entre sí acelerador y sistema detector. Además, diariamente se comprueban los interruptores de seguridad anticolidión y los de hombre muerto del mando a distancia. Por otra parte, es al realizar

la prueba diaria de comprobación de la exactitud del posicionamiento horizontal del detector cuando se lleva a cabo la verificación de la transferencia de datos entre la consola de tratamiento y el sistema.

Por último, durante las pruebas de calibración del sistema el usuario va a modificar determinados parámetros del sistema que afectan directamente a su comportamiento, bien en la dosis impartida bien en la calidad de las imágenes adquiridas. Su periodicidad y tolerancia son las establecidas por el fabricante (Siemens).

## 1 Pruebas geométricas

### 1.a Exactitud en el posicionamiento horizontal del detector

Un posible mal alineamiento en el plano de detección del propio detector se corresponderá con una desviación entre el isocentro de la imagen y el isocentro del acelerador de igual cuantía y puede provocar una colocación incorrecta del paciente. Para comprobar que existe un correcto posicionamiento del detector se adquieren dos imágenes portales de 2UM, antero-posterior y lateral a 270°, del maniquí Penta-Guide alineado con el isocentro del acelerador y con una distancia foco-detector (DFD) de 145cm.

Se comprueba que el maniquí y el sistema de imagen están correctamente alineados; para ello, debe visualizarse en las imágenes obtenidas que la proyección de cada esfera queda dentro de su anillo correspondiente (ver fig. 2a). Adicionalmente esta comprobación nos indicará si los láseres están bien ajustados al isocentro de radiación. Una vez comprobada la correcta alineación del maniquí, se trata de cuantificar, con una incertidumbre razonable, la desviación entre el centro de la imagen y el centro de la esfera (isocentro). Para ello, se emplean dos herramientas proporcionadas por



**Fig. 2.** a) Imagen de la proyección AP del maniquí Penta-Guide; b) visualización de la cruceta que se sitúa sobre el centro de la imagen; c) medida de las distancias entre los bordes de la esfera central y dicha cruceta.

la aplicación Portal Imaging de la estación de trabajo Therapist: la primera sitúa una retícula graduada justo en el centro de la imagen, esto es, en la fila y columna central de la matriz de píxeles (ver fig. 2b); la segunda consiste en una herramienta de medida de distancias. De esta manera, se pueden cuantificar las distancias existentes entre los extremos de la esfera central y el centro de la retícula (ver fig. 2c) y determinar, a partir de estos valores, la desviación entre centro de imagen e isocentro, y no deben superarse 2mm en cada dirección. Denominamos eje 1 a la dirección izda-dcha y eje 2 a la dirección arriba-abajo sobre las imágenes visualizadas en pantalla.

Con periodicidad mensual, se adquieren imágenes portales sin atenuación con el dispositivo Xretic insertado en el cabezal del acelerador que, por tanto, se mueve solidario con el brazo. El detector se sitúa en sus posiciones extremas de movimiento, a 115 y 160 cm de distancia respecto al foco, y se realizan giros de brazo de 0°, 90°, 180° y 270°. Sobre las imágenes se determina la separación existente entre las proyecciones de los hilos de Tungsteno y la cruceta que nos señala la fila y columna central de la imagen, que debe estar por debajo de 2 mm en cada dirección.

### 1.b Exactitud en el posicionamiento vertical del detector

La distancia a determinar es la distancia entre foco y plano de detección. En una imagen plana, un error en la posición vertical del detector, es decir, a lo largo del eje central del haz, provocará una magnificación sobre la imagen. En imágenes 3D de CBCT, puede provocar una pequeña distorsión en la imagen, debido a que las matrices de proyección, determinadas durante el proceso de calibración geométrica, son estrictamente válidas para una DFD de 145 cm.

La forma de evaluar esta prueba es de manera indirecta, cuantificando la magnificación adicional que pueda existir sobre una distancia conocida. Se puede utilizar cualquiera de las imágenes obtenidas del maniquí Penta-Guide en la prueba anterior. Conocidas las coordenadas de los centros de las esferas, se puede determinar la distancia de separación entre los mismos. En nuestro caso, se mide la distancia entre los centros de la esfera central y la inferior, en la proyección AP, y se compara con la distancia real que es de 6,00 cm. La diferencia no debe superar 0,04 cm (se corresponde con 1 cm en una DFD de 145 cm).

Por otra parte, mediante esta prueba estamos comprobando que las imágenes tienen una escala correcta y que no existe distorsión en las mismas.

Si durante las pruebas geométricas se encontrara una desviación significativa en el posicionamiento del detector, es el fabricante el encargado de llevar a cabo el proceso de recalibración geométrica, por *software* si

la desviación está por debajo de 4 mm, y mecánica si estuviera por encima.

## 2 Pruebas de verificación de las herramientas de registro del sistema

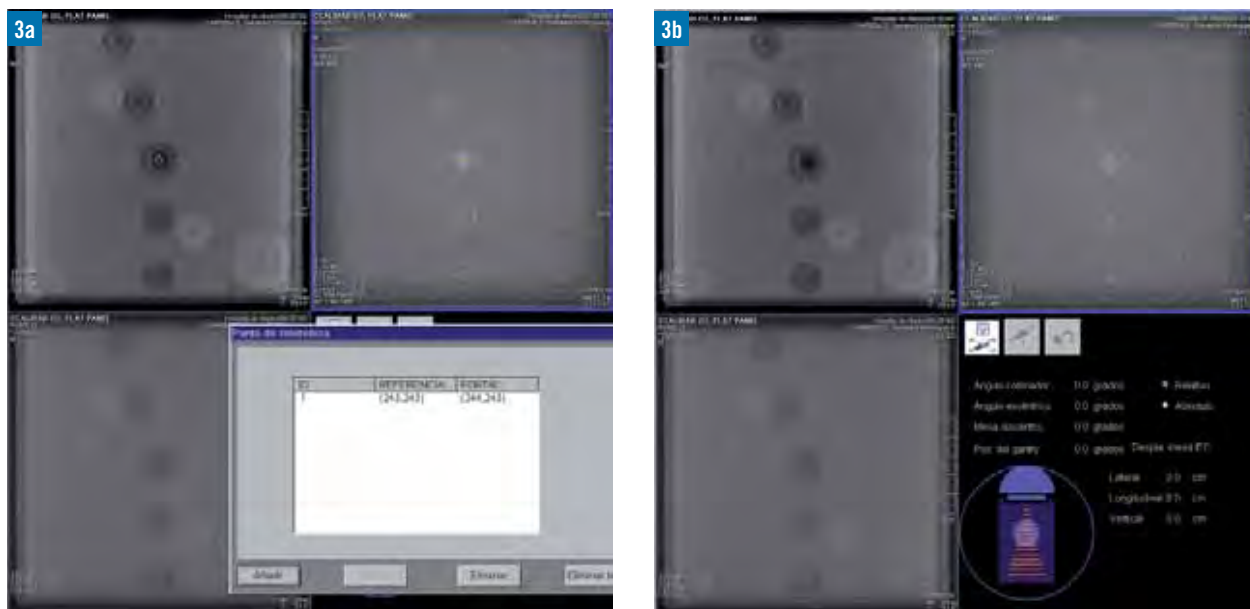
### 2.a Exactitud en la determinación del desplazamiento de corrección 2D

El hecho de realizar imágenes planas sobre un paciente y determinar el desplazamiento requerido para llevar el isocentro de radiación al isocentro de planificación, exige que el detector esté correctamente alineado (pruebas 1.a y 1.b) y, por otra parte, que tanto la transmisión de datos desde el planificador como la determinación de desplazamientos de corrección sean correctos. Éste será el objetivo de la prueba.

Las imágenes del maniquí Penta-Guide obtenidas en la prueba 1.a, se comparan con las radiografías reconstruidas digitalmente (DRR) que previamente han sido enviadas desde el planificador. Es necesario, por tanto, realizar una exploración tipo TC del maniquí, importándose a continuación el estudio al planificador. Una vez en el planificador, se sitúa el isocentro en el centro geométrico del maniquí y se generan las DRR correspondientes. Con la imagen portal y la imagen DRR visualizadas en pantalla, se señala el centro geométrico de la esfera central en cada imagen, a las que la aplicación informática asigna unas coordenadas (ver fig. 3a). Se realiza la misma operación con las dos esferas más próximas a la central. La aplicación Portal Imaging determina los desplazamientos que debe realizar el usuario sobre la mesa para llevar el isocentro de la planificación al isocentro del acelerador (ver fig. 3b). De la proyección antero-posterior se obtendrán los desplazamientos longitudinal (LONG) y lateral (LAT), siendo el vertical (VERT) nulo, y de la proyección lateral se obtendrán VERT y LONG, siendo LAT nulo. El valor de corrección LONG se determinará mediante el promedio de las desviaciones de ambas proyecciones para esa dirección. Idealmente, el desplazamiento resultante debería ser nulo, ya que el centro geométrico del maniquí es el lugar donde se ha situado el isocentro en la planificación y es donde se ha centrado con los láseres de la unidad, que señalan el isocentro mecánico, coincidente, a su vez, con el isocentro de radiación. La tolerancia propuesta para esta prueba es que la corrección no debe superar  $\pm 2$  mm en cada dirección.

### 2.b Exactitud en la determinación del desplazamiento de corrección en CBCT

Se trata de comprobar que los desplazamientos de corrección determinados al realizar un CBCT son los correctos. Para ello, se realiza una adquisición CBCT de 15 UM del maniquí Penta-Guide alineado en el iso-

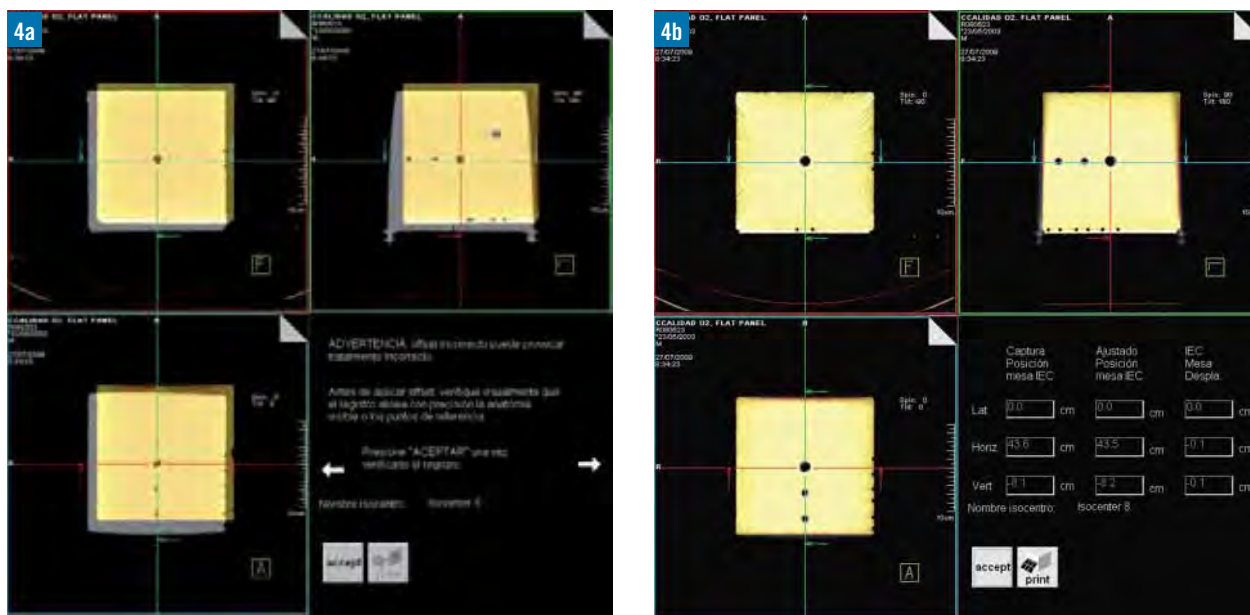


**Fig. 3.** a) Imagen de la proyección AP del maniquí Penta-guide (arriba derecha) junto con su DRR correspondiente (arriba izquierda) y posicionamiento del punto de referencia sobre el círculo central en ambas imágenes; b) presentación del vector de desplazamiento (abajo derecha).

centro. El conjunto de imágenes obtenido es cargado junto con el del TC de planificación (ver fig. 4a). Ambos conjuntos son co-registrados de manera automática. Si el ajuste entre imágenes no es satisfactorio, se puede realizar un ajuste manual. Una vez establecido el mejor ajuste entre imágenes, se registra el desplazamiento de corrección entre el isocentro de la unidad y el de planificación, en las tres direcciones de posible movimiento

de la mesa, LAT, LONG y VERT (ver fig. 4b). Idealmente, el valor de la corrección debería ser nulo.

Por otra parte, podemos colocar el maniquí en una posición conocida no coincidente con su centro geométrico. El propio maniquí posee una cruceta de centrado con coordenadas conocidas, LAT: -10,0mm, LONG: 14,0mm y VERT: 12,0mm, respecto a su centro geométrico. El procedimiento es similar al pro-



**Fig. 4.** a) Imagen del conjunto de imágenes CBCT (gris) y del conjunto de imágenes TC de planificación (amarillo); b) determinación del vector de desplazamiento tras el mejor ajuste entre ambos conjuntos de imágenes.

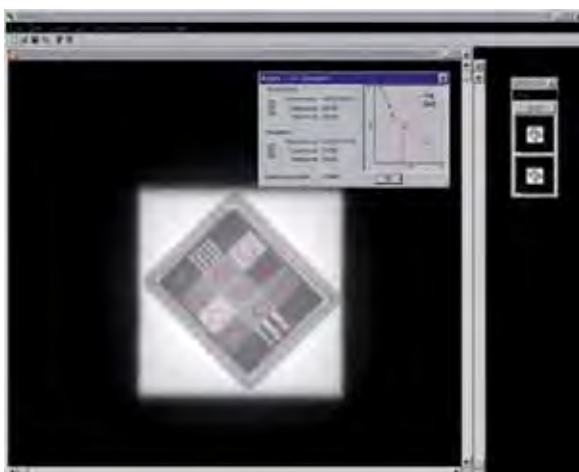
puesto anteriormente: se adquiere un CBCT que es visualizado junto con el TC de planificación. Se realiza registro automático y se comprueba que el desplazamiento de corrección propuesto coincide con el desplazamiento conocido. A continuación se realizan los desplazamientos desde la consola de tratamiento y se adquiere un nuevo CBCT para comprobar que el maniquí está ahora situado en el isocentro, dentro de  $\pm 2$  mm. De esta manera, se verifica que el ajuste llevado a cabo se ha realizado correctamente y, adicionalmente, la exactitud en el posicionamiento de la mesa de tratamiento.

Esta prueba se llevará a cabo con periodicidad semanal, realizando una vez al mes la prueba con el maniquí descentrado y el resto de veces con el maniquí centrado. Para ambos casos, se admiten desviaciones por debajo de  $\pm 2$  mm en cada una de las direcciones.

### 3 Pruebas de calidad de imagen

#### 3.a Calidad de imagen 2D

Se caracterizan los parámetros relación contraste-ruido (RCR) y resolución espacial con el objetivo de evaluar la constancia en la calidad de las imágenes planas proporcionadas por el sistema en las condiciones que se detallan a continuación: se realizan 4 imágenes portales de 50UM cada una del maniquí QC-3V situado sobre la superficie del detector a una distancia del foco de 130cm y alineado con los láseres de sala. Mediante la aplicación informática AQUA se analizan dichas imágenes. Establecemos la frecuencia de análisis en f50, es decir, la frecuencia espacial para la cual la MTF se reduce de 1 a 0,5. Automáticamente AQUA reconoce en la primera imagen las diferentes zonas



**Fig. 5.** Imagen obtenida del maniquí QC-3V para la prueba de calidad de imagen 2D.

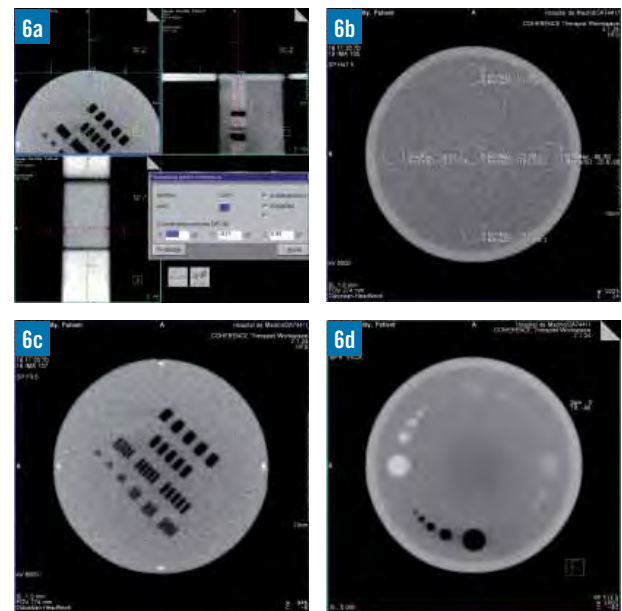
y evalúa la RCR y la resolución espacial, también de manera automática (ver fig. 5). Si los resultados no están dentro del rango especificado o si queremos obtener una fiabilidad estadística, se pueden evaluar las otras tres imágenes portales.

Los resultados han de encontrarse por encima de unos valores mínimos de RCR de 600 y de resolución espacial de 0,41 pl/mm.

#### 3.b Calidad de imagen CBCT

Tiene un doble objetivo: evaluar, por un lado, la exactitud geométrica de las imágenes 3D reconstruidas, que dependerá básicamente de la bondad de las matrices de corrección geométrica y, por otro lado, la calidad de las imágenes proporcionadas durante un CBCT, caracterizando para ello los parámetros uniformidad, ruido y artefactos, resolución de bajo contraste y resolución espacial.

Se realiza un CBCT de 15UM del maniquí de calidad de imagen 3D alineado de la manera más exacta posible. El espesor de corte seleccionado es de 1 mm, aunque los cortes transversales se muestran usando un MPR de 5 mm, para reducir el ruido, y la matriz de visualización es de 256x256. Además, se aplica un filtro que tiene como objetivo mejorar la uniformidad en la imagen.



**Fig. 6.** Imágenes obtenidas mediante CBCT de las diferentes secciones del maniquí de calidad de imagen 3D: a) sección para la evaluación de la bondad de corrección geométrica; b) sección uniforme para el análisis del ruido y uniformidad; c) sección con patrón de franjas para el estimación de la resolución espacial; d) sección con insertos de diferentes densidades para el análisis de la resolución de bajo contraste.



**Exactitud de la reconstrucción:** Se determinan las coordenadas del centro de cada una de las bolas de la imagen 3D del maniquí (ver fig. 6a). El alineamiento del maniquí es crítico ya que nos va a definir el origen de coordenadas a partir del cual quedarán establecidas las coordenadas de las bolas. Una vez determinadas las coordenadas se calcula la desviación con respecto a las coordenadas conocidas, estableciendo como tolerancia  $\pm 2$  mm.

**Ruido y uniformidad:** Se analiza la sección I. En el corte central de la sección se dibujan 5 regiones de interés (ROI) circulares: en el centro, denominada ROI2, y en la periferia a  $270^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $0^\circ$  y  $180^\circ$ , denominadas ROI1, ROI3, ROI4 y ROI5, respectivamente (ver fig. 6b). El ruido de la imagen se calcula a partir de la desviación típica de la ROI central. La uniformidad se determina a partir de la dispersión de los valores medios de las 5 ROI: se calcula la diferencia entre el valor de píxel medio de cada ROI respecto a la central y se comprueba si el valor cae dentro del rango esperado dado por el fabricante. Por otra parte, se inspecciona toda la sección para comprobar si existe algún tipo de artefacto de reconstrucción.

**Resolución espacial:** Se analiza la sección III. Se visualiza el corte axial donde está presente el patrón de barras y se determina el grupo de barras visible más pequeño (ver fig. 6c). Al menos debe distinguirse el grupo de barras que se corresponde con una resolución de  $0,3$  pl/mm.

**Resolución a bajo contraste:** Se analizan las secciones II y IV. La resolución a bajo contraste se verifica cualitativamente ajustando el nivel y la ventana de grises a valores predeterminados y contando el número de insertos de cada material visibles en la imagen (ver fig. 6d). Los resultados esperados en cantidad de círculos visibles se recogen en la tabla 2.

Si bien no hay que olvidar que el objetivo de la técnica es evaluar el correcto posicionamiento de los pacien-

tes, se ha llevado a cabo la adquisición de imágenes del maniquí de calidad de imagen 3D en un equipo convencional tipo TC presente en nuestro servicio, dedicado a la simulación de pacientes de radioterapia, con el objetivo de poder contrastar la calidad de imagen lograda por la técnica CBCT. En concreto, el equipo empleado es un Somatom Sensation Open (Siemens) y el estudio se ha realizado con una técnica de simulación típica para un estudio de pelvis con 120kV, 190mAs y espesor de corte 5,0mm.

## 4 Pruebas de calibración

### 4.a Ajuste de ganancias de las cámaras monitoras para el modo CBCT

Antes de realizar los procedimientos de calibración de ganancias del detector debe realizarse un ajuste de las ganancias de las cámaras monitoras para el modo CBCT. El procedimiento es totalmente análogo a la medida de dosis absorbida en agua de cualquier otra energía de un haz de megavoltaje<sup>7</sup>, (siendo, de hecho, las cámaras monitoras las mismas que las utilizadas para haces de fotones): se emplea una cámara de ionización inmersa en un maniquí de agua que es irradiada en condiciones de referencia con unas unidades de monitor (UM) determinadas. Variaciones por encima de 3% en el coeficiente dosis/UM requerirá el ajuste de las ganancias de las cámaras monitoras para este modo.

Además, para cada protocolo, el número real de UM impartidas es el 90% de las nominales con un rango de variación del  $\pm 5\%$ . Así, por ejemplo, 8UM nominales son 7,2 reales (con una posible variación entre 6,84 y 7,56). Este hecho garantiza que la irradiación se detenga después de haber completado las 200 adquisiciones y no lo haga antes al exceder el límite

**Tabla 2.** Tolerancias establecidas para la resolución de contraste, función del número de insertos de cada material visibles en las imágenes, junto con los resultados obtenidos para imágenes CBCT (Oncor) y TC convencional (Somatom).

Sección del maniquí	Material	Número esperado de insertos visibles	Número de insertos visibles observados Oncor	Número de insertos visibles observados Somatom
II	Aire	5	$5,0 \pm 0,0$	5
II	CB2	5	$5,0 \pm 0,0$	5
II	Acrílico	4	$4,0 \pm 0,5$	5
II	Hueso interno	4	$3,8 \pm 0,7$	5
IV	Hígado	2	$2,8 \pm 0,5$	5
IV	Cerebro	1	$2,0 \pm 0,5$	5
IV	3% fondo	0	$0,0 \pm 0,3$	5
IV	1% fondo	0	$0,0 \pm 0,0$	3

de UM. Es recomendable conocer las UM reales impartidas mediante los CBCT, así como conocer y tener controlada la dosis impartida por un CBCT, ya que es una dosis relativamente alta para una técnica de imagen. De esta manera, podemos incluir la dosis administrada mediante los CBCT en la propia dosimetría clínica del tratamiento sobre un paciente<sup>8,9</sup>. En nuestro caso, se emplea una técnica rotacional de 200°, con inicio en 270° y final en 110° con un campo de dimensiones iguales a las que se llevará a cabo en la unidad de tratamiento y unidades de monitor conocidas. La distribución de dosis así calculada por el planificador se ha comprobado experimentalmente que se ajusta con la administrada mediante un CBCT<sup>10</sup>.

#### 4.b Calibración de ganancias 2D, 3D y mapa de píxeles muertos

Se aplican tres correcciones siempre que una imagen es adquirida por el sistema: *offset*, ganancias y mapa de píxeles muertos. El *offset* es el valor de los píxeles es aquella lectura debida a la corriente oscura y se actualiza automáticamente momentos antes de la irradiación. *Ganancias*: un detector ideal debería tener un comportamiento igual en todos sus detectores ante el mismo estímulo. Sin embargo, no todos los detectores se comportan de igual manera. La corrección de ganancias se ocupa de corregir las discrepancias existentes entre detectores. Esta corrección es definida mediante la adquisición de imágenes de “ganancias” que son almacenadas y aplicadas a cualquier imagen que se adquiera con posterioridad. *Mapa de píxeles muertos*: aquellos píxeles que dan una lectura errónea son denominados píxeles muertos. Al adquirirse una imagen portal sobre un paciente, el valor de un píxel muerto se reemplazará automáticamente por el valor promedio de los ocho píxeles activos adyacentes. No tener actualizado el mapa de píxeles muertos puede ser motivo de aparición de artefactos.

Para la adquisición del mapa de corrección de ganancias 2D se adquieren imágenes sin atenuación con el brazo a 0° y diferentes características de haz: ambas energías, 6 y 15 MV, y diferentes DFD: 120, 130, 140, 145, 150, 155 y 160 cm. Las ganancias se deducen a partir de la deposición conocida de dosis en cada píxel y de los valores de píxel corregidos por *offset*. Si el detector se utiliza a diferente DFD con respecto a las de calibración, las ganancias se interpolan linealmente entre las dos DFD de calibración más cercanas.

La determinación del mapa de píxeles muertos se lleva a cabo sobre una imagen sin atenuación a DFD 145 cm (ver fig. 7); sobre ella se marcan los píxeles con una lectura errónea. Una vez guardado el mapa con los píxeles defectuosos, éste se aplicará a cualquier imagen portal posterior. La cantidad de píxeles defectuosos en el detector debe estar por debajo de un determinado valor umbral situado en 21000.



Fig. 7. Imagen obtenida para la determinación del mapa de píxeles muertos.

Por último, se realiza una calibración de ganancias adicional para el modo CBCT. Las ganancias se deducen a partir de cada una de las 200 imágenes proyectadas por dos CBCT realizados con 15 y 60UM y sin atenuación. Las ganancias obtenidas con el protocolo de 15UM serán aplicadas a cualquier CBCT realizado posteriormente. Aquellas obtenidas con el protocolo de 60UM son utilizadas para la calibración de geometría.

#### 4.c Calibración de geometría

Esta prueba debe realizarse después de la calibración de ganancias 2D y 3D. Tiene como objetivo calcular las matrices de proyección que nos van a proyectar un vóxel del volumen de reconstrucción a un píxel de la matriz de detectores. Estas matrices, por tanto, se utilizarán en la reconstrucción 3D de la imagen y son determinadas para cada ángulo de brazo y posición del detector. De esta forma, se eliminan las incertidumbres asociadas con la naturaleza no rígida del sistema, ya sea desalineamiento del detector respecto de la fuente, distancia foco-detector no fija o giro del brazo no perfectamente isocéntrico.

Se realiza un CBCT de 60UM con el maniquí de calibración de geometría centrado de la manera más exacta posible en el isocentro de la unidad. Automáticamente cada imagen de proyección del maniquí es filtrada y luego procesada para determinar la posición de cada bola, número y tamaño.

Por otra parte, un archivo de texto denominado “*Phantom Model*” guarda la posición (x, y, z), número y tamaño de bola, respecto a un sistema de referencia centrado en el maniquí. Estos serán los datos de entrada utilizados para el cálculo de las matrices de proyección. De ello, se desprende la importancia del centrado del maniquí en esta prueba.

Cada círculo identificado en una imagen se correlaciona con su correspondiente esfera en el cilindro. De cada correspondencia círculo-esfera resulta una ecuación

lineal cuyas incógnitas son los coeficientes de la matriz de proyección. Por tanto, todas las relaciones círculo-esfera dentro de una imagen para un ángulo de brazo dado forman un sistema lineal de ecuaciones, cuya solución por mínimos cuadrados determina la matriz de proyección P que nos relaciona cada punto del volumen CBCT con una coordenada en la imagen 2D. De igual manera ocurre con cada una de las 200 imágenes de la adquisición.

## Resultados y discusión

Se han analizado los resultados obtenidos tras un año desde la puesta en marcha del programa de control de calidad de IGRT. Debido a la similitud en los resultados en ambos aceleradores, se presentan únicamente los valores obtenidos en uno de ellos; en caso de hallar diferencias notables entre ellos se indicará en el texto. Los resultados de cada prueba se acompañan de una desviación típica, que representa la dispersión del conjunto de datos recogidos en el transcurso del año de realización de las pruebas.

### 1.a Exactitud en el posicionamiento horizontal del detector

Del análisis estadístico de los resultados de la prueba realizada con el maniquí Penta-Guide, se han obtenido unos errores promedio por debajo de 1 mm, en ambos ejes y en ambas proyecciones (ver tabla 3). En la fig. 8 se puede apreciar que no existe ninguna tendencia temporal en el posicionamiento en la proyección AP y en ambos ejes, al igual que ocurre en la proyección lateral. Los valores encontrados nos indican la buena reproducibilidad y exactitud mecánica en el posicionamiento horizontal del detector. La periodicidad de la prueba se ha establecido como diaria dada su criticidad.

Con el empleo de la Xretic se elimina la incertidumbre en la colocación del maniquí y del giro no perfec-

tamente isocéntrico del brazo, ya que el dispositivo y el detector giran solidarios con el brazo. Sin embargo, las condiciones de medida son más críticas (máximo y mínimo recorrido del detector). Los valores obtenidos mediante este procedimiento se encuentran por debajo del milímetro y presentan cierta correlación con los obtenidos con el maniquí Penta-Guide, asegurando una incertidumbre adecuada para el proceso.

### 1.b Exactitud en el posicionamiento vertical del detector

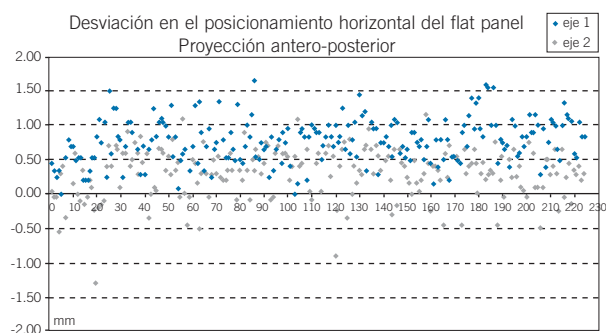
Este parámetro se evalúa con menor periodicidad que la exactitud en el posicionamiento horizontal, debido a su menor relevancia, aunque dada la facilidad de ejecución de esta prueba y el poco tiempo que conlleva, se realiza de manera semanal y no mensual como se aconseja en las referencias. Los resultados obtenidos para la distancia entre centros de las esferas es de  $6,01 \pm 0,03$  cm. Se comprueba que existe una dispersión elevada si la comparamos con la tolerancia establecida ( $\pm 0,04$  cm). Esto es resultado de la incertidumbre apreciable que conlleva el método, ya que existe cierta imprecisión a la hora de la determinación visual del centro de las esferas. Sin embargo, lo que nosotros analizamos es que el valor promedio mensual, que incluye las cuatro medidas semanales, se encuentre dentro de la tolerancia fijada.

### 2.a Exactitud en la determinación del desplazamiento de corrección 2D

Las correcciones promedio encontradas al realizar esta prueba están por debajo del milímetro, que es la resolución del movimiento de la mesa: LAT:  $0,9 \pm 0,5$  mm, LONG:  $0,3 \pm 0,5$  mm y VERT:  $0,5 \pm 0,5$  mm. Se concluye, por tanto, que la determinación de los desplazamientos se hace de manera correcta.

**Tabla 3.** Desviaciones promedio en el posicionamiento horizontal del detector, junto con sus desviaciones típicas. La desviación del eje 1 en la proyección AP representaría la corrección por desplazamiento en la dirección LAT, la desviación del eje 1 de la proyección lateral sería la corrección en la dirección VERT y el promedio de las desviaciones en el eje 2-proyección AP y eje 2-proyección LAT indicaría la corrección en la dirección LONG.

	Proyección AP		Proyección lateral	
	Eje 1	Eje 2	Eje 1	Eje 2
Desviación (mm)	$0,8 \pm 0,3$	$0,3 \pm 0,4$	$0,3 \pm 0,4$	$0,2 \pm 0,3$



**Fig. 8.** Evolución de la desviación en el posicionamiento horizontal del detector para la proyección AP y los ejes 1 y 2 (izquierda-derecha y arriba-abajo, respectivamente).

## 2.b Exactitud en la determinación del desplazamiento de corrección en CBCT

Los valores de corrección determinados al realizar el registro del estudio de TC con el CBCT se encuentran dentro de las tolerancias establecidas de 2 mm: LAT:  $0,7 \pm 0,5$  mm, LONG:  $1,0 \pm 0,8$  mm, VERT:  $0,5 \pm 0,5$  mm. Por un lado, se puede comprobar que la desviación en el valor LONG es la más importante y la que mayor dispersión presenta. Un posible motivo puede ser la peor resolución que presentan las imágenes de TC de planificación en el eje longitudinal. Por otro lado, en las otras componentes se observan valores semejantes a los obtenidos en la prueba 2D. A pesar de su pequeña cuantía podemos suponer que la principal contribución a estos valores se debe al posicionamiento horizontal del detector (ver tabla 3), ya que parece existir cierta correlación entre ambos. Se puede concluir que la determinación de la corrección para el desplazamiento de mesa con la técnica CBCT se lleva a cabo correctamente.

## 3.a Calidad de imagen 2D

Los resultados promedio son  $718,4 \pm 51,3$  para la RCR y  $0,43 \pm 0,01$  pl/mm para la resolución espacial. De acuerdo a lo encontrado en la literatura<sup>1-4</sup>, esta prueba es aconsejable llevarla a cabo con una periodicidad diaria. Sin embargo, no se ha podido realizar con la frecuencia deseada, debido a la no disponibilidad del maniquí. Dicha limitación nos ha llevado a modificar la periodicidad a mensual.

## 3.b Calidad de imagen 3D

*Exactitud de la reconstrucción:* Las diferencias resultantes entre las coordenadas medidas y la posición conocida de las 12 bolas se encuentran dentro de las tolerancias establecidas, presentando una dispersión poco significativa (desviación típica en torno a 0,04 cm) a pesar de lo crítico del alineamiento del maniquí en esta prueba. De esta manera, se comprueba la exactitud geométrica y de reconstrucción de la técnica. Además, la baja dispersión observada nos indica la estabilidad geométrica en términos absolutos del sistema.

*Ruido:* Los valores encontrados,  $32,7 \pm 1,3$  UH, están dentro de las tolerancias establecidas por el fabricante: rango entre 26 y 38 UH. La principal contribución al ruido en un haz cónico es la cantidad de radiación dispersa que llega al detector. Este efecto se incrementa con la utilización de campos grandes, por lo que puede ser aconsejable disminuir el campo definido por la mordaza Y a la hora de realizar un CBCT<sup>4</sup>. Otro parámetro que, como se ha apuntado en la literatura<sup>6</sup>, podría modificarse con el objetivo de reducir el ruido es la distancia del detector respecto del foco (en la versión del presente trabajo la DFD es fija a 145 cm). La con-

trapartida de aumentar esta distancia sería una menor señal lo que nos exigiría una mayor dosis de radiación, lo cual parece poco recomendable debido a los relativamente altos niveles de dosis manejados ya de por sí por la técnica.

*Uniformidad:* Los resultados obtenidos son:  $-18,5 \pm 9,3$ ,  $17,6 \pm 13,7$ ,  $-26,6 \pm 17,2$ ,  $-61,8 \pm 8,0$  y  $-12,9 \pm 7,7$  UH para los valores de píxel promedio de ROI1-ROI2, ROI2, ROI3-ROI2, ROI4-ROI2 y ROI5-ROI2, respectivamente. La desviación típica presentada es la dispersión resultante de la realización de la prueba durante un año. Los valores están dentro de las tolerancias establecidas por el fabricante: rango desde  $-30$  hasta  $42$  UH para la ROI2 y desde  $-80$  hasta  $+80$  UH para el resto. Resulta llamativo la diferencia si comparamos estos valores con las tolerancias típicas establecidas en un TC convencional:  $-4$  a  $+4$  UH y  $-5$  a  $+5$  UH, respectivamente.

A pesar de que los resultados están dentro de tolerancias, se puede observar, por un lado, una falta de uniformidad significativa del centro respecto de la periferia y, por otro lado, una asimetría en la dirección arriba abajo que es resultado de llevar a cabo la adquisición de  $270$  a  $110^\circ$ . El primer efecto es el denominado efecto de "ahuecamiento" o efecto "cupping", que consiste en una pérdida de señal a medida que nos desplazamos hacia el centro de la imagen reconstruida. Es debido principalmente a la respuesta del detector con la energía y no sólo a la radiación dispersa<sup>11</sup>. Se han propuesto diversos métodos para corregir este efecto, que van desde la colocación de un filtro de plomo durante la calibración de ganancias para eliminar los fotones de baja energía presentes en la zona de fuera de eje del haz, hasta nuevos métodos de procesamiento de imágenes<sup>11</sup>.

Por otra parte, no se han apreciado hasta el momento artefactos en la sección uniforme del maniquí de imagen. Las principales causas de la aparición de artefactos son una incorrecta determinación del mapa de píxeles muertos o una velocidad incorrecta del giro de brazo.

*Resolución espacial:* La resolución espacial promedio obtenida es de  $0,3$  pl/mm valor que se encuentra dentro de la tolerancia. Los valores obtenidos en las imágenes del TC convencional,  $0,6$  pl/mm, son sensiblemente mejores. Las principales limitaciones en la resolución espacial de la técnica de CBCT son el tamaño del foco y el ruido del detector. Para mejorar este parámetro parece razonable aumentar el nº de UM empleadas en las adquisiciones, sin embargo, la mejora presentada no es significativa: varía de  $0,3$  pl/mm para 3 UM a  $0,4$  pl/mm para 60 UM<sup>10</sup>. También, se puede optar por reducir el tamaño de píxel utilizando una matriz de reconstrucción de  $512 \times 512$ . Sin embargo, en nuestra opinión, el tiempo adicional que conlleva no justifica su uso (aproximadamente el doble de tiempo que para una matriz de  $256 \times 256$ ), ya que creemos es suficiente una matriz de  $256 \times 256$  para cubrir el objetivo del registro de los dos conjuntos de imágenes. Por otra parte, el empleo de nuevos algoritmos

de reconstrucción tampoco presenta una mejora significativa de este parámetro<sup>4</sup>, al contrario de lo que ocurre con la resolución de bajo contraste.

**Resolución de bajo contraste:** Los resultados obtenidos se recogen en la tabla 2. Se puede comprobar que se encuentran dentro de tolerancias, aunque presentan una reproducibilidad algo elevada debido principalmente a la subjetividad intrínseca del método. Dentro de las especificaciones del fabricante el número esperado de objetos visibles con contraste 1 y 3% respecto del fondo es cero, por lo que será difícil distinguir, por ejemplo, la próstata de los tejidos adyacentes que presentan diferencias típicas de densidad de entre el 1 y el 4%. Además, los valores obtenidos se encuentran lejos de aquellos que resultan de la adquisición en un TC convencional (tabla 2). La peor resolución de bajo contraste presentada por el CBCT de megavoltaje se debe a que las diferencias en los coeficientes de atenuación son menores que en el rango del kilovoltaje. También, contribuye el hecho de que un haz cónico genera en el detector un ruido mayor, comparado con un haz estrecho, debido a la mayor cantidad de radiación dispersa que llega. Una de las posibles estrategias para su mejora, aunque de nuevo poco recomendable, es el empleo de un mayor nº de UM<sup>10</sup>. Otra es reducir el tamaño de campo en la mordaza Y<sup>4</sup>. Sin embargo, las mejoras más importantes parecen lograrse con el empleo de nuevos filtros de reconstrucción<sup>11</sup> e incluso mediante un cambio en el de espectro energético del haz cónico<sup>12</sup>, utilizando un blanco de carbono en lugar de la combinación de blanco de tungsteno y filtro aplanador empleada hasta ahora. Se consigue así una disminución en la energía espectral con la consiguiente mejora en la eficiencia de detección del detector (mayor para fotones de baja energía).

#### 4.a Ajuste de ganancias de las cámaras monitoras para el modo CBCT

Hasta el momento, ha sido necesario el ajuste de ganancias del modo CBCT en dos ocasiones, lo cual implica una buena estabilidad del haz en este modo. Como ya se comentó, de esta manera estamos asegurando la correspondencia entre la distribución de dosis impartida mediante un CBCT y la calculada por el planificador.

La dosis impartida mediante un CBCT dependerá del nº de UM utilizadas. Las referencias encontradas<sup>10</sup> señalan que la dosis en el centro de un maniquí cilíndrico situado en el isocentro varía entre 7,9cGy, en un maniquí de diámetro 16cm y protocolo de 10UM, y 9,2cGy en un maniquí de 32 cm de diámetro y protocolo de 15UM. Los valores obtenidos en nuestro centro son de 10,8 y 5,7cGy para protocolos de 15 y 8UM, respectivamente, sobre un maniquí cilíndrico de 20cm de diámetro, medidos con cámara de ionización cilíndrica de 0,125cm<sup>3</sup>.

#### 4.b Calibración de ganancias 2D, 3D y mapa de píxeles muertos

El número de píxeles defectuosos se encuentra lejos de los límites de la tolerancia especificados por el fabricante:  $2369,2 \pm 34,7$  para la superficie activa total del detector y  $798,8 \pm 17,9$  para la región central. En la fig. 9 se presenta la evolución del número de píxeles defectuosos. Se puede comprobar que no existe ninguna tendencia temporal apreciable, sino simplemente una fluctuación estadística propia del proceso. Esto implica que no hay una degradación apreciable del detector con el uso ni temporal.

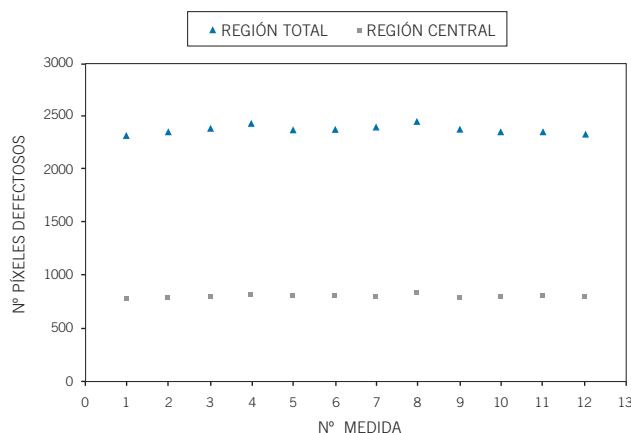


Fig. 9. Evolución del número de píxeles defectuosos tanto en el total de la superficie activa del detector como en la región central.

#### 4.c Calibración de geometría

La periodicidad de esta prueba es de seis meses o siempre que cambie la geometría fuente-sistema de imagen. La estabilidad geométrica del sistema CBCT ha sido estudiada por otros autores<sup>11</sup> llevando a cabo esta prueba de forma diaria durante una semana, semanal durante un mes y mensual durante un año, encontrando resultados que corroboran la estabilidad geométrica del sistema.

### Conclusiones

El presente trabajo se centra en el establecimiento de las pruebas de control de calidad a realizar en el sistema *MVision* de Siemens para radioterapia guiada por la imagen. A raíz de los resultados obtenidos tras un año desde la puesta en funcionamiento del programa de control de calidad en IGRT, el sistema *MVision* de Siemens se muestra como un sistema fiable para incorporar la imagen guiada a los tratamientos de radioterapia. Los resultados se encuentran por debajo

de las tolerancias establecidas en cualquiera de las pruebas, presentando en ciertos casos una buena reproducibilidad y estabilidad en el tiempo. El análisis llevado a cabo puede servir para realizar una revisión tanto en las tolerancias como en las periodicidades de dichas pruebas. Tanto el posicionamiento mecánico del detector como la estabilidad geométrica del sistema presentan valores muy por debajo de las tolerancias establecidas. Además, el detector no presenta una degradación apreciable con el uso. Hay que decir, sin embargo, que el sistema MV CBCT presenta ciertas limitaciones en cuanto a la calidad de las imágenes asociadas. Además, es una técnica que conlleva una dosis relativamente alta para ser una técnica de imagen. En el primero de los casos parece que existen posibilidades de mejora ya desarrolladas y que empiezan a implantarse a nivel clínico (disminución energética del espectro del haz cónico y aplicación de nuevos filtros de reconstrucción). En el segundo caso, existe la posibilidad de incluir la dosis de los CBCT dentro de la planificación del tratamiento, siempre que haya un control de la dosis del modo CBCT.

## Bibliografía

- Herman MG, Balter JM, Jaffray DA, McGee KP, Munro P, Shalev S, et al. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. AAPM TG-58 2001.
- Pinza C, Lliso F, Arregui G, Cesteros MJ, Escudé LI, Gálvez M, et al. Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico. Grupo de trabajo de la SEFM. Madrid: SEFM; 2007.
- Lizuain MC, Capuz A, Crispín V, García S, Juan X, Jurado D, et al. La radioterapia guiada por la imagen. *Rev Fis Med* 2008;9:113-26.
- Gayou O, Miften M. Commissioning and clinical implementation of a megavoltage cone beam CT system for treatment localization. *Med Phys* 2007;34:3183-92.
- Bissonnette JP, Moseley DJ, Jaffray DA. A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy. *Med Phys* 2008;35:1807-15.
- Pouliot J, Bani-Hashemi A, Chen J, Svatos M, Ghelmansarai F, Mitschke M, et al. Low-dose megavoltage cone-beam CT for radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 61:552-60.
- Andreo P, Burns D, Hohfeld K, Saiful H, Tatsuaki 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. Viena: IAEA; 2000.
- Morin O, Gillis A, Descovich M, Chen J, Aubin M, Aubry J-F, et al. Patient dose consideration for routine megavoltage cone-beam CT imaging. *Med Phys* 2007;34:1819-27.
- Miften M, Gayou O, Reitz B, Fuhrer R, Leicher B, Parda DS. IMRT planning and delivery incorporating daily dose from megavoltage cone beam computed tomography imaging. *Med Phys* 2007;34:3760-7.
- Gayou O, Parda DS, Johnson M, Miften M. Patient dose and image quality from megavoltage cone-beam computed tomography. *Med Phys* 2007;34:499-506.
- Morin O, Aubry JF, Aubin M, Chen J, Descovich M, Hashemi AB, et al. Physical performance and image optimization of megavoltage cone-beam CT. *Med Phys* 2009;36:1421-32.
- Faddegon BA, Wu V, Pouliot J, Gangadharan B, Bani-Hashemi A. Low dose megavoltage cone beam computed tomography with an unflattened 4 MV beam from a carbon target. *Med Phys* 2008;35:5777-86.

# Desarrollo y verificación Monte Carlo de un algoritmo de superposición de cono colapsado para cálculo de haces de fotones en radioterapia

## Development and Monte Carlo verification of a collapsed cone superposition algorithm in radiotherapy photon beams

A García Romero<sup>1\*</sup>, M Canellas Anoz<sup>1</sup>, D Lardies Fleita<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Zaragoza.

<sup>2</sup> Técnicas Radiofísicas SL.

Fecha de Recepción: 18/08/2009 - Fecha de Aceptación: 25/11/2009

El algoritmo de superposición de cono colapsado (SCC) ha sido implementado en PCRT3D para complementar el existente denominado "preciso" (PR). En el proceso se ha desarrollado además un algoritmo de *single pencil beam* (SPB). SCC ha sido desarrollado para mejorar la exactitud del cálculo de dosis absorbida, especialmente en medios heterogéneos. Se han comparado los cálculos con simulaciones Monte Carlo (MC) realizadas con el código BEAMnrc para cálculo de espacios de fase de los campos involucrados y DOSXYZnrc para lanzar esos espacios de fase sobre medios heterogéneos en cuatro maniqués propuestos que contienen heterogeneidades principalmente equivalentes a pulmón y a hueso. Se han utilizado dos energías de fotones (6 y 18MV) y tres tamaños de campo diferentes. Previamente esos seis espacios de fase generados con BEAMnrc se han lanzado sobre un maniqué homogéneo de agua para comprobar que el modelo MC reproducía datos básicos experimentales. Comparado con los algoritmos PR y SPB, el algoritmo de SCC supone una mejora considerable en el cálculo de dosis absorbida en heterogeneidades de baja y alta densidad. Para un análisis gamma de los 22 casos de verificación considerados, para las comparaciones SCC-MC se cumplió el criterio 95% puntos < 3%/3mm en 19 de ellos, siendo en los 3 restantes válido el criterio 95% puntos < 5%/3mm. Los casos donde se necesitó un criterio más amplio corresponden a heterogeneidades de baja densidad, alta energía y campos pequeños.

**Palabras clave:** Superposición, cono colapsado, verificación Monte Carlo, algoritmo de cálculo.

The collapsed cone superposition algorithm (SCC) has been implemented in PCRT3D in order to complement the existing one, denominated "precise" (PR). During this process a single pencil beam algorithm (SPB) based on experimental data has been developed. SCC has been developed with the purpose of improving the accuracy of the absorbed dose calculation, particularly in heterogeneous media. The SCC calculations have been compared to Monte Carlo simulations (MC) performed with the BEAMnrc code for the phase-space calculations of the involved fields and DOSXYZnrc to run these phase-spaces through four different heterogeneous phantoms that contain mainly bone and lung equivalent heterogeneities. Two photon energies (6 and 18MV) and three different field sizes have been used. Previously, these six phase-spaces have been directed to a homogeneous water phantom in order to check if the MC model was able to reproduce basic experimental data. Compared to PR and SPB algorithms, the SCC algorithm introduce an important improvement regarding low and high density heterogeneities absorbed dose calculation. For a gamma analysis regarding the 22 heterogeneity tests considered the 95% of points < 3%/3mm criterion was accomplished in 19 of them for the SCC-MC comparison, and in the other 3 was valid the 95% of points < 5%/3mm criterion. The cases where was needed a less restrictive criterion corresponded to low density heterogeneities, high energy and small fields.

**Key words:** Superposition, collapsed cone, Monte Carlo verification, calculation algorithm.

\* Correspondencia  
E-mail: agarcia@salud.aragon.es

## Introducción

Los tratamientos de radioterapia se realizan con haces de alta energía proporcionados por aceleradores lineales de electrones o unidades de cobaltoterapia. En el caso de los haces de fotones, estos son generados a partir de la incidencia de los electrones acelerados sobre un blanco de alto número atómico, generándose radiación de frenado de energía comprendida entre 0 y la de los electrones incidentes. Existe además contaminación electrónica en el haz y radiación dispersa generada en los distintos elementos, principalmente en el filtro aplanador, elemento fundamental a la hora de conseguir haces de radiación suficientemente homogéneos a la salida de la unidad de tratamiento en campos extensos<sup>1</sup>.

Estos haces polienergéticos inciden sobre el paciente y la dosimetría clínica consiste en determinar cuál es la dosis absorbida (en adelante dosis) en su interior a partir del conocimiento de las características del haz incidente. La salida del planificador de tratamientos es por tanto una matriz de dosis que se dibuja sobre el paciente, que en el caso de un planificador 3D viene caracterizado por una serie de cortes de escáner donde se representan los vóxeles del estudio TC. Estos vóxeles llevan asociado un número TC que está unívocamente relacionado con la densidad electrónica de los tejidos y por tanto con su comportamiento frente a la radiación incidente, el cual depende de la densidad electrónica para la interacción Compton, mayoritaria para las energías utilizadas en radioterapia. En un principio el cálculo más simplificado de dosis en un paciente lo supone compuesto únicamente de agua. El conocimiento de la densidad electrónica de los diferentes tejidos permite no obstante refinar este cálculo con métodos cada vez más exactos de tal manera que la dosis calculada reproduzca la real. El método de superposición es un algoritmo que permite calcular de manera muy exacta la corrección por heterogeneidad en el interior del paciente y por tanto mejorar el cálculo de dosis en aquellas zonas del paciente cuya composición difiere considerablemente de la del agua. Más concretamente, está descrito que la dosis en pulmón sólo puede ser convenientemente evaluada a través de un algoritmo de superposición o Monte Carlo (MC) debido a los efectos de transporte de los electrones secundarios generados por la radiación incidente, especialmente en el caso de campos pequeños y altas energías<sup>2</sup>. El presente trabajo presenta la implementación y validación del algoritmo de cono colapsado dentro del planificador PCRT3D (Técnicas Radiofísicas) con el que se pretende mejorar el cálculo de dosis en tratamientos de pulmón, cabeza y cuello y todos aquellos donde las heterogeneidades jueguen un papel fundamental.

## Desarrollo teórico del algoritmo

El cálculo del planificador PCRT3D por el método de superposición de cono colapsado (SCC) sigue el trabajo inicial de Anhesjö<sup>3,4</sup> y se basa en la aproximación de cono colapsado para reducir el tiempo de cálculo en el paciente. Tal como está descrito, el método de superposición utiliza unos núcleos polienergéticos pregenerados para cada unidad de tratamiento que son escalados de acuerdo con las heterogeneidades del paciente y sumados adecuadamente para dar la dosis en cada vóxel. Estos núcleos son pesados por el *terma*, que es la energía total liberada por unidad de masa en cada punto. De manera resumida, el método desarrollado consta de las siguientes características que vemos a continuación.

### Obtención de espectros energéticos efectivos

Son calculados a partir de datos experimentales de las unidades de tratamiento (razones tejido-maniquí (*TPR*)) y magnitudes tabuladas (coeficientes de atenuación másicos para blanco y filtro, núcleos de dispersión monoenergéticos precalculados por MC, secciones eficaces de producción de radiación de frenado para el blanco)<sup>5</sup>.

Se ajusta un espectro efectivo siguiendo el modelo dado por Anhesjö<sup>4</sup>, ese espectro se calcula de acuerdo con la siguiente expresión:

$$W_{E-E_0, t, f, Z} = E \int_0^t e^{-n_f x} \left( \frac{dN}{dE} \right)^{\wedge E} dx + e^{-n_f t} \int_0^t e^{-n_f x} dx \quad (1)$$

donde  $t$ ,  $f$  y  $Z$  son los parámetros del ajuste, esto es:  $t$  es el espesor del blanco de producción de rayos X del acelerador,  $f$  es el espesor del filtro aplanador y  $Z$  es el número atómico efectivo del blanco.  $n_f$  y  $n_t$  son los coeficientes de atenuación lineal para el filtro aplanador y para el blanco respectivamente.  $\left( \frac{dN}{dE} \right)^{\wedge E}$  es la sección eficaz de producción de radiación de frenado para la energía media de los electrones a cada profundidad dentro del blanco.

El método de ajuste es iterativo. El espectro es calculado en cada iteración para cada energía de una lista de 25 bins desde 0,1 a 25 MeV.

Las iteraciones tratan de minimizar la cantidad

$$\delta(\Psi_E(E_0, t, f, Z)) = \sum_{k,j} \xi_{jk} \sum_{j,k} \xi_{j,k} \left| a_k \sum_i d_{ijk} \cdot \Psi_i - b_k \cdot TPR_{jk} \right| \quad (2)$$



que es una diferencia en valor absoluto entre unos *TPR* calculados y los *TPR* experimentales. El cálculo de *TPR* se realiza a partir del espectro y de la dosis  $d_{ijk}$  por unidad de fluencia energética a una profundidad  $z_j$  en un campo paralelo de tamaño  $S_k$ . Los subíndices están dispuestos así:  $i$  se mueve en energías,  $j$  recorre profundidades y  $k$  recorre campos. Esto quiere decir que  $d_{ijk}$  expresa la dosis en un campo  $k$  para una profundidad  $j$  dentro de un haz monoenergético de energía correspondiente al *bin*  $i$ .  $p_{j,k}$  anula las profundidades a las cuales hay contaminación electrónica, que al estar presente en los datos experimentales no puede utilizarse para la optimización dado que el cálculo de los  $d_{ijk}$  presupone sólo dosis debida a fotones incidentes. Esto permite luego extraer la contaminación electrónica presente en cada campo.  $a_k$  y  $b_k$  son valores de normalización que se fijan para que valor calculado y experimental coincidan para cada campo a la profundidad de 20 cm.

Para minimizar la cantidad de la ecuación (2) se utiliza un método *simplex*<sup>6</sup> (algoritmo de optimización no lineal) donde  $t$ ,  $f$  y  $Z$  efectivas son las salidas del mismo y como datos de entrada se utilizan valores cercanos a los típicos de las mismas.

El cálculo de los elementos  $d_{ijk}$  se realiza de acuerdo con Ahnesjö y Andreo<sup>4</sup> y utiliza núcleos monoenergéticos de deposición de energía que han sido calculados previamente para cada *bin* de acuerdo con el método de Monte Carlo, obligando a un fotón a interactuar un gran número de veces en un mismo punto y contabilizando la deposición de energía<sup>7,8</sup> alrededor del punto de interacción.

Una vez obtenido el espectro efectivo por el método iterativo descrito se suman pesados por él los núcleos monoenergéticos para obtener el polienergético. Dicho núcleo polienergético se ajusta, creándose 48 biexponenciales, una por cada dirección polar, de acuerdo con la ecuación:

$$k_{poli} \hat{r}, i h = \frac{A_i \{ e^{-a_i r} + B_i \{ e^{-b_i r} \}}}{r^2} \quad (3)$$

de tal modo que una unidad de tratamiento queda determinada a partir de 48x4 números que definen su núcleo de superposición polienergético.

## Contaminación electrónica

Se modela y calcula de forma similar al modelo de Ahnesjö<sup>9</sup> presentado anteriormente y no se calcula para unidades de Cobalto. El sistema calcula a partir de los datos del espectro los *TPR* para cada uno de los campos y los compara con los *TPR* medidos de tal forma que la diferencia es la contaminación electrónica que

es función del campo equivalente, de la energía y del acelerador. Esta contaminación será añadida al cálculo final de dosis, y está normalizada con respecto al cálculo de dosis en las condiciones de calibración. Para cada campo  $A$  de la unidad se ajusta una función dependiente de la profundidad  $z$  que tiene la siguiente forma:

$$D_{cont} \hat{A}, z h = k \{ a \{ e^{-b \{ z \}} \frac{r}{c} \text{Erf}^2 b \sqrt{c} \frac{A}{2} \}} \quad (4)$$

donde  $k$  es la constante de normalización y  $a$ ,  $b$  y  $c$  son las constantes del ajuste, que no dependen del campo.

## Cálculo del *terma*

Inicialmente se calcula la energía total liberada por unidad de masa (*terma*) en cada punto del paciente por el que irán multiplicadas las contribuciones de dosis en el cálculo de superposición. Para calcular el *terma* es necesario conocer a partir de datos experimentales la distribución de fluencia energética lateral. Se asumirá que esta distribución viene dada relativamente por el perfil de intensidad calculado según un método de convolución de *single pencil beam* (SPB) a partir de perfiles experimentales para diferentes campos<sup>10-12</sup> multiplicado por un factor geométrico para tener en cuenta la anchura de la fuente y por las funciones de modulación correspondientes a las cuñas, bloques o multilaminas en el caso de que los hubiere como veremos más adelante.

## Cono colapsado

El método de superposición exige la suma de las dispersiones producidas en todos los puntos del paciente teniendo en cuenta las densidades electrónicas que están presentes entre punto de dispersión y punto de cálculo para todos los puntos de la matriz de cálculo. Para simplificar este cálculo se utilizará la aproximación de cono colapsado que realiza el cálculo en un cono de vóxeles a partir de un elemento dispersor suponiendo todo el cono colapsado sobre su eje. La ecuación final del cálculo de superposición de cono colapsado es<sup>3</sup>:

$$D] \tau \eta = \frac{h] \tau \eta}{t] \tau \eta} \frac{1}{d^2 u} \mathbb{R} \mathbb{R} \{ a_m R_{mn}^p ] \tau \eta + b_m R_{mn}^s ] \tau \eta \} \quad (5)$$

donde la suma en  $m$  y  $n$  se extiende sobre todas las direcciones discretas de energía radiante.  $m$  corre en ángulo polar *theta* y  $n$  en el ángulo azimutal *phi*.  $h(\vec{r})$  es el número de electrones por unidad de volumen

en el punto  $\vec{r}$  que depende del nºCT del vóxel,  $t(\vec{r})$  es la densidad másica en el punto  $\vec{r}$  y también depende del nºCT del vóxel. Los dos sumandos entre corchetes corresponden a:

Energía Radiante Primaria

$$R_{mn}^P(r_i) = R_{mn}^P(r_{i-1}) \cdot e^{-a_m \eta_i \Delta r} + T_i \rho_i \Omega_{mn} d^2 u \frac{A_m}{\eta_i a_m^2} (1 - e^{-a_m \eta_i \Delta r}) \quad (6)$$

Energía Radiante Secundaria

$$R_{mn}^S(r_i) = R_{mn}^S(r_{i-1}) [1 - b_m h_i \Delta r] + T_i t_i \Omega_{mn} d^2 u \frac{B_m}{b_m} \Delta r \quad (7)$$

Estas expresiones indican que a lo largo de cada eje de cono (rayo) se pueden calcular las dos energías radiantes de manera recursiva.

$A_m$ ,  $B_m$ ,  $a_m$  y  $b_m$  son las constantes que provienen de ajustar los núcleos polienergéticos a una bixponencial de acuerdo con la ecuación (3). Los elementos  $T_i$  corresponden al *terma* polienergético de acuerdo con

$$T_i = \frac{r_0^2}{r^2} \frac{n(r)}{t(r)} W_{-r_0} e^{-\int_{r_0}^r n(r) dr} \quad (8)$$

Cada elemento sub- $i$  se ha precalculado para cada vóxel teniendo en cuenta la fluencia energética  $W(\vec{r}_0)$  de referencia para cada rayo y el coeficiente de atenuación másico  $\frac{n(r)}{t(r)}$  en el vóxel e integrando el coeficiente de atenuación a lo largo del rayo que llega al punto en cuestión para obtener un factor de atenuación promedio.

Las líneas de cono colapsado se disponen en el espacio de tal manera que cada vóxel sea atravesado solo una vez en cada dirección  $m, n$ . Para una red de conos optimizada se recorren todos los puntos generadores de conos depositando la energía dispersada en ellos de acuerdo con el método recursivo a lo largo del rayo descrito. El número de ángulos polares por defecto es 48 (entre 0 y 180°) y el número de ángulos azimutales (en la dirección en la que existe simetría del núcleo) es 10, por lo que se generan inicialmente 480 conos por punto.

La dosis puede ser calculada en todos los puntos usando un número de operaciones proporcional a  $M \cdot N^3$

donde  $M$  es el número de conos para cada punto y  $N$  es el número de vóxeles<sup>3</sup>.

## Factor geométrico

El cálculo de superposición se realiza para una fuente puntual. Para tener en cuenta la anchura de fuente introducida en la unidad de tratamiento el perfil de intensidad se multiplica por una función de la forma

$$F(x, y, z) = \frac{1}{1 + e^{k \frac{d_{borde}(x, y, z)}{2 \sqrt{v_{eff}(z)}}}} \quad (9)$$

donde  $d_{borde}(x, y, z)$  es la distancia al elemento más cercano de colimación proyectado a la profundidad del punto  $x, y, z$  y  $\sqrt{v_{eff}(z)}$  es el radio de la fuente proyectado por ese elemento a la profundidad  $z$ . La distancia  $d_{borde}$  es negativa cuando el punto está dentro del haz útil y positiva cuando el punto está fuera del mismo.  $k$  es un factor positivo de ajuste.

## Determinación de la fluencia energética de cada unidad de tratamiento e introducción de moduladores del haz

La fluencia energética relativa viene modelada por el perfil de intensidad calculado para el algoritmo SPB desarrollado paralelamente. Esta fluencia "sin paciente" se modula adecuadamente para tener en cuenta el efecto de cuñas físicas, dinámicas, multiláminas, bloques etc., usando la calculada en el algoritmo de convolución cuando se genera una unidad\*. Esta función unida al factor geométrico descrito anteriormente modula el *terma* que se utiliza en el cálculo de superposición. Para deconvolucionar el perfil de intensidad se utiliza un *pencil beam* construido a partir de datos experimentales siguiendo el método desarrollado por Storchi et al.<sup>10</sup>. De acuerdo con la ecuación

$$Q_{int} = \frac{1}{\|K_{SPB}\|} P_e \cdot K_{SPB} \quad (10)$$

donde  $K_{SPB}$  es el núcleo que representa al *pencil beam* y  $P_e$  es el perfil envolvente<sup>10</sup> calculado a partir de perfiles medidos en agua para diferentes campos y profundidades. Como resultado se obtiene una matriz de fluencia relativa independiente del paciente y que identificamos con  $W(\vec{r}_0)$  en la ecuación (8).

En el algoritmo SSC cuñas, bloques o colimador multiláminas (MLC) se añaden multiplicando el perfil de

\* Manual de PCRT3D. Técnicas Radiofísicas SL.

**Tabla 1.** Materiales escogidos de Hubell y Seltzer<sup>†</sup> y densidades asociadas utilizados en el cálculo del coeficiente de atenuación másico efectivo correspondiente a cada vóxel del paciente. A partir de la densidad electrónica de un vóxel se asocia densidad y  $n/t$ .

Material	Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	Densidad Electrónica (nº elec/cm <sup>3</sup> )	$n/t$ (cm <sup>2</sup> /g) 6 MV	$n/t$ (cm <sup>2</sup> /g) 18 MV
Aire	0,001205	$3,623 \cdot 10^{20}$	0,0810	0,0572
Pulmón	0,258	$8,554 \cdot 10^{22}$	0,0438	0,0287
Tejido adiposo	0,95	$3,8 \cdot 10^{23}$	0,0462	0,0299
Agua	1	$3,343 \cdot 10^{23}$	0,0465	0,0305
Músculo	1,05	$3,478 \cdot 10^{23}$	0,0462	0,0302
Hueso cortical	1,92	$5,95 \cdot 10^{23}$	0,0459	0,0314
Titanio	4,54	$2,26 \cdot 10^{24}$	0,0479	0,0366
Hierro	7,874	$3,98 \cdot 10^{24}$	0,0572	0,0451
Tungsteno	19,3	$8,43 \cdot 10^{24}$	0,0642	0,0562

intensidad  $P_{int}$  por factores de atenuación ya generados previamente en PCRT3D para el algoritmo PR\*.

### Tratamiento de heterogeneidades

Como se ha mencionado anteriormente el algoritmo SCC requiere que cada vóxel venga caracterizado no sólo por la densidad electrónica, sino por un coeficiente de atenuación  $n$  y una densidad másica  $t^3$ . A partir de valores publicados (NIST)<sup>†</sup> se ha construido una tabla de tejidos presentes en el cuerpo asociándoles su densidad electrónica y con ello los otros dos valores que caracterizan el vóxel, siendo  $n$  construido para cada espectro efectivo ajustado a partir de una suma ponderada usando los *bins* de energía cuando se genera la unidad de tratamiento y para cada densidad electrónica. Durante el cálculo, el algoritmo explora los vóxeles del paciente, lee la densidad electrónica, asigna un  $n$  de acuerdo con la relación precalculada para cada unidad de tratamiento y asocia la densidad másica correspondiente. Los materiales extraídos de NIST con intención de cubrir todo el rango posible han sido: aire, pulmón, tejido adiposo, agua, músculo, hueso cortical, titanio, hierro y tungsteno. Los valores de coeficiente de atenuación son interpolados para todas las densidades electrónicas intermedias y guardados como un dato más de la unidad de tratamiento. Los valores de densidades asociadas a los materiales escogidos se encuentran en la tabla 1, así como los coeficientes de atenuación másicos promedio correspondientes a dos espectros de 6 y 18 MV obtenidos de acuerdo con la ecuación (1).

<sup>†</sup> Hubbell JH and Seltzer SM. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients. Disponibles on-line en: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>

### Cálculo de UM

La dosis por UM en el punto de normalización  $\vec{r}$  se calcula mediante la expresión:

$$\frac{D(\vec{r})}{M} = \frac{W_0}{M_0} d(\vec{r}) \quad (11)$$

donde

$$\frac{W_0}{M_0} = \frac{D(\vec{r}_{calib})}{d(\vec{r}_{calib})} \quad (12)$$

es la fluencia por unidad de monitor ( $M_0$ ) en las condiciones de referencia extraída como cociente entre la dosis de referencia de la unidad de tratamiento y la dosis calculada por el algoritmo SCC  $d(\vec{r}_{calib})$  en la situación de referencia. De este modo toda la matriz de cálculo  $d(\vec{r})$  queda expresada en unidades de dosis por unidad de monitor ( $M$ ).

## Material y métodos

### Equipamiento y método de medida

El algoritmo SCC ha sido verificado en un acelerador Mevatron Primus (Siemens, Palo Alto, California) para dos energías, 6 y 18 MV. La configuración de los datos de entrada del algoritmo requiere básicamente las mismas medidas que para el algoritmo SPB. Son necesarias medidas en agua de perfiles de campos cuadra-

dos entre 3cm x 3cm y 40cm x 40cm, incluyendo la diagonal para modelar el perfil en todo el rango posible. Las profundidades han de encontrarse entre el máximo y 30-35cm. Además son utilizadas las razones tejido-máximo (TMR) calculadas a partir de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD)\*. Por tanto, las medidas a realizar no difieren de las necesarias para el algoritmo "preciso" PR excepto en el mayor número de perfiles demandado. Estos datos experimentales han sido también utilizados para validar el cálculo MC presentado más adelante.

### Cálculo de núcleos monoenergéticos y polienergéticos

El primer paso para disponer de una unidad de tratamiento modelada es disponer de los núcleos monoenergéticos que componen el núcleo polienergético que la caracteriza. Este precálculo se ha realizado con el código PENELOPE 2003<sup>13</sup> para lo cual se ha desarrollado un programa principal en FORTRAN que se ha lanzado para cada uno de los 25 bins de energía, obteniéndose los 25 núcleos correspondientes. Los parámetros de la simulación fueron: Eabs electrones = 1.0E4 eV, Eabs fotones = 1.0E3, Eabs positrones = 1.0E4 eV, C1=0.20 deflexión angular media para dispersión múltiple de electrones, C2=0.20 máxima pérdida energética fraccional media, WWC=1.0E4 eV energía de corte para colisiones inelásticas y WCR=1.0E3 eV energía de corte para emisión de radiación de frenado. La incertidumbre estadística del cálculo se mantuvo por debajo del 2% simulando el número de partículas necesario para cada energía y recogiendo la dosis depositada en vóxeles de geometría esférica<sup>7,8</sup>. La elección de PENELOPE como código generador de los núcleos se debió a la facilidad del código para alterar el programa principal y forzar la interacción fotónica en el mismo punto, así como para configurar la recogida de datos referentes a la deposición de energía.

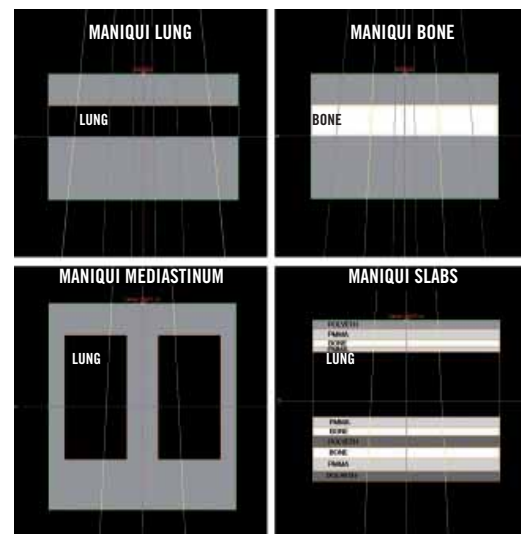
Según lo descrito más arriba, cada núcleo polienergético asociado a una unidad de tratamiento una vez realizado el ajuste se caracteriza por una lista de cuatro constantes para 48 ángulos polares. Dicho núcleo es una combinación lineal de los núcleos monoenergéticos pesados por el espectro ajustado.

### Cálculo MC en maniqués heterogéneos a partir de espacios de fase pregenerados

Para verificar el comportamiento del algoritmo en situaciones de heterogeneidad se ha utilizado el código BEAMnrc en la generación de espacios de fase y DOSXYZnrc para el cálculo en paciente (NRCC)<sup>14-16</sup>. Ambos códigos están basados en EGSnrcMP<sup>14</sup> y se

encuentran perfectamente contrastados en numerosas publicaciones<sup>17-25</sup> para el cálculo en las situaciones que se describen. En particular DOSXYZnrc ha sido utilizado como cálculo de referencia en la comparación de algoritmos de cálculo de sistemas de planificación comerciales en presencia de heterogeneidades<sup>18</sup>. Esta razón lo hace ideal para utilizarlo como código de referencia en la comparación. Además, existe una segunda razón de índole práctico para utilizarlo, y es la facilidad que presenta para construir el cabezal del acelerador y obtener un espacio de fase que lanzar sobre paciente.

Con este propósito se han diseñado cuatro maniqués ya descritos en la literatura. Los dos primeros son utilizados con variaciones en los tamaños en multitud de referencias<sup>18,26,27</sup> y se denominan LUNG o BONE en caso de que la lámina intermedia sea de densidad baja o alta. Las densidades electrónicas relativas al agua utilizadas de acuerdo con los materiales disponibles en DOSXYZnrc son 0,258 y 1,74 respectivamente. El tercer maniqué es denominado MEDIASTINUM como en la referencia de Ahnesjö<sup>3</sup> y simula un mediastino con dos volúmenes de pulmón a derecha e izquierda de una columna de agua central. Para verificar el comportamiento del algoritmo ante la mezcla de diferentes interfases heterogéneas se ha utilizado el maniqué SLABS también extraído de la referencia de Ahnesjö aunque con variaciones en los materiales para adaptarlos a DOSXYZnrc. Maniqués y geometrías están descritos en la fig. 1 y su composición y densidades se encuentran en la tabla 2.



**Fig. 1.** Los cuatro maniqués utilizados en la simulación MC. Se pueden apreciar las heterogeneidades utilizadas en su interior.

Previamente al cálculo Monte Carlo en presencia de heterogeneidades se han simulado espacios de fase para 3 campos, 3cm x 3cm, 10cm x 10cm y 20cm x 20cm y para las dos energías mencionadas,

**Tabla 2.** Tamaños, materiales y densidades de los maniqués utilizados en la simulación MC.**Tabla 2a**

MANIQUÍ	DIMENSIONES (cm)	MATERIALES DOSXYZnrc	CARACTERÍSTICAS DE LA HETEROGENEIDAD
LUNG	30x30x20	H2O700ICRU y LUNG700ICRU	Lámina de LUNG700ICRU de 30x30x5 cm
BONE	30x30x20	H2O700ICRU y ICRPBONE700ICRU	Lámina de ICRPBONE700ICRU de 30x30x5 cm
MEDIASTINUM	30x30x33	H2O700ICRU y LUNG700ICRU	Dos bloques de LUNG700ICRU de 10x30x20cm
SLABS	30x30x25,6	POLYETH700ICRU , PMMA700ICRU, ICRPBONE700, LUNG700ICRU	Espesores de arriba abajo: 1,4/1,6/1,2/0,8/10,4 /1,6/1,4/1,8/1,8/2,0 y 1,6 cm de los materiales indicados en la fig 1.

**Tabla 2b**

MATERIAL	DENSIDAD (g/cm <sup>3</sup> )	DENSIDAD ELECTRÓNICA RELATIVA AL AGUA
H2O700ICRU	1,0	1,0
LUNG700ICRU	0,26	0,258
ICRPBONE700ICRU	1,85	1,74
POLYETH700ICRU	0,93	0,96
PMMA700ICRU	1,19	1,16

utilizando el código BEAM y los datos proporcionados por el fabricante utilizando los materiales y geometría de la unidad. El número de partículas que contienen los ficheros de espacio de fase así como detalles de las simulaciones MC pueden encontrarse en la tabla 3. Los parámetros de transporte seleccionados fueron los establecidos por defecto en el código siendo las energías de corte para electrones y fotones ECUT=700keV y PCUT=10keV respectivamente.

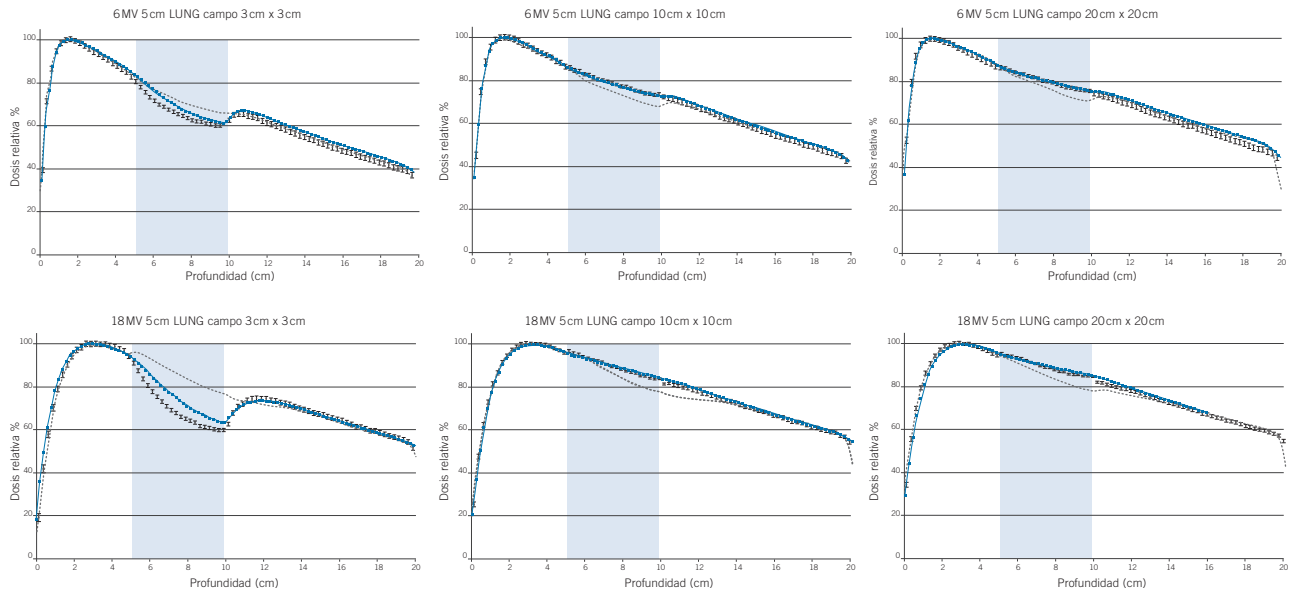
El número de historias simulado en todos los maniqués fue tal que la incertidumbre estadística dentro de campo en la región de interés quedó por debajo del 1,5%. No obstante se presentan en algunos casos las barras de incertidumbre obtenidas en cada vóxel.

En los cuatro maniqués se ha normalizado la dosis calculada en el mismo punto para los tres algoritmos que intervienen en la comparación. Dicho punto es

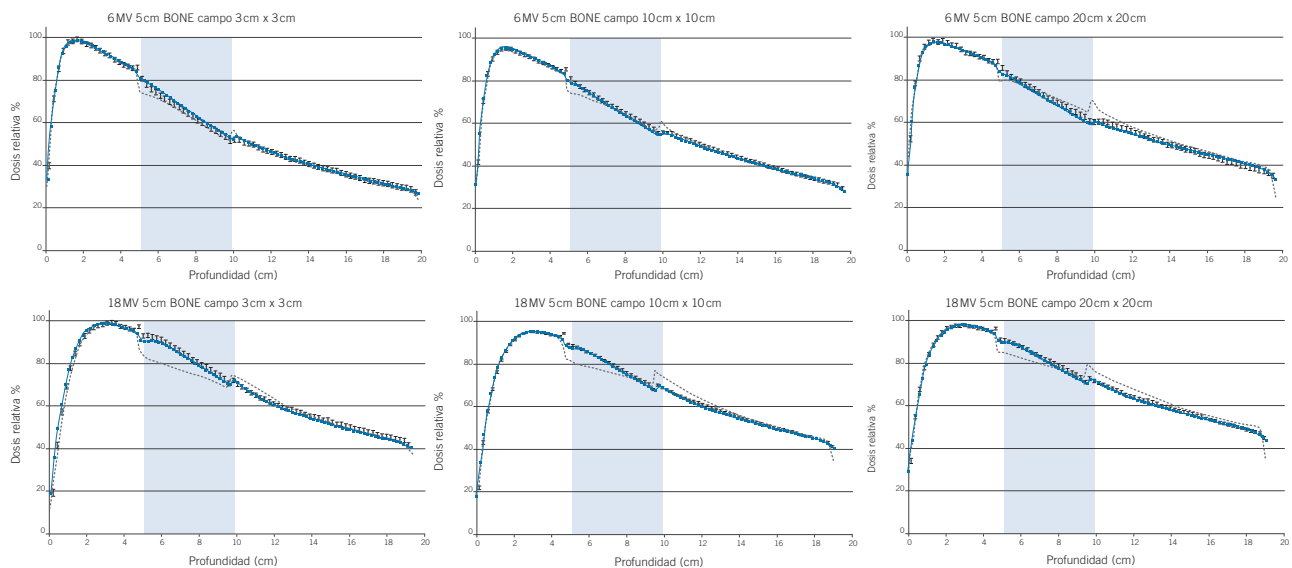
**Tabla 3.** Parámetros y número de historias utilizados en DOSXYZnrc para simular cada caso.

MANIQUÍ	Vóxel(dx,dy,dz) (cmxcmxcm)	E(MV)	CAMPO (cmxcm)	Nr	Ns	N(mill)	Nph(mill)
LUNG	0,4x0,4x0,25	6	3x3	50	50	10,4	0,21
LUNG	0,4x0,4x0,25	6	10x10	50	20	500	18
LUNG	0,4x0,4x0,25	6	20x20	25	20	750	30
LUNG	0,4x0,4x0,25	18	3x3	25	25	7	0,24
LUNG	0,4x0,4x0,25	18	10x10	25	25	175	7,6
LUNG	0,4x0,4x0,25	18	20x20	25	20	775	32,3
BONE	0,4x0,4x0,25	6	3x3	30	30	650	0,21
BONE	0,4x0,4x0,25	6	10x10	99	0	1500	18
BONE	0,4x0,4x0,25	6	20x20	10	30	300	30
BONE	0,4x0,4x0,25	18	3x3	25	25	7	0,24
BONE	0,4x0,4x0,25	18	10x10	17	40	306	7,6
BONE	0,4x0,4x0,25	18	20x20	25	25	800	32,3
MEDIASTINUM	0,4x0,4x0,2	6	10x10	68	0	1224	18
MEDIASTINUM	0,4x0,4x0,2	18	10x10	25	25	187	7,5
SLABS	0,25x0,3x0,25	6	10x10	68	0	1224	18
SLABS	0,25x3x0,25	18	10x10	25	25	180	7,5

Nr=Número de repetición de historias, Ns=Número de separación de fotones, N=Número de historias simuladas, Nph=Número de partículas en el espacio de fase.



**Fig. 2.** Resultados en el maniquí LUNG para 6MV (columna izquierda) y 18MV (columna derecha) y diferentes campos. La zona sombreada corresponde a la zona de la heterogeneidad. Se superponen las curvas de los tres algoritmos utilizados de acuerdo con la notación: MC — SCC — PR



**Fig. 3.** Resultados en el maniquí BONE para 6MV (columna izquierda) y 18MV (columna derecha) y diferentes campos. La zona sombreada corresponde a la zona de la heterogeneidad. Se superponen las curvas de los tres algoritmos utilizados de acuerdo con la notación: MC — SCC — PR

concretamente el máximo de cada energía (1,5 y 3 cm para 6 y 18MV respectivamente) de manera que no resulta afectado por ninguna heterogeneidad, excepto en el caso del maniquí SLABS donde es inevitable normalizar en PMMA700ICRU, si bien su densidad no difiere demasiado de la del agua.

### Cálculos con SCC y PR

Para los cálculos de superposición se ha utilizado una malla de 0,25 cm x 0,25 cm x 0,25 cm en todos los campos y maniqués. En los cálculos con el algoritmo PR se ha utilizado una malla de 0,3 cm x 0,3 cm x 0,3 cm.

## Resultados y discusión

Se comprobó que los porcentajes de dosis en profundidad y los perfiles de dosis en un maniquí de agua calculados con DOSXYZnrc coincidían con los experimentales, por lo que se dieron los seis espacios de fase por validados en agua dentro de la incertidumbre asociada al cálculo. Los resultados correspondientes a dicha validación se omiten por razones de espacio. La reproducción de porcentajes de dosis en profundidad y perfiles a 5, 10 y 20cm de profundidad mantuvo un índice gamma  $<1$  siempre para más del 95% de los datos estudiados en la comparación entre MC y datos experimentales utilizando un 2% de dosis relativa al máximo en dosis y 2mm en distancia.

En cuanto a los maniqués heterogéneos es necesario mencionar que la dosis viene expresada en las figuras que siguen como dosis absorbida en el medio, dado que es la salida natural de los algoritmos MC y SCC. En el caso del algoritmo PR, la dosis en el interior de heterogeneidades ha sido escalada de acuerdo con Siebers et al.<sup>28</sup>, utilizándose un factor de corrección uniforme por densidad electrónica y por espectro dado un material.

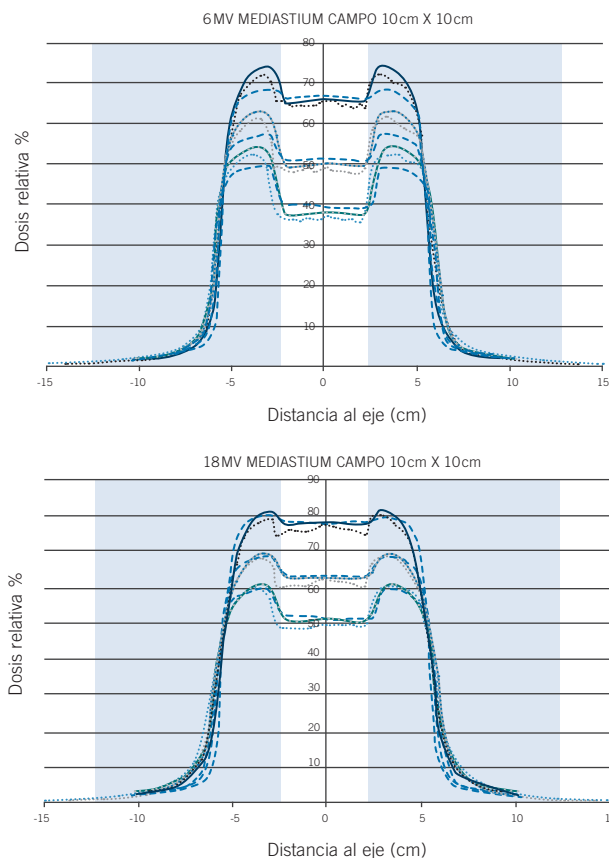
En la fig. 2 podemos observar el resultado en el maniquí LUNG, donde se superponen porcentajes de dosis en profundidad calculados con MC, SCC y PR. Para los tres campos y las dos energías utilizadas SCC presenta un comportamiento más cercano a MC que PR, siendo prácticamente igual para los campos 10cm x 10cm y 20cm x 20cm y existiendo más discrepancias en el caso del campo pequeño 3cm x 3cm, donde se encuentra algún punto que supera el 7% de diferencia con respecto a MC, especialmente en el caso de alta energía. Las razones para este desacuerdo son consistentes con la bibliografía<sup>4,18</sup> y se fundamentan en la pérdida de equilibrio electrónico para campos pequeños y alta energía, que sólo puede ser modelada correctamente a partir de cálculos MC, ya que los núcleos de dispersión en los que se fundamenta SCC están calculados en un maniquí de agua en condiciones de equilibrio y son directamente adaptados a las condiciones del paciente utilizando la densidad másica y electrónica que se va encontrando a lo largo del eje del cono colapsado.

En la fig. 3 se observa lo mismo para el maniquí BONE. Para este maniquí el acuerdo es mejor que para el maniquí LUNG para todos los campos y las dos energías. Si se observan diferencias entre MC y SCC se localizan en las interfases, donde puede haber algún punto que supere el 3% de diferencia en dosis relativa al máximo. En particular para campo pequeño el acuerdo continúa siendo muy bueno. Para 6MV el algoritmo PR no da resultados muy diferentes, siendo su desacuerdo bastante mayor para 18MV.

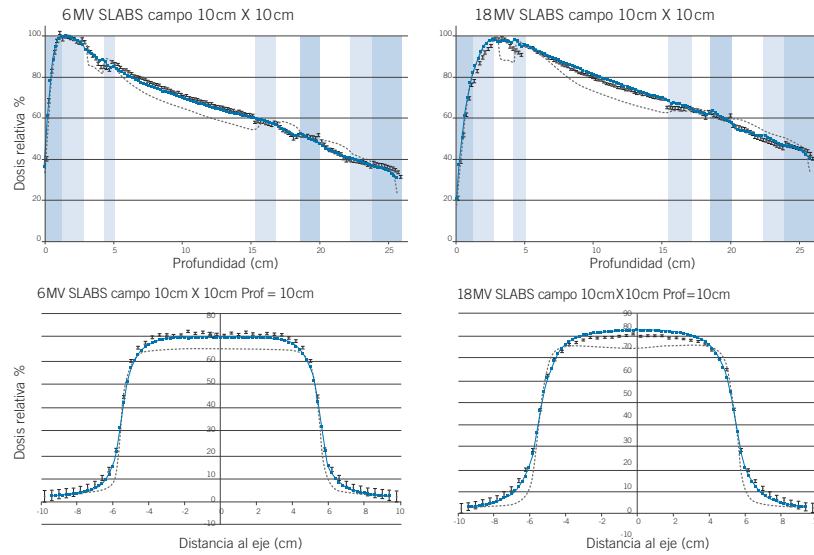
En el caso del algoritmo PR, pese a ser un algoritmo de elección en muchas geometrías, tal como era espe-

table<sup>18</sup> queda de manifiesto su limitación en el caso del interior de heterogeneidades de pulmón y hueso si bien tras ellas la dosis relativa vuelve a mostrarse de acuerdo para los tres tipos de cálculo.

La fig. 4 muestra los resultados para la geometría MEDIASTINUM para 6 y 18MV. Se presenta la comparación de tres perfiles a tres profundidades diferentes (10, 15 y 20cm) para los tres algoritmos estudiados. Los tres perfiles cruzan la heterogeneidad de baja densidad a diferentes alturas. MC y SCC muestran acuerdo en un entorno de un 3% de la dosis relativa al máximo para el 95% como mínimo de los puntos estudiados. Aún estando dentro de valores aceptables, se percibe que en general dentro de la heterogeneidad SCC sobrestima la corrección con respecto a MC, quizá debido a que en el eje central el valor MC también es inferior al obtenido con SCC. En el caso de esta geometría el algoritmo PR muestra una corrección en profundidad insuficiente para 6MV pero bastante acertada en el caso de 18MV, si bien se pone de manifiesto que la penumbra del haz



**Fig. 4.** Perfiles en el maniquí MEDIASTINUM para 6MV (arriba) y 18MV (abajo) a 3 profundidades distintas, del perfil más alto a al más bajo 10, 15 y 20cm. La zona sombreada corresponde a la zona de la heterogeneidad LUNG. Se superponen las curvas de los tres algoritmos utilizados de acuerdo con la notación: ..... MC — SCC ---- PR. Por razones de claridad en la imagen se han omitido las barras de incertidumbre del algoritmo MC.



**Fig. 5.** Porcentajes de dosis en profundidad y perfiles a 10cm de profundidad (dentro de pulmón) en el maniquí SLABS para 6MV (izquierda) y 18MV (derecha). Se superponen las curvas de los tres algoritmos utilizados de acuerdo con la notación: ..... MC — SCC - - - - PR

**Tabla 4.** Análisis gamma de las gráficas presentadas con los cálculos MC como referencia. Se compara el resultado del test gamma (% de puntos con  $\gamma < 1$  y  $\gamma < 2$ ) para los algoritmos SCC y PR. Los criterios utilizados han sido 3% en dosis relativa al máximo y 3mm en distancia de acuerdo con Fogliata et al<sup>18</sup>.

MANIQUÍ	E(MV)	CAMPO (cm x cm)	Gráfica	% puntos gamma < 1		% puntos gamma < 2	
				SCC	PR	SCC	PR
LUNG	6	3x3	%DD	92	76	100	78,4
LUNG	6	10x10	%DD	100	86,5	100	95
LUNG	6	20x20	%DD	97,2	79	100	89
LUNG	18	3x3	%DD	76,3	71,5	81,5	72,5
LUNG	18	10x10	%DD	100	77	100	86,4
LUNG	18	20x20	%DD	100	85	100	91,7
BONE	6	3x3	%DD	99,8	97	100	99,7
BONE	6	10x10	%DD	100	95,7	100	99,3
BONE	6	20x20	%DD	100	85,4	100	967
BONE	18	3x3	%DD	98	71,1	99,4	80,6
BONE	18	10x10	%DD	100	76,1	100	84,5
BONE	18	20x20	%DD	100	76,8	100	92,7
MEDIASTINUM	6	10x10	Prof 10 cm	98,6	83,4	100	100
MEDIASTINUM	6	10x10	Prof 15 cm	97,9	79,4	100	100
MEDIASTINUM	6	10x10	Prof 20 cm	97,1	74,1	100	100
MEDIASTINUM	18	10x10	Prof 10 cm	97,6	77,9	100	88,7
MEDIASTINUM	18	10x10	Prof 15 cm	97,6	82,7	100	90,5
MEDIASTINUM	18	10x10	Prof 20 cm	97,8	82,4	100	93,1
SLABS	6	10x10	%DD	97,3	60	100	72
SLABS	6	10x10	Prof 10 cm	100	40	100	50
SLABS	18	10x10	%DD	80,4	50	96,6	54,4
SLABS	18	10x10	Prof 10 cm	100	50	100	68



es más corta de lo que debería dentro de la heterogeneidad de baja densidad.

En la fig. 5 se presentan los resultados para la geometría SLABS. En este caso se presentan además dos perfiles para 6 y 18MV dentro de la heterogeneidad de pulmón. En ellos se puede apreciar que la penumbra del haz se modela adecuadamente comparando MC y SCC, dado que uno de los efectos conocidos de las heterogeneidades de baja densidad debido al mayor recorrido de los electrones secundarios es el ensanchamiento de las penumbras. SCC se muestra capaz de modelar este efecto no contemplado en el algoritmo PR.

En cuanto al tiempo de cálculo, a falta de incorporar nuevos elementos como excluir del cálculo de dispersión conos con *terma* inicial pequeño (dependencia con el tamaño de campo), para dos procesadores Intel Xeon X5570 a 2.93GHz, en un paciente de dimensiones 400mm x 150mm x 400mm, con una retícula de cálculo de 2.5mm (número de celdas  $160 \times 112 \times 160 = 2.867.200$ ) el tiempo de cálculo se estima en unos 50s.

## Análisis gamma

Se ha utilizado la simulación MC como referencia para calcular el % de puntos que cumplen un criterio gamma utilizando 3 mm en distancia y 3% de dosis relativa al máximo en dosis<sup>18</sup>. Se ha estudiado cada una de las gráficas presentadas más arriba lo que nos da un total de 38 comparaciones para los algoritmos de SCC y PR. Los resultados se presentan en la tabla 4, donde para cada tipo de campo y maniquí se especifica el % de puntos que superaron el criterio  $\gamma < 1$  y  $\gamma < 2$ . Estos parámetros pretenden representar la habilidad de cada algoritmo para reproducir los cálculos de referencia MC.

Del análisis de la tabla 4 se extrae la mejora que proporciona el algoritmo SCC frente a PR, cumpliéndose el criterio  $\gamma < 1$  en el 95% de los puntos para todos los casos excepto para tres campo 3cm x 3cm en pulmón, donde se han encontrado diferencias de hasta el 7% en dosis relativa para alta energía y dentro del maniquí SLABS donde se encuentran diferencias de hasta el 5% en algunos puntos. Los tres casos para el algoritmo SCC cumplen el criterio gamma extendido a 5%/3mm en el 95% de los puntos.

## Discusión

De acuerdo con el trabajo inicial de Ahnesjö<sup>3</sup>, se ha desarrollado un algoritmo de cono colapsado que puede ser configurado exclusivamente a partir de datos experimentales, gracias al modelado de la fluencia lateral del haz proporcionado por un algoritmo subyacente de *single pencil beam*. Los resultados obtenidos son consistentes con otros trabajos que examinan algorit-

mos de este tipo en presencia de heterogeneidades. En particular, en el caso de pulmón (LUNG) los resultados son comparables con el trabajo de Carrasco et al<sup>26</sup> aunque para el campo pequeño (en su caso 2cm x 2cm) los autores encontraron diferencias menores a las encontradas aquí, cuando comparaban un algoritmo de cono colapsado con cálculos MC. Los mismos autores realizaron un trabajo análogo para heterogeneidades de hueso<sup>27</sup> en el que obtenían resultados muy similares a los aquí expuestos cuando comparaban un algoritmo de cono colapsado y cálculos MC en el interior de la heterogeneidad, apreciándose en nuestro caso un mejor acuerdo para campo pequeño y baja energía. Fogliata et al<sup>18</sup> presentan un estudio exhaustivo de diferentes algoritmos comerciales en presencia de heterogeneidades, incluyendo pulmón y hueso. Aunque la heterogeneidad de pulmón "normal" que estudian es mayor que la considerada en el presente trabajo como LUNG, los resultados para los algoritmos de cono colapsado son muy parecidos, lo cual es también extensible al maniquí de hueso utilizado. En particular, estos autores utilizan una heterogeneidad de muy poca densidad denominada pulmón "ligero", muy exigente y que podría indicar una futura comparación a realizar con SCC.

En cuanto a los maniqués MEDIASTINUM y SLABS, los resultados obtenidos son equiparables a las presentes en el artículo original de Ahnesjö<sup>3</sup>, aunque sólo es comparable el caso de 6MV que está presente en ambos trabajos. En MEDIASTINUM, teniendo en cuenta perfiles perpendiculares al haz, en el trabajo de Ahnesjö se puede apreciar que la altura de los picos con respecto al valle de la columna central es inferior a la calculada en nuestro caso (fig. 4,6MV) lo que se puede explicar porque la densidad de los materiales utilizados como pulmón es diferente, siendo menor en el caso del presente trabajo. En el caso de SLABS la concordancia entre MC y SCC es buena para alta y baja energía sin que se aprecien grandes diferencias con respecto al trabajo precedente.

En resumen, en la bibliografía encontramos resultados para otros algoritmos de superposición de cono colapsado compatibles con los obtenidos en el desarrollado, siendo interesante para futuros trabajos el estudio de campos pequeños, que podría indicar posibles acciones de mejora del algoritmo SCC.

## Conclusiones

Se ha desarrollado un algoritmo denominado SCC basado en núcleos puntuales de deposición de energía, extraídos a partir de datos experimentales: TMR y perfiles de dosis a diferentes profundidades y campos. El cálculo en paciente utiliza un método de cono colapsado que permite acelerar la superposición hasta conseguir tiempos de cálculo aceptables utilizando procesadores estándar. Para modelar la fluencia lateral

que incide sobre el paciente se apoya en un modelo previo de *single pencil beam*.

El algoritmo SCC desarrollado presenta un cálculo mejorado de la dosis en el interior de heterogeneidades de pulmón y hueso frente al cálculo realizado por algoritmos más simples, siendo capaz de modelar de manera más exacta la dispersión de electrones secundarios en pulmón y el comportamiento en el interior de heterogeneidades de hueso. En particular en el caso de tratamientos donde el PTV está rodeado por tejido equivalente a pulmón, la utilización de un algoritmo como el SCC supone que los histogramas dosis volumen cambiarán con respecto a los calculados por un algoritmo más sencillo. La cobertura del PTV se verá empeorada debido al ensanchamiento de la penumbra y la dosis en pulmón será un poco más elevada debido a la mejor reproducción del efecto de dispersión en la heterogeneidad de baja densidad<sup>25</sup>. Este último hecho conlleva que SCC puede ser considerado el algoritmo de elección de PCRT3D en localizaciones como pulmón o cabeza y cuello, aquellas en las que las heterogeneidades juegan un papel más importante.

## Bibliografía

- Hounsely AR, Wilkinson JM. Head scatter modelling for irregular field shaping and beam intensity modulation. *Phys Med Biol* 1997;42:1737-49.
- Papanikolaou N, Battista JJ, Boyer AL, Kappas C, Klein E, Mackie TR, et al. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. Report of Task Group No. 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine. 2004.
- Ahnesjö A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys* 1989;16:577-92.
- Ahnesjö A and Andreo P. Determination of effective bremsstrahlung spectra and electron contamination for photon dose calculations. *Phys Med Biol* 1998;34:1451-64.
- Seltzer SM, Berger MJ. Bremsstrahlung Energy Spectra from Electrons with Kinetic Energy 1 keV-10 GeV Incident on Screened Nuclei and Orbital Electrons of Neutral Atoms with  $Z = 1-100$ . At Data Nucl Data Tables 1986;35:345-418.
- Press W, Teukolsky S, Vetterling W, Flannery B. Numerical Recipes: The Art of Scientific Computing. Third edition. Cambridge University Press. 2007.
- Mackie TR, Bielajew AF, Rogers DW, Battista JJ. Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code. *Phys Med Biol* 1988;33:1-20.
- Mainegra-Hing E, Rogers DWO, Kawrakow I. Calculation of photon energy deposition kernels and electron dose point kernels in water. *Med Phys* 2005;32:685.
- Ahnesjö A, Aspradakis MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Phys Med Biol* 1999;44:R99-155.
- Storchi PR, van Battum LJ, Woudstra E. Calculation of a pencil beam kernel from measured photon beam data. *Phys Med Biol* 1999;44:2917-28.
- Storchi P, Woudstra E. Calculation of the absorbed dose distribution due to irregularly shaped photon beams using pencil beam kernels derived from basic beam data. *Phys Med Biol* 1996;41:637-56.
- Storchi P, Woudstra E. Calculation models for determining the absorbed dose in water phantoms in off-axis planes of rectangular fields of open and wedged photon beams. *Phys Med Biol* 1995;40:511-27.
- Salvat F, Fernandez-Varea JM, Sempau J. PENELOPE-2003: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. NEA 2003.
- Rogers DWO, Ma CM, Walters B, Ding GX, Sheikh-Bagheri D. BEAMnrc users manual. NRCC Report PIRS-0509(A) revG. 2006.
- Walters B, Rogers DWO. DOSXYZnrc users manual. NRCC Report PIRS-794. 2006.
- Rogers DW, Faddegon BA, Ding GX, Ma CM, We J, Mackie TR. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 1995;22:503-24.
- Gardner J, Siebers J, Kawrakow I. Dose calculation validation of VMC++ for photon beams. *Med Phys* 2007;34:1809-18.
- Fogliata A, Vanetti E, Albers D, Brink C, Clivio A, Knöös T, et al. On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations. *Phys Med Biol* 2007;52:1363-85.
- Cranmer-Sargison G, Beckham WA, Popescu IA. Modelling an extreme water-lung interface using a single pencil beam algorithm and the Monte Carlo method. *Phys Med Biol* 2004;49:1557-67.
- Ma CM, Mok E, Kapur A, Pawlicki T, Findley D, Brain S, et al. Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system. *Med Phys* 1999;26:2133-43.
- Li JS, Pawlicki T, Deng J, Jiang SB, Mok E, Ma CM. Validation of a Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol* 2000;45:2969-85.
- du Plessis FC, Willemsse CA, Lötter MG, Goedhals L. Comparison of the Batho, ETAR and Monte Carlo dose calculation methods in CT based patient models. *Med Phys* 2001;28:582-9.
- Huang CY, Chu TC, Lin SY, Lin JP, Hsieh CY. Accuracy of the convolution/superposition dose calculation algorithm at the condition of electron disequilibrium. *Appl Radiat Isot* 2002;57:825-30.
- Knöös T, Wieslander E, Cozzi L, Brink C, Fogliata A, Albers D, et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med Biol* 2006;51:5785-807.
- Tsiakalos MF, Stathakis S, Plataniotis GA, Kappas C, Theodorou K. Monte Carlo dosimetric evaluation of high energy vs low energy photon beams in low density tissues. *Radiother Oncol* 2006;79:131-8.
- 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;31:2899-911.
- Carrasco P, Jornet N, Duch MA, Panettieri V, Weber L, Eudaldo T, et al. Comparison of dose calculation algorithms in slab phantoms with cortical bone equivalent heterogeneities. *Med Phys* 2007;34:3323-33.
- 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:L17-9.

# Un método para la predicción de colisiones mecánicas y de intersecciones del haz con la mesa de tratamiento

## A method for detection of mechanical collisions and couch-beam intersections

**P Sánchez Galiano, D Crelgo Alonso, JM González Sancho, J Vivanco Parellada, J Fernández García, B Barbés Fernández, M Pamos Ureña, T Monserrat Fuertes**

Unidad de radiofísica. Hospital Universitario Central de Asturias.

Fecha de Recepción: 02/10/2009 - Fecha de Aceptación: 25/11/2009

Se describen dos aplicaciones informáticas diseñadas para evitar las colisiones mecánicas entre el cabezal y la mesa de la unidad de tratamiento y el bloqueo de los haces de radiación por partes de la mesa no radiotransparentes. Ambos programas utilizan secciones transversales simplificadas y están basados en una rutina muy sencilla. Se detallan los algoritmos y las interfaces gráficas desarrolladas, así como las pruebas que se realizaron para asegurar su correcto funcionamiento. A pesar de la relativa sencillez del planteamiento los resultados son satisfactorios, obteniéndose una exactitud de 5 mm en las predicciones.

**Palabras clave:** Colisiones mecánicas, bloqueo de haces, planificación de tratamientos, radioterapia externa.

Two software applications for avoiding mechanical collisions and beam blocking by the couch are described. The method used is based on a simplified model of the couch cross-sections and a very simple routine. The algorithms employed and the graphical interfaces developed are described, along with several software implementation tests. The accuracy of predictions was within 5 mm, therefore the results are satisfactory despite the simple approach assumed.

**Key words:** Mechanical collisions, beam blocking, treatment planning, external radiotherapy.

## Introducción

La implantación de técnicas modernas en la radioterapia externa ha incrementado notablemente la complejidad de los tratamientos. Conforme se ha ido reduciendo la estandarización en la configuración geométrica de los haces ha aumentado la probabilidad de que se produzcan colisiones mecánicas entre el brazo y la mesa de la unidad, y también la de que los haces se vean distorsionados al atravesar partes de la mesa no radiotransparentes antes de incidir en el paciente. Además no hay que olvidar que los sistemas de planificación de propósito general no suelen incluir mecanismos que permitan tener en cuenta estas situaciones.

Evidentemente es importante poder predecir la colisión del brazo con la mesa, sobre todo en los tratamientos donde los haces van secuenciados automáticamente y los operadores no tienen que entrar en la

sala para pasar de uno a otro. De hecho algunos autores han desarrollado con este propósito herramientas muy completas<sup>1</sup>, aunque su uso no se ha generalizado. Pero también es muy conveniente poder prever si los haces atraviesan partes de la mesa que puedan alterarlos antes de incidir en el paciente. Como es bien conocido, las piezas metálicas generan gran distorsión, pero incluso las fabricadas con fibra de carbono producen atenuación no despreciable<sup>2-4</sup>, incremento de la dosis en la piel y disminución de la profundidad del máximo de dosis<sup>5,6</sup>. De hecho, de nuestras mediciones en la mesa Varian Exact, compuesta casi completamente de fibra de carbono, para haces de fotones de distintas energías, se deduce que la atenuación producida puede llegar a ser del 16% y 9% para RX de 6MV y 18MV respectivamente. Estos resultados son concordantes con los publicados por distintos autores, en particular con los obtenidos por Vieira et al.<sup>4</sup>, que para el mismo

\* Correspondencia  
E-mail: pedroantonio.sanchez@sespa.princast.es

modelo de acelerador y mesa encontraron una atenuación de hasta el 15% para la energía de RX de 6MV.

El problema de incluir en la planificación dosimétrica la mesa de la unidad puede abordarse de dos maneras. Una de ellas es modelarla en el planificador e incluirla en el cálculo de la dosis<sup>2,7</sup>. También se puede diseñar el tratamiento de forma que el brazo y los haces la esquiven<sup>8,9,10</sup>. En este último caso es necesario conocer durante la planificación el rango permitido de los parámetros geométricos, o al menos poder determinar si existe intersección de los haces con la mesa o peligro de colisión para una determinada configuración, y en su caso cambiar algún parámetro hasta encontrar un tratamiento aceptable y que pueda ser llevado a la práctica.

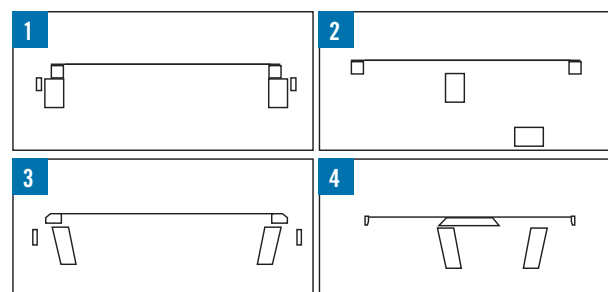
En este trabajo se presentan dos programas informáticos: uno de ellos es una aplicación gráfica que permite visualizar de forma rápida la configuración geométrica de la mesa y del haz de tratamiento, y que está pensada para servir de ayuda durante el proceso de planificación; el otro programa revisa los planes de forma automática para detectar si hay algún haz con problemas de colisión o de intersección, y permitir así modificar los parámetros geométricos de la mesa para ajustarla a las restricciones. Está implementado como un módulo incorporado a la aplicación utilizada en el sistema de garantía de calidad de las dosimetrías<sup>11</sup>. También se explican detalladamente las pruebas realizadas para comprobar el funcionamiento de ambas aplicaciones.

## Material y métodos

### Equipamiento

Se realizaron medidas geométricas en dos modelos distintos de acelerador, el Clinac 2100 C/D de Varian y el Precise de Elekta. Para las dos máquinas, se midieron la distancia desde la fuente a la pieza del cabezal más alejada en la dirección del eje del haz y la anchura de dicha pieza a esa distancia, repitiendo las medidas con cada uno de los dispositivos disponibles, es decir, aplicadores de electrones y de sujeción de moldes. También se midieron las partes de la mesa que pueden verse involucradas en colisiones con el brazo o que pueden bloquear los haces. En la mesa Varian Exact se tuvieron en cuenta dos gruesas barras longitudinales trasladables y un tablero que va situado encima, todo fabricado en fibra de carbono. Cada una de estas barras puede desplazarse lateralmente desde el centro hacia un extremo, lo que permite esquivar el haz de radiación. Por su parte el tablero está dividido en dos zonas. En un lado tiene un marco grueso con una zona ancha de rejilla, y en el otro un marco más fino con una barra central de refuerzo y dos pequeñas áreas de rejilla a ambos lados. El tablero admite así dos posiciones, ya que puede rotarse 180° de forma que quede un lado o

el otro hacia el brazo de la máquina, dependiendo de la localización del volumen de tratamiento y del ángulo de entrada de los haces. Se incluyeron también dos rieles laterales metálicos situados uno a cada lado, que sirven para facilitar el arrastre manual la mesa y la colocación de dispositivos auxiliares, y que son fácilmente desmontables. Para la mesa del acelerador Elekta Precise se modelaron dos gruesas barras metálicas con forma de C situadas bajo el tablero, que aseguran la rigidez de la mesa y que pueden girar 180° alrededor de un eje en la dirección longitudinal de la mesa para permitir a los haces esquivarlas. Además se incluyó el soporte donde se apoya el paciente, que está formado por un bastidor metálico y una malla de cuerdas cruzadas similar a una raqueta de tenis, y que puede desplazarse lateralmente. También se tuvieron en cuenta dos rieles metálicos laterales desmontables similares a los de la mesa de Varian. Todas estas medidas se utilizaron para crear un modelo bidimensional correspondiente a una sección transversal normal al eje longitudinal de la mesa a la altura del isocentro para cada uno de los aceleradores (fig. 1).



**Fig. 1.** Secciones transversales de la mesa de tratamiento. (1) Configuración estándar del Elekta Precise. (2) Elekta Precise con las barras en C a 90° y 180°. Están quitadas las barras laterales. (3) Configuración estándar del Varian Clinac. (4) Varian Clinac con el tablero por la zona estrecha, barras a 18 y 8cm. Están quitadas las barras laterales.

### Simulación gráfica del tratamiento

Una vez determinadas las dimensiones geométricas de los aceleradores se desarrolló una interfaz gráfica, en el lenguaje de programación Microsoft Visual Basic 6.0, que permite visualizar la disposición del brazo y de la mesa. Al usuario se le muestra la proyección del haz sobre un plano perpendicular al eje longitudinal de la mesa y que pasa por el isocentro. Aparecen representados gráficamente los extremos y el eje del haz junto con las secciones transversales de los distintos componentes de la mesa (fig. 2). Los datos se introducen manualmente, y por tanto es necesario utilizar las herramientas de medida de distancias del planificador para conocer la posición lateral y vertical

del isocentro respecto de la mesa. El programa permite la modificación de todos los parámetros geométricos de interés de la máquina, con excepción de la rotación isocéntrica de la mesa, siendo posible variar los ángulos de giro del brazo y del colimador, el tamaño de campo, la posición del isocentro del haz y la de las distintas piezas móviles de la mesa. De esta forma, durante el proceso de planificación, puede chequearse de manera rápida si existe peligro de colisión o si el haz está bloqueado, y si así fuera puede modificarse el plan hasta conseguir uno aceptable y que pueda llevarse a cabo sin problemas en la unidad de tratamiento.

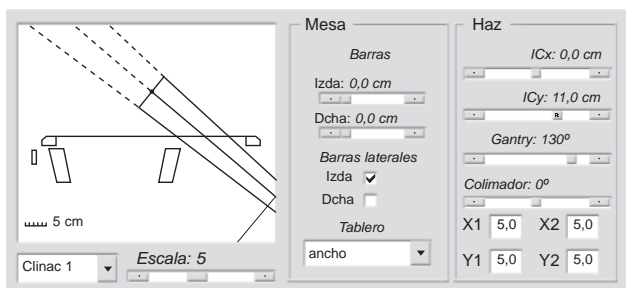


Fig. 2. Aplicación para la simulación gráfica de los tratamientos.

## Módulo de verificación automática

Tomando como base la interfaz gráfica descrita en el apartado anterior, se creó una extensión para la aplicación utilizada para la revisión automática de las planificaciones. Como se explica en un trabajo previo<sup>11</sup>, este sistema, diseñado e implementado por los autores, revisa la posible existencia de incongruencias en los datos del tratamiento. Si durante la revisión se detecta algún problema se genera un aviso, distinguiéndose entre no conformidades y defectos. Una no conformidad es el incumplimiento de algún requisito de la dosimetría, mientras que un defecto es una no conformidad que produce un plan que no puede llevarse a la práctica. Así que se producen dos tipos distintos de aviso, el normal para las no conformidades y el grave para los defectos. El sistema es capaz de detectar con la suficiente antelación las no conformidades de las planificaciones y hace posible que se puedan modificar hasta adecuarlas a las restricciones.

A esta verificación se han añadido el chequeo automático de las colisiones mecánicas y el de la intersección del haz con la mesa. En el caso de que el haz atraviese alguna pieza de fibra de carbono se genera un aviso normal, pero si la pieza atravesada es metálica o si existe riesgo de colisión entonces el aviso es grave, dado que se considera inadmisibles llevar a cabo la irradiación en esas condiciones. El programa presenta una

ventana desde la que se puede modificar la posición de las partes móviles de la mesa y el desplazamiento lateral del isocentro con respecto al tablero (fig. 3), no siendo necesario introducir manualmente ningún otro dato. También es posible imprimir un documento destinado a los técnicos de radioterapia donde se detallan los parámetros geométricos de los haces y de la mesa, y que se adjunta al informe dosimétrico. Las piezas que más habitualmente se modifican en las planificaciones son el tablero y las dos barras que van debajo en el acelerador Clinac y las barras metálicas en C en el Precise. Para reproducir el desplazamiento lateral de las barras de la mesa de Varian se diseñaron dos pequeñas reglas en papel y se pegaron en la parte inferior del tablero. Por su parte, las barras en C de la máquina de Elekta pueden girar solo ángulos fijos con saltos de 30°, así que es muy sencillo reproducir la posición planificada que aparece en el informe. Como medida de precaución, en dicho documento también se incluyen los límites seguros del desplazamiento lateral de la mesa, que no deberían sobrepasarse en ningún caso durante el tratamiento.

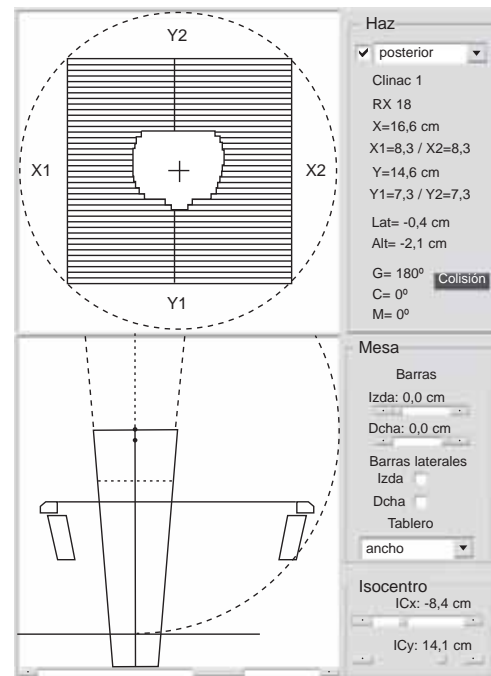


Fig. 3. Aplicación para el chequeo automático. Se muestra un plan donde se ha detectado una posible colisión.

A continuación se describen con detalle los algoritmos utilizados. Se utiliza un modelo bidimensional, ya que no se tiene en cuenta el giro isocéntrico de la mesa, lo que en nuestro caso no supone una gran restricción porque son pocos los tratamientos con haces no coplanares. Siempre se trabaja en un plano normal al eje longitudinal de la mesa que pasa por el isocentro de la máquina. El origen del sistema de referencia se sitúa en

la mitad de la cara superior del tablero a igual distancia de ambos bordes. El eje Y coincide con la dirección del movimiento vertical de la mesa, y el X con la del movimiento lateral, con los valores positivos hacia arriba y hacia la derecha respectivamente, mirando desde la mesa hacia el brazo. Cada pieza independiente de la mesa está representada por un contorno, es decir, por un conjunto de puntos unidos por segmentos rectos. Así se puede variar la posición de las partes móviles modificando las coordenadas de los puntos de su contorno. Para detectar si un determinado ángulo de giro del brazo provocará colisión del cabezal con la mesa se comienza identificando el arco en que es posible que pueda producirse el choque. Para ello se definen dos puntos,  $P_1$  y  $P_2$ , en el cabezal de la máquina (fig. 4.1). El primero se sitúa en el eje del haz a ras de la pieza de la cabeza más alejada de la fuente. El segundo se localiza en el extremo lateral de esa misma pieza hacia el lado hacia el que gira el brazo. El riesgo de colisión aparece a partir del ángulo que hace que el punto  $P_2$  alcance la cara superior del tablero, que es la parte más alta de la mesa (fig. 4.2). Este peligro desaparece en el momento en que el brazo alcanza el ángulo que hace que el punto  $P_1$  esté por debajo de la pieza de la mesa situada más abajo (fig. 4.3). El valor de la coordenada y de  $P_1$  y de  $P_2$  para un determinado ángulo del brazo C es

$$P_{1y} = I_y + L \cos_{ci} \tag{1}$$

$$P_{2y} = I_y + L \cos_{ci} - T |\sin_{ci}| \tag{2}$$

siendo  $I_y$  la coordenada y del isocentro, es decir, la distancia en vertical del isocentro a la parte superior del tablero de la mesa,  $L$  la distancia del isocentro a  $P_1$  y  $T$  la distancia entre  $P_1$  y  $P_2$  (fig. 4.2).

Como se ha dicho, el riesgo de colisión empieza cuando el punto  $P_2$  llega a la altura de la parte superior del tablero, es decir, cuando  $P_{2y} = 0$ . A partir de la ecuación (2) y teniendo en cuenta la conocida relación trigonométrica

$$\sin^2 \alpha + \cos^2 \alpha = 1 \tag{3}$$

puede deducirse fácilmente que el ángulo inicial del arco de posible colisión se obtiene de

$$c_i = \arcsen \left[ \frac{A}{L} \right] \tag{4}$$

donde

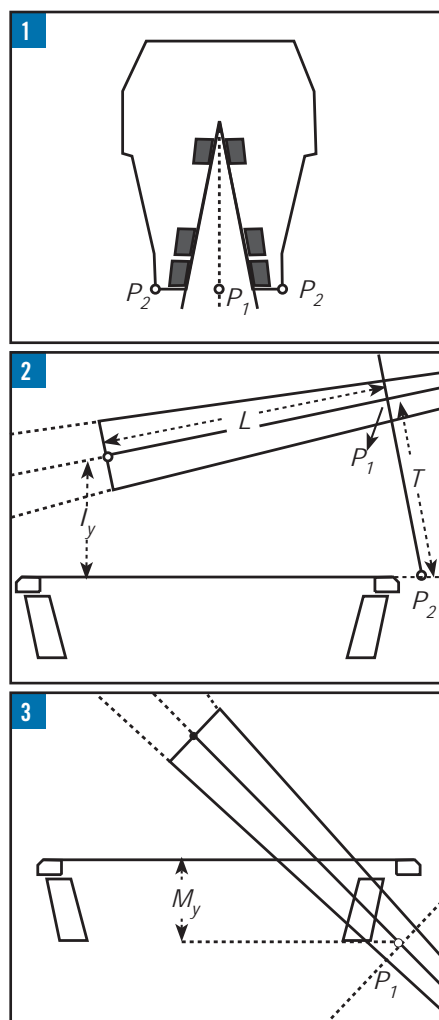
$$A = \frac{T I_y + \sqrt{L^4 + T^2 L^2 - L^2 I_y^2}}{T^2 + L^2} \tag{5}$$

Si el ángulo de giro del brazo en el haz que se está analizando se produce en la dirección de las agujas del reloj  $C_f$  toma un valor positivo. Por el contrario, si el giro es en el otro sentido  $C_f$  es negativo.

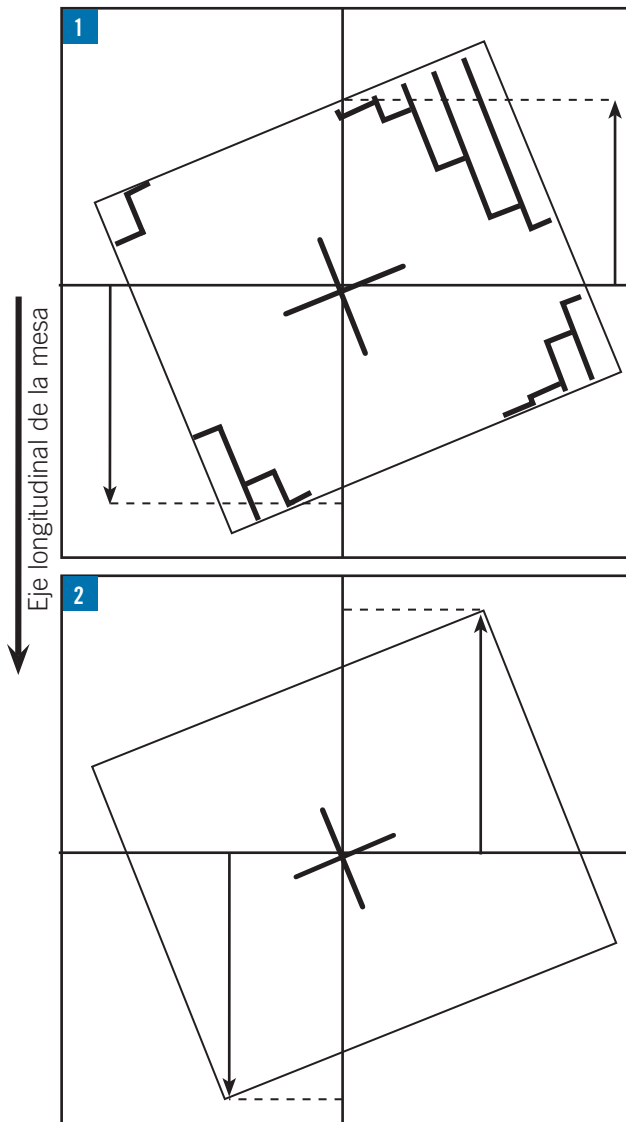
De la misma forma, el riesgo de que el cabezal colisione con la mesa termina cuando el punto  $P_1$  pasa por debajo de la pieza de la mesa que se encuentre situada más abajo, es decir, cuando  $P_{1y} = M_y$ , siendo  $M_y$  la coordenada vertical del punto más bajo de la mesa (fig. 4.3). De la ecuación (1) se deduce que el ángulo final del arco de posible colisión viene dado por

$$c_f = \arccos \left[ \frac{M_y - I_y}{L} \right] \tag{6}$$

De nuevo  $C_f$  es positivo para los haces con giro del brazo en el sentido de las agujas del reloj y negativo en caso contrario.



**Fig. 4.** (1) Definiciones de  $P_1$  y  $P_2$ . (2) Ángulo del brazo donde comienza el riesgo de colisión. (3) Ángulo del brazo donde desaparece el riesgo de colisión. Ver texto.

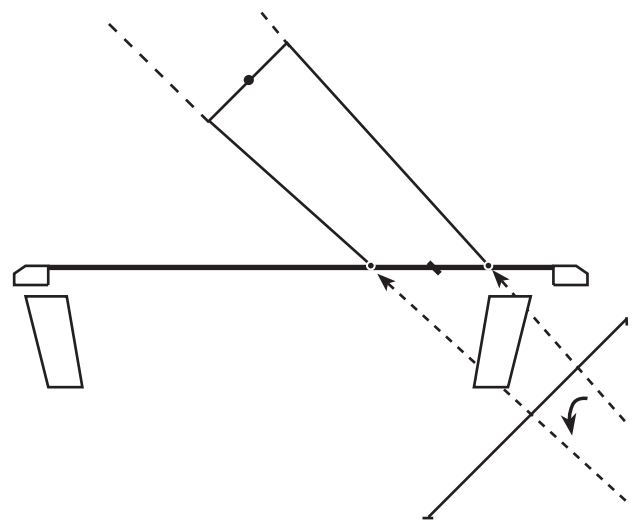


**Fig. 5.** Determinación de los límites del campo proyectado sobre el plano de trabajo.

Una vez que se ha identificado el arco de posible colisión, el algoritmo pasa a resolver si efectivamente se produciría la colisión con esa determinada configuración. Para ello sitúa el brazo en el ángulo inicial, traza un segmento de recta entre los puntos  $P_1$  y  $P_2$  y comprueba si atraviesa alguno de los contornos que definen la mesa, es decir, si este segmento  $P_1P_2$  se interseca con alguno de los segmentos que componen cada contorno. Se repite esta operación aumentando el ángulo de giro del brazo a intervalos de un grado hasta llegar al ángulo final, de forma que se realice un barrido de todo el arco. Si se detecta una colisión el sistema produce un aviso grave.

El algoritmo para detectar si el haz atraviesa la mesa funciona de una manera parecida. En primer

lugar se obtienen los límites del campo proyectado sobre el plano de trabajo. Esta proyección permite tener en cuenta todo el campo de tratamiento, aunque esté conformado o tenga el colimador girado, con la única restricción de considerar que el contorno de la mesa no varía en toda la zona incluida dentro del haz. En la fig. 5 se muestran dos ejemplos de la manera de determinar los límites del campo proyectado sobre el plano de trabajo, que es el perpendicular al dibujo y a la dirección longitudinal de la mesa, y contiene al eje del haz. Se muestra un campo conformado con el colimador multilámina (fig. 5.1) y otro sin conformar (fig. 5.2). Una vez hecho esto se genera un segmento recto que va desde la fuente de radiación hasta la piel por uno de los extremos del campo proyectado. Como el segmento sólo llega hasta la piel, se evita el falso positivo que se produciría al detectar el bloqueo del haz una vez atravesado el paciente. A continuación el algoritmo gira el segmento dejando fijo el extremo de la fuente, de forma que se barre todo el campo proyectado, desde un límite al otro (fig. 6), y se comprueba si los segmentos rectos así generados se intersecan con los contornos de las distintas piezas de la mesa. Se distingue entre piezas transparentes, como la rejilla del tablero, que no son tenidas en cuenta, piezas semitransparentes, como las barras longitudinales de fibra de carbono de la mesa Varian, y piezas opacas, que son todas las metálicas. Si el haz atraviesa una parte semitransparente se genera un aviso normal. Sin embargo, si se interseca con una pieza metálica el aviso generado es grave, para advertir al usuario del peligro de llevar a cabo el tratamiento con esa configuración.



**Fig. 6.** Funcionamiento del algoritmo de detección de bloqueos del haz. Ver texto.

## Resultados

### Detección de colisión

Para comprobar el correcto funcionamiento del algoritmo de detección de colisiones se hicieron dos pruebas. En primer lugar se midió, para distintas alturas de la mesa, el mayor desplazamiento lateral que permite girar el brazo hasta 180° sin colisionar. En la tabla 1 aparece la comparación entre los valores medidos y los calculados para ambos aceleradores. Puede verse que la diferencia máxima entre el valor medido y el calculado fue de 5 mm.

En la otra prueba realizada se situó el brazo en un determinado ángulo y se midió el desplazamiento lateral de la mesa que provoca el choque. Los resultados se reflejan en la tabla 2. Al igual que en la anterior prueba, la mayor diferencia encontrada entre el valor medido y el calculado fue de 5 mm.

A la luz de estos resultados, se decidió activar la alerta anticolidión en la aplicación de chequeo auto-

mático 15 mm antes de alcanzar la posición lateral de la mesa donde el programa predice que se producirá el choque. De esta forma se dispone de un margen de seguridad adecuado.

### Detección del bloqueo del haz

Para medir la fiabilidad del algoritmo de detección de intersecciones del haz con partes radiopacas de la mesa se diseñaron varios escenarios, con haces posteriores y posiciones determinadas de las distintas piezas móviles de la mesa. Por precisión y facilidad se utilizó la abertura de uno de los colimadores para tomar medidas. De esta forma, para cada configuración se midió el tamaño de la mandíbula que hace que el haz toque la mesa y se comparó con los valores calculados por el programa. Se consideraron 6 escenarios en cada máquina, 12 en total, encontrándose una diferencia máxima de 4 mm entre los valores medidos y los calculados.

**Tabla 1.** Máximo desplazamiento lateral de la mesa que permite un giro seguro del brazo hasta 180°.

Altura del isocentro (cm)	Posición lateral (cm)			
	Varian Clinac		Elekta Precise	
	Medido	Calculado	Medido	Calculado
5	-13.3 / 12.9	-12.8 / 12.8	-13.5/13.5	-13.7/13.7
10	-10.8 / 10.5	-10.5 / 10.5	-11.3/11.3	-11.5/11.5
15	-7.1 / 6.8	-6.8 / 6.8	-8.4/8.3	-8.6/8.6
20	-2.0 / 1.8	-1.6 / 1.6	-4.2/4.3	-4.4/4.4

**Tabla 2.** Desplazamiento lateral de la mesa hasta la colisión con el cabezal.

Altura del isocentro (cm)	Ángulo del brazo(°)	Posición lateral (cm)			
		Varian Clinac		Elekta Precise	
		Medido	Calculado	Medido	Calculado
15	270 / 90	-13.9 / 13.5	-13.4 / 13.4	-15.8/16.5	-16.0/16.0
15	250 / 110	-9.9 / 9.6	-9.6 / 9.6	-9.8/9.6	-10.1/10.1
15	230 / 130	-7.1 / 6.9	-6.8 / 6.8	-8.8/8.7	-8.7/8.7
8	270 / 90	-13.8 / 13.5	-13.4 / 13.4	-16.2/16.0	-16.0/16.0
8	250 / 110	-12.5 / 12.1	-12.1 / 12.1	-12.5/12.4	-12.6/12.6
8	230 / 130	-13.0 / 12.7	-12.7 / 12.7	-14.9/15.1	-14.7/14.7



## Discusión

La diferencia entre las predicciones y las medidas puede atribuirse en parte a la relativa sencillez del modelo, ya que, con el fin de no ralentizar excesivamente los cálculos, las piezas se simplificaron al máximo, y se supuso que todas ellas tienen aristas afiladas, mientras que las unidades de tratamiento están diseñadas con los bordes redondeados. Además hay piezas en la mesa e incluso en el propio brazo (p.e.: el anillo del dispositivo anticolidión del acelerador Precise) que tienen cierta holgura, lo que explica que las medidas no sean simétricas a uno y otro lado de la mesa.

Como se ha referido anteriormente, el método descrito tiene algunas limitaciones. Una de ellas es considerar el giro isocéntrico de la mesa siempre a  $0^\circ$ , pero como ya se explicó, el número de tratamientos afectados por esta restricción es bastante reducido. Otra es suponer que el contorno transversal de la mesa es constante a lo largo de su eje longitudinal, pero esto en teoría no debería tener importancia, ya que el paciente tiene que ser posicionado sobre el tablero de forma que el área a irradiar coincida con la ventana de tratamiento de la mesa, y en esta zona su contorno sí es invariable. También hay que tener en cuenta que por diseño el programa sólo analiza un sentido de giro del brazo, y que por tanto se asume implícitamente que no puede rotar más allá de  $180^\circ$ , aunque de la experiencia se deduce que esta limitación no es muy importante. Por último es necesario subrayar que si no se dispone de los adecuados dispositivos de inmovilización de pacientes no puede asegurarse que la posición lateral relativa de estos respecto de la mesa se conserve desde el escáner hasta la unidad de tratamiento. En esta situación, se pueden minimizar los errores si en ambas máquinas se pone especial cuidado en centrar al paciente sobre el tablero. De todas formas en el informe geométrico se recalca que la posición de las partes móviles de la mesa y la coordenada lateral del isocentro son valores recomendados, que no eximen de la comprobación por parte del técnico. Además en dicho documento se especifican los desplazamientos laterales máximos de la mesa que permiten realizar el tratamiento con seguridad, y que nunca deberían ser rebasados.

Por otra parte, es cierto que existen disponibles otros métodos de predicción de colisiones que permiten descripciones más completas, aunque también más complejas, de los aceleradores. Pero de la experiencia se deduce que la verdadera potencia del método descrito está en la automatización de las revisiones de los planes de tratamiento.

No hay que olvidar que conforme aumenta la complejidad de los tratamientos se hace más difícil encontrar una única configuración geométrica de la

mesa admisible para todos los haces del plan. Nuestra opinión es que los esfuerzos deben ir dirigidos a incluir dentro de los cálculos del sistema de planificación el modelado de la mesa, al menos el de aquellas que estén fabricadas con fibra de carbono. De esta forma las piezas móviles podrían quedar fijas en una posición, y así para cada valor de la altura de la mesa se podrían determinar fácilmente los desplazamientos laterales máximos del tablero para evitar colisiones.

Los autores se muestran dispuestos a compartir los programas ejecutables, o incluso el código, mediante solicitud expresa, si bien es cierto que ambas aplicaciones están adaptadas al equipamiento y los procesos de trabajo locales.

## Conclusiones

Durante la planificación de los tratamientos siempre es ventajoso conocer los límites prácticos de los distintos parámetros geométricos para cada paciente particular. En este sentido, la aplicación de simulación gráfica detallada anteriormente permite conocer con antelación estas restricciones y por tanto ayuda a encontrar un plan aceptable. Sin embargo, esto no evita que al realizar la revisión de las dosimetrías se deban chequear tanto las posibles colisiones como los bloqueos de los haces. Esta tarea consumiría mucho tiempo sin la ayuda del segundo programa aquí descrito, que la realiza de forma automática.

Por tanto, se considera que tanto el riesgo de colisión como la intersección de los haces de radiación con la mesa son asuntos suficientemente importantes como para ser tenidos en cuenta explícitamente durante el proceso de planificación de los tratamientos. En este trabajo se ha descrito la utilización de una aproximación sencilla a estos dos problemas complejos, que ha permitido implementar las dos aplicaciones reseñadas con relativa facilidad y rapidez, lo que sin embargo no ha impedido que los resultados obtenidos sean satisfactorios. A pesar de ello, se sigue echando en falta un tratamiento más extenso en la mayoría los planificadores comerciales actuales.

## Bibliografía

1. Tsiakalos MF, Scherebmann E, Theodorou K, Kappas C. Graphical treatment simulation and automated collision detection for conformal and stereotactic radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 2001;28:1359-63.
2. Myint WK, Niedbala M, Wilkins D, Gerig LH. Investigating treatment dose error due to beam attenuation by a carbon fiber tabletop. *J Appl Clin Med Phys* 2006;7:21-7.
3. McCormack S, Diffey J, Morgan A. The effect of gantry angle on megavoltage photon beam attenuation by a carbon fiber couch insert. *Med Phys* 2005;32:483-7.

4. Vieira SC, Kaatee RS, Dirkx ML, Heijmen BJ. Two-dimensional measurement of photon beam attenuation by the treatment couch and immobilization devices using an electronic portal imaging device. *Med Phys* 2003;30:2981-7.
5. De Ost B, Vanregemorter J, Schaeken B, Van den Weyngaert D. The effect of carbon fiber inserts on the build-up and attenuation of high energy photon beams. *Radiother Oncol* 1997;45:275-7.
6. Higgins DM, Whitehurst P, Morgan AM. The effect of carbon fiber couch inserts on surface dose with beam size variation. *Med Dosim* 2001;26:251-4.
7. Mihaylov IB, Corry P, Yan Y, Ratanatharathorn V, Moros EG. Modeling of carbon fiber couch attenuation properties with a commercial treatment planning system. *Med Phys* 2008;35:4982-8.
8. Yorke ED. The geometry of avoiding beam intersections and blocking tray collisions. *Med Phys* 1989;16:288-91.
9. Muthuswamy MS. A method of beam-couch intersection detection. *Med Phys* 1999;26:229-35.
10. Buckle AH. An algorithm for detection of couch-beam intersection. *Med Dosim* 2005;30:65-8.
11. Sánchez P, González JM, Crelgo D, Fernández J, Vivanco J, Pardo E, et al. Garantía de calidad de los planes de tratamiento en radioterapia externa. *Rev Fis Med* 2009;10:41-4.

# Una perspectiva multidisciplinar del proceso de consentimiento informado en radioterapia

## A multidisciplinary approach to informed consent process in radiotherapy

D Guirado<sup>1\*</sup>, AM Navarro<sup>1</sup>, A Wals<sup>2</sup>, M Vilches<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Hospital Universitario San Cecilio, Granada.

<sup>2</sup> Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla.

<sup>3</sup> Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada.

Fecha de Recepción: 05/11/2009 - Fecha de Aceptación: 25/11/2009

### Introducción

La evolución de la práctica de la medicina ha hecho del consentimiento informado algo importante y necesario; en España está bien establecido ética, jurídica y deontológicamente<sup>1</sup>. En la radioterapia el consentimiento informado debería ser fundamental; entendido como un proceso en el que se toman decisiones compartidas, tendría que hacerse parte inseparable del procedimiento terapéutico. Entre las razones para ello cabe destacar las siguientes: el cáncer, en su conjunto, es una enfermedad impactante; los tratamientos son largos y pueden producir una gran toxicidad e importantes efectos irreversibles; la relación entre el paciente y los profesionales sanitarios es larga e intensa, con visitas al hospital que se prolongan muchos años tras el tratamiento propiamente dicho; el equipo humano que practica la radioterapia es multidisciplinar y está compuesto por profesionales que proceden de ámbitos distintos; y la influencia de la enfermedad para el paciente y las personas que le son próximas es importante.

No obstante lo anterior, hoy por hoy la toma de decisiones compartidas, expresada en el consentimiento informado, no alcanza una aplicación genuina ni completa en los hospitales españoles, y existen pocas publicaciones que analicen los aspectos concretos de un asunto que, a primera vista, debería ser importante para todos<sup>2</sup>. En los hospitales a los que pertenecen los autores, por ejemplo, el consentimiento se obtiene tras la información que el radioterapeuta responsable del tratamiento suministra al paciente en una entrevista estructurada y programada que se realiza al efecto. También existe una entrevista con el enfermero de referencia en la que se informa al paciente de los aspectos que incumben a estos profesionales. No obstante, si como se admite actualmente, el consentimiento informado es un proceso<sup>1</sup>, no disponemos de una definición de este proceso fuera de la

que correspondería propiamente a su inicio. Además, no están definidos ni la forma en que otros profesionales que participan en el curso de la terapia y que, por tanto, tienen o pueden tener relación directa con el paciente durante varios meses, deben suministrar la información que el paciente les demande, si ésta cae dentro de la esfera de sus competencias, ni el modo en que deben derivar al paciente al profesional adecuado cuando la información solicitada no deba ser dada por ellos mismos.

En este trabajo se plantean varias cuestiones que, a nuestro juicio, son claves para que el consentimiento informado en radioterapia lo sea en el sentido genuino al que antes aludíamos. En primer lugar se analizan algunos de los contenidos de la información suministrada al paciente, en particular lo que atañe a las probabilidades de curación y de efectos secundarios; en segundo, se trata sobre la definición del proceso de consentimiento informado y, por último, se discute sobre las funciones y responsabilidades que tienen los diferentes profesionales en el proceso del consentimiento informado.

### La información sobre el resultado perseguido y los riesgos del tratamiento

En radioterapia es una obligación informar sobre el tratamiento y sus riesgos; esta información debe ser suministrada por el médico especialista en oncología radioterápica<sup>3,4</sup>. Se entiende que la información incluye los resultados previsibles del tratamiento, tanto en lo que se refiere a la curación como a la existencia de efectos secundarios no deseados; ambos aspectos deben contemplarse en términos de probabilidad. Como escribe Diego Gracia<sup>5</sup>:

*... la lógica de la Clínica es la propia de la incertidumbre [en contraposición a la de la*

\* Correspondencia  
E-mail: dguirado@ugr.es

Patología que es una ciencia]. *Nunca seremos capaces de agotar la riqueza de una realidad concreta, razón por la cual nuestros juicios sobre ella serán como máximo «probables».*

Nuestro conocimiento sobre el resultado del tratamiento, en lo que al éxito se refiere, y sus consecuencias perniciosas, las complicaciones, es incierto en el sentido anterior; y puede cuantificarse mediante las magnitudes probabilidad de control tumoral (PCT) y probabilidad de complicaciones del tejido sano (PCTS). Disponemos de modelos matemáticos que permiten, con la información de un paciente en particular, realizar una estimación de estas probabilidades de manera rigurosa (aquí rigurosa debe entenderse en el sentido de la aplicación de un modelo matemático), aunque nuevamente incierta: porque los parámetros que permiten aplicar las ecuaciones proceden de la clínica y están afectados, por tanto, de una incertidumbre que, en algunos casos, es bastante grande. Y, si disponemos de modelos que permiten realizar estimaciones concretas, aunque afectadas de incertidumbre, no debería satisfacernos, ni considerarse información suficiente, la vaguedad cualitativa que se expresa al decirle a un paciente que es poco probable, muy probable, o extraordinariamente raro, que padezca unos determinados efectos secundarios como consecuencia de la terapia que recibirá.

Tenemos así planteada una solución al problema de informar al paciente sobre la probabilidad de curación y complicaciones: emplear los modelos matemáticos; pero esta solución, lejos de ser definitivamente tal, plantea a su vez un problema importante: como la aplicación de los modelos es incierta por serlo los datos que permiten esa aplicación, debemos preguntarnos por el modo de comunicar el riesgo junto con la incertidumbre asociada a nuestro conocimiento sobre él<sup>6</sup>, aspecto de gran importancia porque supone un nivel de complicación añadido al que ya posee la propia definición y comunicación del riesgo. Además, debe informarse al paciente de los perjuicios o riesgos de no recibir el tratamiento<sup>7</sup> y de la importancia de recibirlo sin una demora excesiva.

Por otra parte, el paciente, lejos de ser un ente abstracto, es en particular una persona de una determinada cultura, formación, extracción social o creencias religiosas; un obrero, un matemático, un ebanista, ..., con un mundo de valores determinado que debe respetarse; la explicación sobre el tratamiento que reciba debe tener en cuenta este hecho y acomodarse al lenguaje y capacidades de esa persona; también a sus necesidades o deseos de información, que varían de unos individuos a otros<sup>8</sup>. Esto suele entenderse siempre en sentido "descendente": el médico (o el profesional que deba informarle de un cierto aspecto del tratamiento) acomodará su lenguaje técnico a uno

más común; sin embargo, podría darse la situación contraria, a saber: los conocimientos sobre probabilidad y modelos de dosis-respuesta de un paciente pueden ser más profundos que los del médico que debe informarle. Tan ininteligible puede ser para un paciente una explicación técnica sobre la probabilidad de complicación de los tejidos sanos de respuesta lenta como consecuencia de la radiación, tal y como se desarrolla este concepto en radiobiología; como pueril para otro una explicación banal sobre la naturaleza física de la radiación y el modo en que esta interacciona con los tejidos vivos. Estas situaciones deben tenerse en cuenta aprovechando el potencial del equipo humano que practica la radioterapia, empleando adecuadamente las capacidades de cada individuo (incluso dentro de un mismo grupo de profesionales habrá algunos con ciertas habilidades que puedan aprovecharse en según qué circunstancias).

Algunos estudios han mostrado que los clínicos tienden a subestimar la cantidad de información requerida por los pacientes y que las personas con cáncer prefieren, mayoritariamente, recibir tanta información como sea posible, independientemente de que consista en buenas o malas noticias<sup>9</sup>. Estos datos proceden de estudios realizados en el Reino Unido, un ámbito que podría ser diferente del nuestro. No obstante, nos permiten concluir que se trata de un asunto importante que es preciso estudiar en nuestro país.

En lo que se refiere a las opciones de éxito del tratamiento y a la incidencia de efectos secundarios, el paciente tiene derecho a saber, especialmente si lo pregunta, cuáles son nuestros resultados en casos semejantes al suyo; esto garantizará lo establecido en el artículo 12.1 de la ley 41/2002<sup>4</sup>: los pacientes y los usuarios del Sistema Nacional de Salud tendrán derecho a recibir información sobre los servicios y unidades asistenciales disponibles, su calidad y los requisitos de acceso a ellos. Por lo común no tenemos acceso a esos datos, y hoy no sabemos exactamente cuáles son los resultados obtenidos en los diferentes hospitales; lo cual supone un reconocimiento implícito de que pueden existir diferencias sustanciales entre los resultados que ofrecen los distintos centros integrados en los servicios públicos de salud. Deberíamos realizar un esfuerzo para resolver esta situación, esto permitiría optimizar y homogeneizar las prácticas y procedimientos para alcanzar un nivel de resultados compatible con los estándares de la radioterapia actual. El derecho a la elección de centro y especialista de los pacientes no estaría así orientado a la calidad del tratamiento, sino a otros aspectos que no supongan una clara desigualdad entre los ciudadanos.

En lo que respecta al riesgo de efectos secundarios como consecuencia de la radioterapia, todavía se oye decir que "la tolerancia es una dosis", y esta

forma de hablar es incorrecta. La tolerancia es una asunción, la admisión de un riesgo como aceptable en aras de la consecución del bien perseguido: la curación o la paliación, que también son probables y no ciertas. Por tanto, la tolerancia lo es del paciente (que soporta el tratamiento), no del radioterapeuta. La asunción del riesgo frente al beneficio debe ser hecha por el paciente bien informado. Esto cobra importancia especial en el caso de que existan varias alternativas para un tratamiento, de manera que alguna de ellas suponga un mayor riesgo de complicaciones para el tejido sano pero, a cambio, suponga un aumento importante de la probabilidad de curación o alivio. El paciente puede decidir arriesgar más o menos, y el radioterapeuta no tiene derecho a decidir por él descartando el tratamiento con más riesgo; el paciente deberá disponer de un balance equilibrado de riesgos y beneficios de las terapias existentes, para su decisión particular, que de ninguna manera podrá conducir a una información disuasoria (consentimiento "asustado")<sup>10</sup>.

Una pega importante, que podría aducirse a tenor de lo dicho hasta aquí, es que nuestro incierto conocimiento de los parámetros que permiten aplicar los modelos matemáticos para estimar las probabilidades de complicación y de curación, hacen de éstas algo muy endeble como para ser comunicado al paciente. Pero esta legítima objeción puede refutarse teniendo en cuenta que un radioterapeuta que decida un tratamiento sin deliberar previamente con su equipo y después con el paciente, lo hará basándose en esos mismos datos, pues no dispone de otros (salvo que se entiendan por datos los obtenidos de su propia experiencia clínica, en cuyo caso serían estos los que deberían comunicarse, también en términos de probabilidad; volveremos sobre esto en seguida). Por consiguiente, si los datos son válidos para decidir sin el paciente, son precisamente esos datos los que deben comunicarse al paciente para que decida por sí mismo si así lo quiere.

De este modo, y a nuestro juicio, no es lícito que el radioterapeuta elija un nivel de complicaciones aceptable para un paciente sin contar con él. En un estudio hecho por Shakespeare y col.<sup>11</sup> sobre encuestas realizadas a radioterapeutas australianos, se muestra que existe una gran variabilidad en la estimación del riesgo de complicaciones que hacen los profesionales de la radioterapia para casos clínicos idénticos. Aunque esta variabilidad puede explicarse en algunas de las situaciones por la necesidad de usar modelos para extrapolar los datos del riesgo a partir de los datos publicados, sigue siendo importante en situaciones para las que pueden emplearse los datos publicados directamente: así el riesgo de mielopatía en la médula espinal que estiman los radioterapeutas que han respondido a las encuestas para un tratamiento con 50Gy de dosis

absorbida total, administrados en fracciones de 2Gy, 5 veces por semana, en el que se irradian 10 cm de la médula espinal, va desde un 0,05% hasta un 10%; cuando los datos publicados que sirven de referencia indican un 5%<sup>12</sup>. Esto revela que los radioterapeutas incluidos en el estudio tienen más en cuenta su propio juicio que los datos publicados, y que esto es más cierto cuanto mayor es la experiencia en el ejercicio de la profesión: un 40% basan su estimación en su experiencia personal, y sólo el 36% en estudios específicos sobre la materia<sup>11</sup>.

Hay que decir que el número de encuestas recogidas es pequeño, 25; pero esto no quita valor a los resultados del estudio en cuanto al modo en que los radioterapeutas realizan su estimación. Es preciso normalizar esta cuestión y considerar la existencia de datos cada vez mejores y la ayuda que otros profesionales, como los radiofísicos, pueden prestar para interpretarlos correctamente.

Nuestra opinión es que la experiencia personal no debe usarse para este tipo de estimaciones; si los datos publicados sobre este particular, entre los que cabe destacar por su extendido uso los de Emami y col.<sup>12</sup>, tienen incertidumbre y no son de buena calidad, ¿qué calidad cabe esperar del juicio clínico de un radioterapeuta particular si este juicio está basado en apreciaciones subjetivas y no en el resultado de un estudio riguroso? Aunque los datos no tengan una gran calidad, pueden recopilarse los mejores disponibles y aplicar sobre ellos los modelos de manera ordenada y rigurosa. La variabilidad en la apreciación que puedan hacer diferentes profesionales será, de esta forma, la menor posible y, por tanto, los criterios más homogéneos y coherentes con el conocimiento disponible.

En el caso, muy frecuente en la práctica clínica, en que exista un plan de tratamiento adecuado en sus aspectos técnicos que produce una mínima probabilidad de complicaciones y una probabilidad de curación aceptable, tal vez sólo sea menester comunicar al paciente que su caso es un buen caso y el resultado de nuestras estimaciones éste o aquél. Pero hay casos en los que existen varias alternativas, algunos dilemáticos en tal sentido que todas las alternativas tienen algún elemento negativo o muy negativo; en ellos cobra especial importancia el proceso deliberativo del consentimiento informado y es una obligación realizar cuantos cálculos podamos para facilitar la adopción de una decisión. Desterremos de la práctica clínica el "buen juicio" basado en el "arte de la radioterapia" y abracemos los juicios clínicos sustentados en datos y conocimientos objetivos que, naturalmente, estarán afectados de una incertidumbre.

Una primera conclusión importante es la necesidad de aumentar nuestro conocimiento sobre el riesgo de complicaciones en radioterapia, lo cual requiere un

aumento de los estudios en esta área y la generación de compendios de datos de mayor calidad. Pero esto exige, en primer lugar, que los resultados de los tratamientos se registren con criterios comunes para todos los centros y, en segundo, que se sigan programas de garantía de calidad que nos permitan un conocimiento adecuado de las variables del tratamiento que puedan después relacionarse con los resultados obtenidos. En la historia clínica deben incluirse, además de los datos ya presentes, buenos informes dosimétricos y de enfermería; y los profesionales deben cooperar en la creación y mantenimiento de una documentación clínica ordenada y secuencial del proceso de asistencia de los pacientes<sup>4</sup>. Como se dijo antes, esto no se ha hecho en nuestro país, aunque existe una preocupación al respecto que se ha manifestado en algunas reuniones profesionales entre oncólogos radioterápicos y radiofísicos<sup>13</sup>.

## El proceso de la radioterapia y la toma de decisiones compartida

La práctica clínica de la radioterapia sigue una secuencia de etapas que, en líneas generales, puede definirse de forma común para todos los centros en donde se realiza. Esto permite establecer exigencias legales en los diferentes pasos del proceso radioterápico, como se ha hecho en España<sup>3</sup>, y diseñar un programa de garantía de calidad en el que pueden predeterminarse los requisitos fundamentales del proceso.

Del mismo modo, en lo que respecta al consentimiento informado, podría establecerse la necesidad de considerarlo asociado a cada una de las etapas del procedimiento terapéutico. Esto sería más coherente con lo que hoy entendemos por consentimiento informado (expresión de la toma de decisiones compartidas) que lo expresado por la legislación española cuando estatuye<sup>3</sup>:

*Antes del tratamiento de radioterapia el médico especialista en oncología radioterápica informará al paciente sobre el tratamiento y los posibles riesgos asociados al mismo, y le presentará un protocolo de consentimiento informado que tendrá que ser firmado por el propio paciente o por su representante legal en caso de incapacidad.*

Con esto, aunque se estableció un hito importante que anticipó algo que sería recogido en una ley posterior<sup>4</sup>, se conculca el principio de que el consentimiento informado es un proceso y se transmite la idea de que consiste en un acto único y aislado. No cabe duda

de que esta fase en el proceso del consentimiento informado es muy importante, quizás la más importante, pero no es la única; ni siquiera la primera en orden temporal. Un paciente debe "consentir", tras su llegada a la unidad de radioterapia, la realización de una importante cantidad de pruebas y cálculos previos que permitan ofrecerle finalmente uno o varios tratamientos. Por otra parte, un paciente puede alcanzar el grado de confianza y comprensión necesarios para formular las preguntas adecuadas, que le permitan obtener la información que desea, después de haber consentido el tratamiento; los primeros días en la unidad de radioterapia generan en muchos pacientes un estado anímico particular que les impide ser conscientes de todo cuanto les rodea.

En nuestra experiencia clínica de la radioterapia no es infrecuente que, una vez iniciado el tratamiento, los pacientes nos planteen dudas (con diferentes grados de verbalización) sobre aspectos elementales del procedimiento radioterápico o sobre cuestiones que requieren un nivel de conocimientos y de capacidad para adaptar el lenguaje al receptor elevados. No siempre se hacen estas preguntas al profesional que está en disposición de responderlas, y no siempre el médico de referencia es el profesional más cualificado para responderlas. Aunque es oportuno mencionar este asunto aquí, lo examinaremos con detalle en el siguiente apartado.

Por último, en el curso de un tratamiento pueden aparecer contingencias extraordinarias o comunes que exigen un nuevo consentimiento del paciente. Es posible distinguir así la solicitud de información que parte del paciente, de la necesidad de comunicar ciertos aspectos del curso de la terapia o de las nuevas estrategias que se planteen en función del modo en que el paciente responda al tratamiento.

Para concretar, podríamos distinguir varias fases o etapas importantes en el curso de la radioterapia. En la primera, el paciente es recibido en la unidad de radioterapia y, tras determinar las posibilidades terapéuticas generales para su caso e informarle sobre ellas, acepta o no iniciar el procedimiento.

En una segunda etapa, si el paciente ha consentido en iniciar la radioterapia, se determinan uno o varios tratamientos posibles con calidad aceptable. Para cada uno de estos tratamientos deberían estimarse la PCT y la PCTS para cada tejido sano relevante; bien con los modelos teóricos, bien con la mejor información clínica disponible sobre el particular. No es una exigencia usar los modelos en todos los casos, lo exigible es realizar la estimación de ambas magnitudes y comunicársela al paciente. Tras la deliberación, el paciente elige la alternativa. Este es el momento que podríamos identificar con el ya citado que señala el real decreto de garantía de calidad en radioterapia<sup>3</sup>.

En una tercera fase, conforme progresa el tratamiento, existen revisiones programadas en las consultas médica y de enfermería. Los diferentes profesionales que integran el equipo humano de la unidad informan al paciente cuando sea necesario, cuando existan variaciones en las estrategias terapéuticas o según su evolución. También se facilita información si la demanda el propio paciente aunque no se produzca ninguna de las circunstancias anteriores.

Por último, tras finalizar la terapia existen revisiones programadas que pueden prolongarse varios años. Esta fase es muy importante para conocer el éxito de tratamiento y la evolución de los efectos tardíos radioinducidos, y para recoger la información que nos permita generar conocimiento y establecer un ciclo de mejora continua de nuestros procedimientos.

Además de todo lo anterior, que permite definir unas características generales para los procesos terapéutico y de consentimiento informado, éstos deberían ser tales que se adaptasen perfectamente a la singularidad de cada paciente. De tal manera que, preservando los rasgos comunes antes apuntados, se tengan en cuenta las particularidades de cada individuo. Esta es una aspiración de la radioterapia que, por desgracia, no puede verse cumplida en sentido estricto debido a nuestro desconocimiento de muchos de los aspectos particulares de la enfermedad del paciente que nos ocupa; pero, en aquello que sí alcance nuestro conocimiento, debería cumplirse siempre.

No es infrecuente toparse en la práctica clínica con “formularios de consentimiento” en los que no existe el más mínimo indicio de singularidad. El sentido de la palabra *clínica* es precisamente este, el de actividad concreta e individual, aplicada a cada persona que deviene en un paciente particular. Cabe cuestionarse pues si hoy los consentimientos informados son suficientemente individuales, o más bien se trata de un protocolo general que contraviene el sentido mismo de las palabras *práctica clínica*.

## El consentimiento informado y el equipo multidisciplinar

Naturalmente, el médico especialista en oncología radioterápica es el principal responsable de los tratamientos con radiaciones; así lo establece la legislación en España<sup>3</sup>. Esto no impide que otros profesionales puedan compartir la responsabilidad en los aspectos en los que tienen capacidad y atribuciones para ello. Así lo reconoce la ley 41/2002 reguladora de la autonomía del paciente<sup>4</sup>, en lo que respecta a la información sobre cualquier actuación en el ámbito de su salud, cuando establece en el artículo 4.3 que el

médico responsable del paciente\* debe garantizar el cumplimiento de su derecho a la información; y que los profesionales que le atiendan durante el proceso asistencial o le apliquen una técnica o un procedimiento concreto también serán responsables de informarle. Nótese que la norma hace referencia a “profesionales” y no a “médicos”, y que en el ámbito de las profesiones caben hoy las diferentes ocupaciones de los integrantes del equipo humano que practica la radioterapia<sup>14,15</sup>.

Otras normas son más explícitas, así la Orden de 8 de julio de 2009, por la que se dictan instrucciones a los Centros del Sistema Sanitario Público de Andalucía, en relación al procedimiento de Consentimiento Informado<sup>16</sup>, establece que:

*La obligación de ofrecer información alcanza a todo el personal que participe en el proceso de atención a la persona paciente o usuaria del sistema sanitario, aunque limitada a su ámbito de competencia y grado de cualificación y participación. Quien debe asegurar que el proceso de Consentimiento Informado ha sido correctamente realizado será quien lleve efectivamente a cabo la intervención o actuación.*

En el apartado II de la exposición de motivos, la ley 44/2003 de ordenación de las profesiones sanitarias<sup>14</sup> indica que no pretende determinar las competencias de unas y otras profesiones de manera cerrada y concreta, sino establecer unas bases para que se produzcan pactos entre profesionales y que la praxis cotidiana de éstos en organizaciones crecientemente multidisciplinarias evolucione de forma cooperativa, transparente y no conflictiva.

En lo anterior, por la forma y el fondo, queda claro que las relaciones entre distintos profesionales (en particular entre diferentes jerarquías con distintos grados de titulación) han supuesto y suponen conflictos asociados a la distribución de competencias en el ámbito sanitario. Pero tales conflictos deben salvarse, como afirman de los Reyes y col.<sup>15</sup>:

*... La defensa del trabajo en colaboración es irrenunciable y por eso hay que educar en actitudes de diálogo y respeto mutuo, abandonando en lo posible las defensas gremiales; pero además, hay que atenerse a los criterios de conocimientos, competencia y, en su caso, de titulación de los*

\* Según la ley citada: *Profesional que tiene a su cargo coordinar la información y la asistencia sanitaria del paciente o del usuario, con el carácter de interlocutor principal del mismo en todo lo referente a su atención e información durante el proceso asistencial, sin perjuicio de las obligaciones de otros profesionales que participan en las actuaciones asistenciales.*

*profesionales que integran el equipo, en función de la actividad concreta a desarrollar.*

Este enfoque de la relación entre profesionales y de la asunción de las responsabilidades y competencias propias de cada uno, ha suscitado no pocas reticencias por parte de quienes creen que se trata de una pérdida de autoridad de los médicos. Sirva como ejemplo el importante desarrollo que ha alcanzado la ampliación de competencias de la enfermería en toda la medicina y, en particular, en la radioterapia del cáncer: con el establecimiento de consultas propias, con la existencia de una entrevista programada y estructurada para informar sobre los aspectos del tratamiento que caen bajo su esfera de competencias, y con la más que probable capacidad de prescripción que se espera posean los enfermeros en España como ya sucede en otros países (Andalucía ha sido la primera comunidad en establecer la prescripción enfermera en España<sup>17</sup>). Esto, sin ninguna duda, ha hecho que el procedimiento radioterápico mejore de manera sustancial.

Lo anterior no es óbice para que el problema no esté completamente resuelto, ni para la enfermería, con todos los avances conseguidos, ni para el resto de profesionales que practican la radioterapia. En un estudio de revisión publicado por Schäfer y Herbst en 2003<sup>18</sup> se indica, entre otros datos interesantes, que muchos enfermeros no tienen claro su rol en la distribución de información y que existen inconsistencias entre la información facilitada por el médico y por el enfermero; también que los pacientes no tienen una buena información sobre la radiación y que tienen prejuicios propagados por los medios de comunicación, y que el médico no es capaz, por su falta de conocimientos en esta área, de resolver el problema de aumento de ansiedad que origina la concepción del paciente de la radioterapia como un modo de tratamiento dañino.

Existe un profesional en los equipos de radioterapia experto en las aplicaciones médicas de las radiaciones ionizantes que podría contribuir a resolver este problema, el especialista en radiofísica hospitalaria. El radiofísico es también un clínico, en el sentido que se ha dado a esta palabra, un elemento indispensable en la individuación de la radioterapia, en el diseño personal y único de cada tratamiento, en la verificación del procedimiento, en la responsabilidad de que las unidades generadoras de radiación funcionen adecuadamente, en las funciones que se le asignan en el programa de garantía de calidad del procedimiento radioterápico, y en su papel de experto en protección radiológica. Sin embargo, hay radiofísicos que no se ven fuera de la sala de planificación, calculando distribuciones de dosis absorbida en un "paciente virtual", y radioterapeutas que no ven al radiofísico

participando en el proceso del consentimiento informado. Ambos tipos de profesionales no entienden las necesidades de la radioterapia (de toda la medicina) actual y, por tanto, no comprenden las necesidades del paciente. En lo que respecta al consentimiento informado, cabe destacar también el importante apoyo que el radiofísico, por su capacidad para entender y aplicar los modelos que permiten estimar la probabilidad de curación y complicaciones, puede proporcionar al oncólogo radioterapeuta.

En el caso de los técnicos superiores en radioterapia es importante resaltar el intenso y continuado contacto que mantienen con los pacientes; son, seguramente, los profesionales que más tiempo pasan con ellos. Circunstancia de gran trascendencia en lo que respecta a la información que proporcionan a los pacientes. Los técnicos superiores en radioterapia, como el resto de profesionales sanitarios, ejercerán su actividad profesional de acuerdo con las normas reguladoras de la formación profesional, de sus distintos niveles formativos y de su concreta titulación<sup>14,19</sup>. Y puesto que dentro de un equipo de profesionales será posible la delegación de actuaciones (condición necesaria para la delegación es la capacidad para realizar el trabajo por parte de quien recibe la delegación), hoy, entre otras, se han reconocido las siguientes funciones de los técnicos: aplicar los tratamientos establecidos por los facultativos especialistas de área, aplicar y comprobar las medidas de radioprotección, participar en el desarrollo del programa de garantía de calidad y puesta en marcha de los equipos de la unidad de radioterapia, vigilar el buen funcionamiento de los equipos y detectar las anomalías que puedan producirse. Por consiguiente, el papel de los técnicos superiores en radioterapia en el proceso de consentimiento informado es importante, y debe estudiarse el tipo de información que pueden suministrar a los pacientes y las circunstancias en que la proporcionan.

Por último hay situaciones como los tratamientos paliativos y los tratamientos de jóvenes que requieren consideraciones especiales en todos los aspectos que aquí han sido citados y, seguramente, de un apoyo multidisciplinar todavía mayor; con la inclusión en el equipo de especialistas en estas situaciones que participen en el consentimiento informado<sup>18,20</sup>.

Los médicos, enfermeros, técnicos, radiofísicos y, tal vez, otros profesionales, debe estar formados para realizar las funciones que les son propias y para asumir las responsabilidades inherentes a ellas. No cabe duda de que, desde el punto de vista de la información al paciente y su participación en el consentimiento informado, es preciso diseñar planes de formación específicos que cubran las lagunas que hoy existen; también de que el equipo humano en conjunto debe estar preparado para interrelacionarse del modo en que es hoy preciso. Todo esto



debe ser asumido por las Comisiones de Calidad en Radioterapia de cada centro, para que establezcan, entre otras cosas, las funciones y responsabilidades de cada profesional, el modo en que se derivan los pacientes, los planes de formación y la manera en que se establecen las relaciones con otras unidades en las que los pacientes pueden estar recibiendo tratamientos concomitantes.

## Conclusiones

La cantidad y calidad de la información que se suministra a los pacientes deben ser tan buenas como sea posible. En radioterapia disponemos de las herramientas que proporciona la radiobiología para realizar estimaciones sobre las probabilidades de curación y complicaciones y, con la necesaria consideración de las incertidumbres asociadas a su empleo, deberían utilizarse en la práctica clínica, tanto para la generación de informes dosimétricos y radiobiológicos completos, como para informar a los pacientes.

No es que el proceso para decidir entre un tratamiento y otro se convierta en la solución de una ecuación matemática, es que el resultado del cálculo aporta un elemento más para el buen juicio, para la deliberación y, por consiguiente, para la toma de decisiones y el consentimiento que, en todo caso, corresponde al paciente.

Además, deberíamos informar sobre los resultados que un paciente puede esperar en nuestro centro en comparación con los de otras unidades. Para ello es preciso disponer de los datos de cada unidad de radioterapia en cuanto a probabilidad de curación y efectos secundarios. Sólo así pueden establecerse medidas para alcanzar un nivel mínimo de calidad en nuestros hospitales, y poner en marcha procedimientos para optimizar el resultado de los tratamientos en la práctica actual de la radioterapia.

Para que el consentimiento informado se aplique de manera genuina en la radioterapia del cáncer, es necesario entenderlo como un proceso e integrarlo en el procedimiento terapéutico como elemento consustancial. Las diferentes fases del tratamiento presentan oportunidades distintas para recabar el consentimiento del paciente tras aportarle información, o para que el paciente la solicite. Junto con el formulario escrito para obtener el consentimiento del paciente en las primeras etapas, debe existir un documento de apoyo que permita entender el formulario, aplicarlo de la manera más singular posible al caso de que se trate y tener en cuenta las situaciones que puedan producirse a lo largo del tratamiento y que afecten a este consentimiento.

Aunque el especialista en oncología radioterápica es el responsable último de los tratamientos y el profesional encargado de coordinar la información y asisten-

cia sanitaria del paciente, todos los profesionales que integran el equipo humano que practica la radioterapia tienen funciones y responsabilidades en lo que atañe al consentimiento informado; así debe reconocerse explícitamente en los planes de calidad de las unidades. Las comisiones de calidad en radioterapia serán los foros adecuados para el establecimiento de estas funciones y responsabilidades, así como los planes de formación necesarios para llevar estos planteamientos a la práctica clínica.

## Bibliografía

1. Simón P, Júdez J. Consentimiento informado. En Gracia D y Júdez J, editores. *Ética en la Práctica Clínica*. Madrid: Editorial Triacastela; 2004. p. 33-54.
2. González C, Santos JA. Informed consent in radiation oncology: is consenting easier than informing? *Clin Transl Oncol* 2006;8:2-4.
3. Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. *BOE* 1998;206:29383-94.
4. Ley 41/2002, de 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica. *BOE* 2002;274:40126-32.
5. Gracia D. La deliberación moral: el método de la ética clínica. En Gracia D y Júdez J, editores. *Ética en la Práctica Clínica*. Madrid: Editorial Triacastela; 2004. p. 24.
6. Trotti A, Chin LJ. Adverse effects: a Pandora's box for oncology. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;54:642-6.
7. American College of Radiology. ACR practice guideline on informed consent – radiation oncology. Revised 2007 (Resolution 41).
8. Barnett GC, Charman SC, Sizer B, Murray PA. Information given to patients about adverse effects of radiotherapy: a survey of patients' views. *Clin Oncol* 2004;16:479-84.
9. Jenkins V, Fallowfield L, Saul J. Information needs of patients with cancer: results from a large study in the UK cancer centres. *Br J Cancer* 2001;84:48-51.
10. Galán Cortés JC. La responsabilidad civil del médico. Madrid: Jarpoy Editores; 1999. p.19-27.
11. Shakespeare TP, Dywer M, Mukhejee R, Yeghiaian-Alvandi R, Gebiski V. Estimating risk of radiotherapy complications as part of informed consent: the high degree of variability between radiation oncologists may be related to experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;54:647-53.
12. Emami B, Lyman J, Brown A, Coia L, Goitein M, Munzenrider JE, et al. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;21:109-22.
13. Guirado D. Informe sobre la I Jornada AERO-SEFM. *Rev Fis Med* 2005;6:221-2.
14. Ley 44/2003, de 21 de noviembre, de ordenación de las profesiones sanitarias. *BOE* 2003;280:41442-58.

15. De los Reyes M, Pérez JM, García P, Borrell F, Gracia D. Relación entre profesionales sanitarios. En Gracia D y Júdez J, editores. *Ética en la Práctica Clínica*. Madrid: Editorial Triacastela; 2004. p.310.
16. Orden de 8 de julio de 2009, por la que se dictan instrucciones a los Centros del Sistema Sanitario Público de Andalucía, en relación al procedimiento de Consentimiento Informado. BOJA 2009;152:77-9.
17. Decreto 307/2009, de 21 de julio, por el que se define la actuación de las enfermeras y los enfermeros en el ámbito de la prestación farmacéutica del Sistema Sanitario Público de Andalucía. BOJA 2009;151:11-13.
18. Schäfer C, Herbst M. Ethical aspects of patient information in radiation oncology. *Strahlenther Onkol* 2003;179:431-40.
19. Real Decreto 544/1995, de 7 de abril, por el que se establece el título de Técnico superior en Radioterapia y las correspondientes enseñanzas mínimas. BOE 1995;143:18037-59.
20. Timmermans LM, van der Maazen RWM, Verhaak CM, van Roosmalen MS, van Daal WAJ, Kraaijmaat FW. Patient participation in discussing palliative radiotherapy. *Patient Educ Couns* 2005;57:53-61.

## Comentario al artículo “Algoritmo para la corrección de la falta de respuesta uniforme de un escáner de sobremesa” [Rev Fis Med 2009;10:127-32].

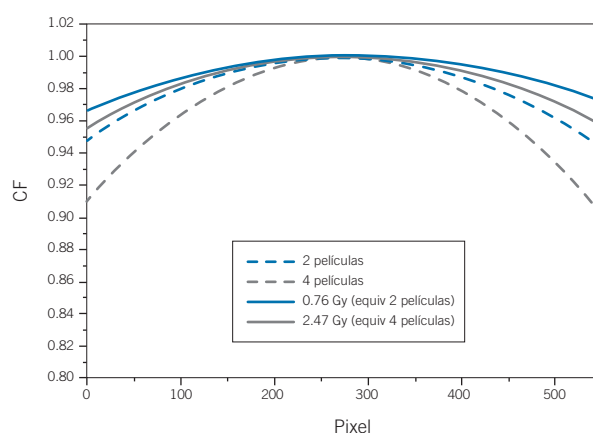
En un artículo reciente de la Revista de Física Médica<sup>1</sup>, Los autores propusieron un método para caracterizar y corregir la respuesta no uniforme de un escáner de sobremesa de forma sistemática. En este trabajo, los autores obtienen las densidades ópticas de las películas correspondientes a las dosis absorbidas que se van a utilizar en los tratamientos de IMRT, escaneando una, dos, tres y hasta cuatro películas juntas, apiladas exactamente en la misma posición. Los autores afirman que “El rango de densidades ópticas en el centro del escáner que este procedimiento proporciona va desde aproximadamente 0,13, valor correspondiente al de una película no irradiada, hasta 0,69, valor correspondiente al de cuatro películas superpuestas. Este proceso asume implícitamente que la deformación que el escáner produce en los perfiles es la misma tanto si el oscurecimiento de la imagen se debe a un proceso de irradiación como si se debe a la superposición de diversas capas de película. El rango de densidades ópticas así obtenido se corresponde con el rango de dosis de 0 Gy a 4,3 Gy (...)”.

L. Menegotti et al. han demostrado recientemente en una nota técnica publicada en la revista Medical Physics<sup>2</sup>, que esta suposición no está bien fundamentada y que es falsa. Ellos previamente habían publicado un artículo en la misma revista<sup>3</sup>, en el que proponían también un método para corregir la falta de respuesta uniforme de un escáner de sobremesa; analizaban la deformación de los perfiles producida por un escáner de sobremesa al escanear películas radiocrómicas irradiadas a diferentes dosis y obtenían unos factores de corrección (CF) para el valor de cada píxel de la imagen digital obtenida.

Para demostrar que la deformación de los perfiles obtenidos al escanear películas radiocrómicas apiladas sin irradiar era diferente a la deformación producida por una única película irradiada a una dosis equivalente en densidad óptica, realizaron la siguiente verificación experimental: escanearon 2 y 4 películas apiladas y calcularon los factores de corrección (CF) según el método que ellos habían propuesto previamente. Compararon los resultados así obtenidos con los factores de corrección (CF) resultantes de escanear una única película radiocrómica irradiada con la dosis que produciría el mismo valor del píxel en densidad óptica. Los resultados obtenidos se presentan en la fig. 1. Se

puede observar que las películas apiladas (2 y 4 películas) producen un incremento en la cantidad de luz dispersada en comparación con la película irradiada a la dosis que proporciona el mismo valor del píxel.

Emplear un factor de corrección basado en el método propuesto por F. del Moral et al. no sería correcto pues sobrestimaría la dispersión de la luz producida por el escáner y, por consiguiente, subestimaría las dosis en las zonas alejadas del centro de éste. Si esto se empleara para la verificación de un tratamiento de IMRT, este método llevaría a una verificación dosimétrica incorrecta.



**Fig. 1.** Factores de corrección para la dispersión de la luz del escáner en función de la dosis absorbida. Las líneas continuas se refieren a una única película irradiada y las discontinuas a películas apiladas sin irradiar.

## Bibliografía

1. Del Moral F, Ferrero JJ, Vázquez JA, Teijeiro A, Vázquez J, López Medina A, et al. Algoritmo para la corrección de la falta de respuesta uniforme de un escáner de sobremesa. Rev Fis Med 2009;10:127-32.
2. Menegotti L, Delana A, Martignano A. Comment on “an easy method to account for light scattering dose dependence in radiochromic films” [Med Phys 2009;36:3866-9]. Med Phys 2009;36:4840-1.
3. Menegotti L, Delana A, Martignano A. Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: A fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. Med Phys 2008;35:3078-85.

**Guadalupe Martín Martín**

Servicio de Radioterapia  
Hospital MD Anderson, Madrid.  
gmartin@mdanderson.es

## Respuesta al “Comentario del artículo: Algoritmo para la corrección de la falta de respuesta uniforme de un escáner de sobremesa”

Agradecemos a G. Martín así como a los editores la oportunidad de contribuir a este interesante debate.

Tanto el procedimiento que describimos<sup>1</sup> como el descrito por Miras et al.<sup>2</sup>, que recientemente han comentado Menegotti et al.<sup>3</sup> y comparado con el suyo propio<sup>4</sup>, consisten en diferentes algoritmos para efectuar la corrección debida a la lectura no uniforme de un escáner. Estos algoritmos utilizan como datos para la calibración del escáner las imágenes de películas uniformes.

Para obtener de forma sencilla estas imágenes, tanto los autores como Miras et al. proponen el procedimiento que se recoge en el comentario. Sin embargo, en la frase de nuestro artículo que se transcribe queda patente que se entiende esto como una aproximación; y así se expresa explícitamente más adelante: “Sin embargo de esta manera se desprecian posibles efectos como múltiples reflexiones en las zonas entre películas, y por eso se aconseja una comparación a posteriori entre los perfiles de películas irradiadas uniformemente y los resultados del sistema de planificación”.

El problema subyacente y que motiva este procedimiento es la dificultad de asegurar una película uniformemente irradiada debido a la falta de planitud del acelerador. Ante esto, la opción de Menegotti et al.<sup>4</sup> es asumir directamente que los perfiles de una película irradiada en un esquema de bandas horizontales de 3,5cm son absolutamente planos y calibrar con ellos el escáner.

Nosotros proponemos una calibración independiente por el método descrito y posteriormente una validación en situaciones de referencia, para el que también podría utilizarse un *array* 2D. Además, uno de los ejemplos que presentamos consiste precisamente en una figura piramidal similar a la que utilizan Menegotti et al. para realizar su calibración.

Estos autores únicamente comprueban que la planitud es como máximo del 3% realizando las medidas con 27 cámaras de un 2,25% de incertidumbre pertenecientes a un *array* 2D, pero posteriormente desprecian esta fuente de incertidumbre. Sin embargo, estos factores y otros, como el ruido de las películas, indican que las diferencias en las curvas de la figura que reproduce G. Martín no son tan significativas como pretenden.

Tanto Menegotti como Miras recogen las palabras “rápido” y “fácil”, y esto suele desembocar en aproximaciones. Lo interesante sería comprobar si las diferencias son compatibles dentro de las incertidumbres.

De hecho, dependiendo de la definición de planitud que hayan utilizado Menegotti et al., las diferencias sólo son quizá significativas para cuatro películas en la zona más distal. Pero incluso aquí la incertidumbre del método de Menegotti et al. queda patente en la gráfica en la que se presentan los datos crudos para el cálculo de CF y no solamente su ajuste. Se observa (fig. 1) que realmente la curva para 1Gy es virtualmente indistinguible de la de 3Gy, fundamentalmente en esa zona más distal.

Además, el resultado dependerá del escáner utilizado. Una pista está en que para Menegotti la dosis equivalente a dos películas es 0,76Gy mientras que para cuatro es 2,47Gy. Sin embargo según Miras et al. estos datos son 0,64Gy y 2,83Gy. Es decir, las curvas se cruzan y las propiedades de dispersión en ambos escáneres (V750 y 1680Pro) son diferentes. Utilizar varias películas superpuestas presupone que sólo se dan efectos de transmisión. Así, representando  $\log(P_V/P_{V_i})$  frente a  $P_{V_i}$ , donde éste representa el valor de píxel de la superposición de  $i$  películas, se obtendrá una recta. Nosotros hemos comprobado esta propiedad constatando que para nuestro V700Photo se verifica hasta cinco películas superpuestas.

Finalmente, consideramos perturbador que cuando en<sup>4</sup> se utiliza un *array* 2D para comparar sus resultados con los de la imagen corregida de un patrón piramidal similar al de la calibración se obtiene que solamente un 91% de puntos verifican  $C_{3\%,3\text{mm}} < 1$ .

Sin duda tendremos más noticias y esperamos con interés la respuesta de Miras et al. en Medical Physics.

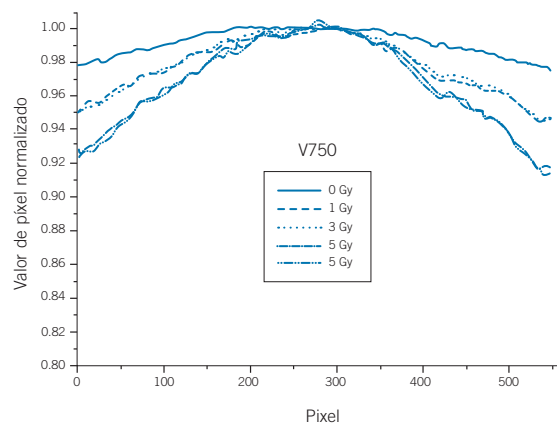


Fig. 1. Datos crudos con los que se han realizado los ajustes representados en la figura que reproduce G. Martín. Reproducido de Menegotti et al<sup>4</sup>.

## Bibliografía

1. Del Moral F, Ferrero JJ, Vázquez JA, Teijeiro A, Vázquez J, López Medina A, et al. Algoritmo para la corrección de la falta de respuesta uniforme de un escáner de sobremesa. *Rev Fis Med* 2009;10:127-32.
2. Miras H, Arrans R. An easy method to account for light scattering dose dependence in radiochromic films. *Med Phys* 2009;36:3866-69.
3. Menegotti L, Delana A, Martignano A. Comment on “An easy method to account for light scattering dose dependence in radiochromic films”. *Med Phys* 2009;36:4840-41.
4. Menegotti L, Delana A, Martignano A. Radiochromic film dosimetry with flabed scanners: A fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. *Med Phys* 2008;35:3078-85.

**F del Moral, JJ Ferrero, A Teijeiro, J Vázquez, A López Medina, B Andrade, F Salvador, D Medal, M Salgado.**

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica  
Hospital do Meixoeiro, Vigo.  
felix.del.moral.vila@sergas.es*

## Cursos básicos de formación de la SEFM

### 1. Presentación

Los cursos pretenden ofrecer una formación básica que cubra gran parte de los conocimientos teóricos que figuran en el programa de la especialidad de Radiofísica Hospitalaria (RFH), así como introducir a otros titulados superiores al campo de la Física Médica.

Pretenden ser un soporte a las Unidades Docentes para el desarrollo de los conocimientos teóricos que los residentes deben adquirir, y al mismo tiempo, una base de introducción al campo de la Física Médica para otros profesionales interesados en la materia.

### 2. ¿A quiénes van dirigidos?

- Especialistas en formación en la especialidad de RFH. Fundamentalmente para los residentes de primero y segundo año de la especialidad
- Titulados Superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en el área de la Física Médica.

### 3. Objetivos

- Cubrir gran parte del programa teórico de formación de la especialidad de RFH.
- Uniformizar los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.
- Armonizar el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.

## Curso de formación continuada de la SEFM *Ultrasonidos y sus aplicaciones en diagnóstico y terapia. Control de calidad de ecógrafos*

Entre los días 29 de septiembre y 2 de octubre de 2009 se celebró en Zaragoza el curso "Ultrasonidos y sus aplicaciones en diagnóstico y terapia. Control de calidad de ecógrafos" organizado por la Sociedad Española de Física Médica en colaboración con el Servicio de Física y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza y acreditado por la agencia Lain Entralgo como formación continuada de las profesiones sanitarias con 4,1 créditos.

### 1. Curso: "Fundamentos de Física Médica" Edición 2010

Organizado por la SEFM (Sociedad Española de Física Médica) y la UNIA (Universidad Internacional de Andalucía)



#### Estructura del curso

Este curso se estructura en MÓDULOS, de entre 10 y 20 horas cada uno. Eminentemente teóricos para introducir a los especialistas en formación en las diversas áreas de la especialidad. Clases magistrales combinadas con seminarios, discusiones y trabajos en grupo.

#### Fechas y lugar de celebración

Del 25 de enero al 19 de febrero de 2010. Sede "Antonio Machado" de la Universidad Internacional de Andalucía. BAEZA (Jaén).

### 2. Curso básico de Anatomía y Fisiología para Radiofísicos

#### Dirección

Juan Carlos Mateos.

#### Estructura del curso

Este curso es bienal, y tiene una duración de 30 horas. Dirigido fundamentalmente a especialistas en formación de la especialidad de radiofísica hospitalaria.

#### Objetivos del curso

Suministrar formación básica en anatomía y fisiología humanas, al mismo tiempo que analizar desde un punto de vista anatómico-fisiológico distintas patologías oncológicas utilizando imágenes isotópicas, imágenes de tomografía computarizada y tomografía por emisión de positrones.

#### Fechas y lugar de celebración

Del 7 al 11 de junio de 2010. Universidad de Sevilla. SEVILLA.

Este curso ha sido una nueva edición del anteriormente realizado en el año 2003 en el Hospital Universitario Carlos Haya de Málaga.

En esta ocasión el número de asistentes ha sido mayor que en su primera edición, lo que demuestra que la temática del curso despierta creciente interés.

El número de participantes ascendió a 26, distribuidos como sigue: 10 residentes de radiofísica hospitalaria, 13 especialistas de radiofísica hospitalaria y 3 profesionales de unidades técnicas de protección radiológica.

La estructura del curso estuvo compuesta por sesiones de clases teóricas durante las mañanas y sesiones de clases prácticas con ecógrafos durante las tardes.

En las clases teóricas se revisaron los fundamentos de física y formación de imagen por medio de ultrasonidos, los efectos biológicos de las ondas ultrasónicas,

los desarrollos más novedosos en tecnología ecográfica y se dedicó especial atención a las aplicaciones diagnósticas y terapéuticas de los ultrasonidos incluyendo su uso en los distintos tipos de braquiterapia y radioterapia guiada por la imagen. Se discutieron los aspectos de control de calidad de ecógrafos tanto de manera teórica como a través de la experiencia de centros españoles que ya han puesto en marcha programas de garantía de calidad en ecografía. Además se contó con la experiencia del hospital NHS Christie de Manchester, a través del profesor invitado David McHugh, jefe del Departamento de Ultrasonidos del Servicio de Física Médica del hospital, donde existe un grupo completo de profesionales dedicados a la aplicación de ultrasonidos en medicina y al control de calidad de ecógrafos.

Las tardes del curso estuvieron dedicadas a sesiones prácticas con los ecógrafos que nos cedieron las siguientes casas comerciales: GE, HITACHI, PHILIPS, MINDRAY, SIEMENS y TOSHIBA y con maniqués de control de calidad en ecografía proporcionados por la casa comercial DEXTRO y por los hospitales con experiencia en control de calidad (Hospital Universitario Marqués de Valdecilla de Santander, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza y Hospital Río Hortega de Valladolid).

Debemos dar las gracias por su apoyo a las casas participantes que nos prestaron sus equipos y a los hospitales que nos prestaron sus maniqués ya que permitieron hacer de las prácticas uno de los elementos más importantes del curso.

Una vez finalizado el curso se realizó una encuesta y las valoraciones, tanto de las cuestiones que trataban sobre la organización del curso en general como las específicas de cada profesor, fueron muy positivas. Los resultados de forma resumida fueron (valorando del 1 al 5):

Valore sus conocimientos previos sobre los temas tratados en el curso	1,9
Valore la utilidad de este curso para su actividad profesional	4
¿Ha respondido el curso a sus expectativas?	4,6
Valore la calidad de los contenidos teóricos impartidos	4,2
Valore la calidad de los contenidos prácticos impartidos	4,5
Valore el lugar donde se ha realizado el curso y los medios técnicos empleados	4,1
Valore el desarrollo del programa (horarios, ritmo de las clases, etc.)	3,6
Valore la documentación que ha recibido	4,3
Valore la labor de dirección de este curso	4,6

Los comentarios más significativos recogidos en las encuestas desde el punto de vista crítico, fueron la falta de rigor en el cumplimiento de los horarios en alguna

de las clases y la falta de documentación impresa, ya que la documentación suministrada se entregó en formato electrónico.

En general los comentarios sobre lo que más ha gustado del curso han tratado sobre la realización de prácticas con ecógrafos y el buen equilibrio del carácter teórico-práctico del mismo.

La composición de los asistentes al curso ha sido fundamentalmente joven, lo que indica que el tema despierta interés suficiente entre las nuevas generaciones y que parecen comprometidos con la posible ampliación de la especialidad a un año más incluyendo temas como el que nos ocupa. Por otro lado se echó en falta la presencia de profesionales con más antigüedad en la especialidad, sin desmerecer a los que sí acudieron. Las razones de esta falta de interés quizá estén en la necesidad de empezar a trabajar en un área en la que actualmente no se trabaja y para la que es difícil prever un acercamiento futuro, aunque sin duda sería conveniente, tal como se recogió en las conclusiones del curso. Si uno de los objetivos del curso era realizar cierta “formación de formadores” de las distintas unidades docentes, el cumplimiento del mismo no ha sido todo lo bueno que sería deseable, debido a la escasa presencia de formadores, si bien sí que se contaba con la presencia de formadores “en potencia”.

En general el curso se desarrolló con buen ambiente y participación de los alumnos.

Quería agradecer al personal del Servicio de Física y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza toda la ayuda prestada para la organización del curso. Gracias también a Toni, por hacernos pasar una noche mágica. Y por último agradecer especialmente a David McHugh su inestimable colaboración para la realización del curso, ya que del mismo modo que en el año 2003, siempre se ha mostrado dispuesto a colaborar y a transmitir de manera clara y didáctica, tanto sus conocimientos técnicos y científicos en la materia, como su visión del rol del físico médico en Inglaterra en el campo de los ultrasonidos en la medicina.

**Ana Millán Armengol**  
*Directora del curso*

Durante los días 29/9 al 2/10 tuve la oportunidad de asistir en Zaragoza al curso de formación continuada de la SEFM, sobre “Ultrasonidos y sus aplicaciones en diagnóstico y terapia. QC de ecógrafos”, dirigido por Ana P. Millán.

Se trata de un tema en el que no había profundizado con anterioridad y me ha resultado realmente atractivo y con un abanico de interesantes posibilidades desde el punto de vista de nuestra especialidad, lo cual ha sido motivado sin duda también por la buena organización y la calidad de los contenidos que nos han presentado los

ponentes, así como por la facilidad en conocer diferentes equipos que estuvieron a nuestra disposición para las prácticas, lo cual hay que agradecer igualmente a las casas comerciales que lo hicieron posible.

Sin embargo me ha llevado también a realizar varias reflexiones que quiero lanzar desde aquí a la comunidad de radiofísicos.

Desde mi punto de vista hay dos vertientes que justifican la realización de este curso. Una, que entiendo que es el objetivo final, justificar la inclusión de los sistemas formadores de imagen con radiaciones no ionizantes (en particular los ecógrafos) en el conjunto de equipos que deben seguir un programa de control de calidad, y la segunda, consecuencia de la anterior, formar a los profesionales que pueden realizar las pruebas necesarias para ese control.

Todos sabemos que un primer paso motivado por la inquietud de la SEFM en este tema fue la solicitud de incluir las radiaciones no ionizantes en nuestra especialidad añadiendo un año más al periodo de formación de residentes, así como la realización de cursos como este que referenciamos y la inclusión de estos temas en los cursos básicos de formación para residentes.

Sin embargo habrá que estar atento a las dificultades que nos puedan ir apareciendo en la puesta en marcha de esta nueva área.

Por una parte el día a día del trabajo que ya asumen los Servicios de Física en los hospitales tiene suficiente contenido como para que nos cueste pensar en ampliar nuestro radio de acción, al menos con los medios ahora disponibles.

Un área nueva implica desde luego una dedicación a la formación y puesta en marcha de programas, y quizás nos falta mentalizarnos, si nos guiamos por la escasa respuesta por parte de los “adjuntos” a este curso. Y si los “formadores” no se forman, ¿quién formará a los residentes y quien realizará ese trabajo?

Es posible también que esta falta de respuesta se vea condicionada además por la otra cuestión sobre la que quería llamar la atención, es el grado de aceptación por parte de los especialistas médicos sobre la necesidad de

este control de calidad sobre sus herramientas de diagnóstico o tratamiento con radiaciones no ionizantes.

Parece creencia generalizada entre nuestro grupo profesional que, de no existir una reglamentación de obligado cumplimiento al respecto, no va a ser fácil que se realicen estos controles y tampoco conseguir medios materiales o humanos de las direcciones hospitalarias para poder realizarlos.

Probablemente la experiencia en otros campos nos lleva a pensar así, pero no deja de ser triste asumir que los responsables finales de un diagnóstico por la imagen no estén interesados en asegurar que lo que hacen está controlado. ¿Y no será más bien que falla algo en la formación de esos especialistas, que es el desconocimiento de las limitaciones o los errores potenciales de cada técnica lo que les lleva a tener una seguridad infundada en ellas? ¿Cómo podría mejorarse este aspecto formativo?

No hay que olvidar que nuestra especialidad tiene ya un espacio claro y bien merecido en los hospitales, y por tanto que cualquier ampliación de nuestras actividades debería hacerse desde el consenso con los especialistas médicos y dentro de las vías de programas de calidad ya establecidas, en las que participan también los gestores de los hospitales. Quizás incluso, el uso de estos equipos como herramienta en Radioterapia, donde los físicos estamos directamente implicados ayude también a ello.

En definitiva, creo que no se trata de asumir actitudes quijotescas, sino que solo a través de la puesta en común de necesidades y discusión conjunta de actividades podremos llegar a realizar un trabajo digno y productivo.

Espero que esta nota pueda servir para sensibilizar sobre estos aspectos novedosos en nuestra profesión, así como para empezar a tomar medidas en los centros para que puedan iniciarse estas actividades de forma consensuada y sin grandes problemas añadidos para ninguno de los colectivos implicados.

**Esther Millán Cebrián**

*Comisión de Docencia de la SEFM*



## Curso de formación continuada de la SEFM Control de calidad en radiología digital

Desde el 28 al 31 de octubre del presente año se ha desarrollado, en el Hospital de Navarra, y organizado por la Sociedad Española de Física Médica, el curso denominado “Control de calidad en radiología digital”.

El evento, que ha contado con la participación de 35 alumnos y 11 docentes, se ha caracterizado por ser eminentemente práctico. Los alumnos han recibido 13 horas de formación teórica sobre los aspectos relacionados con las prácticas y han realizado 4 supuestos prácticos con una duración total de 8 horas.

El objetivo ha sido proporcionar al alumno una visión general de las pruebas a realizar en el control de calidad de los sistemas digitales, procurando no solapar el contenido de las mismas.

Las sesiones teóricas se han desarrollado en el salón de actos del Hospital de Navarra, mientras que las prácticas se han realizado en el aula informática del “Instituto de Educación Secundaria Sanitaria” y en las instalaciones del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital de Navarra.

Cada grupo de dos alumnos ha dispuesto de un puesto de trabajo para llevar a cabo las prácticas y cada sesión dirigida a 18 personas, ha sido conducida por dos profesores por lo que creemos que se han conseguido buenas relaciones alumno–puesto de trabajo y alumno-profesor.

El curso ha finalizado con la realización de un examen que ha sido superado por la totalidad del alumnado.

La valoración del curso por parte de los alumnos, reflejada en los resultados de la encuesta de satisfacción, cumplimentada al finalizar el curso, ha sido muy positiva. Se han valorado, con puntuación de 1 a 5, aspectos relativos a la organización, contenido del curso, labor de dirección, material suministrado, competencia del profesorado, etc., con puntuaciones superiores a 4 prácticamente en todos los apartados.

A continuación se detallan brevemente los contenidos de cada una de las sesiones prácticas.

**Santiago Miquélez Alonso**

*Director del curso*

### Práctica 1. Control de calidad en CR y DR

<b>Fundamentos teóricos</b>	Protocolos del KCARE para CR y DR.
<b>Pruebas realizadas</b>	Indicador de dosis, borrado, imagen residual, homogeneidad resolución espacial y resolución en bajo contraste.
<b>Material</b>	Software Image J y plantilla de VBA sobre Excel. Imágenes reales obtenidas en distintos equipos de CR y DR
<b>Método</b>	Evaluación cualitativa y cuantitativa de las imágenes proporcionadas.

### Práctica 2. Control de calidad en mamografía digital

<b>Fundamentos teóricos</b>	Protocolo de control de calidad en mamografía digital.
<b>Pruebas realizadas</b>	Control automático de exposición con los apartados reproducibilidad, respuesta del sistema en modo automático y relación contraste – ruido. Dosimetría del sistema con cálculo de la dosis glandular media y comparación con los resultados proporcionados por el fabricante. Evaluación de la calidad de imagen mediante el análisis del umbral de visibilidad en bajo contraste.
<b>Material</b>	Software Image J y plantilla de VBA sobre Excel. Imágenes reales obtenidas en distintos mamógrafos de CR y DR.
<b>Método</b>	Evaluación cualitativa y cuantitativa de las imágenes proporcionadas.

### Práctica 3. Control de calidad de monitores.

<b>Fundamentos teóricos</b>	Protocolo de control de calidad de monitores TG18 de la AAPM.
<b>Pruebas realizadas</b>	Análisis cualitativo y cuantitativo de las distintas pruebas especificadas en el protocolo. Calibración de la escala de grises.
<b>Material</b>	Monitores de diagnóstico en escala de grises. Software Image J y plantilla de VBA sobre Excel. Software automático proporcionado por el fabricante de los monitores. Imágenes del TG18. Diversos luxómetros de contacto y telescopios.
<b>Método</b>	Evaluación cualitativa y cuantitativa de las imágenes proporcionadas.

### Práctica 4. DQE de sistemas digitales.

<b>Fundamentos teóricos</b>	Estándar IEC 62220-1.
<b>Pruebas realizadas</b>	Obtención de la DQE para distintos sistemas (lineales, logarítmicos etc.) en distintas condiciones de adquisición y análisis.
<b>Material</b>	Software Image J y Programa ejecutable sobre MATLAB. Imágenes planas y de borde de diversos sistemas y con diferentes filtraciones.
<b>Método</b>	Obtención de la ecuación de transferencia del sistema, linealización de las imágenes. Análisis de Fourier para la obtención de la DQE. Análisis de los resultados.



## Jornada “Avances tecnológicos en Radioterapia”

### Organizada por el Grupo HM en colaboración con la SEFM

Los especialistas que participaron en la jornada “Avances tecnológicos en Radioterapia”, que se celebró el día 20 de noviembre de 2009 en el Hospital Universitario Madrid Sanchinarro (HMS), destacaron los beneficios de la radioterapia de intensidad modulada dinámica (IMRT-D), “que mejora las dosimetrías clínicas de la IMRT estática”, así como “la importancia de controlar el movimiento del tumor debido a la respiración durante el tratamiento con radioterapia estereotáxica de tumores localizados en pulmón e hígado”, en palabras del Dr. Pedro Fernández Letón, jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del HMS y coordinador del encuentro.

Asimismo, fue igualmente interesante el análisis realizado por los ponentes de los nuevos equipos de medida de las radiaciones, “que nos permiten verificar los resultados que se obtienen con los sistemas de planificación”, añadió el experto.

La jornada se celebró con el objetivo de “definir los avances más importantes de los producidos en los últimos años en Oncología Radioterápica, especialidad que ha adquirido un protagonismo importante y que está viviendo un momento clave gracias al equipamiento disponible, y analizar la situación de desarrollo en la que se encuentran”, tal y como explicó el Dr. Fernández Letón en la inauguración del encuentro.

En la misma línea se expresó el Dr. José Gómez Moreno, director del HMS, quien calificó de “claves e importantísimos” los servicios de Oncología Radioterápica y Radiofísica de este centro, “que se encuentran entre los primeros de España y cuentan con tecnologías punteras, detrás de las cuales hay profesionales muy bien formados y motivados, que están permitiendo al hospital alcanzar una excelencia de primer orden”.

Por su parte, la Dra. Carmen Rubio Rodríguez, jefe del Servicio de Oncología Radioterápica del HMS, explicó que en este centro “se han podido desarrollar gran parte de los importantes avances que se han producido en los últimos años en esta especialidad gracias al equipamiento disponible en el mismo, que ha permitido tratar mejor a los pacientes, y al apoyo de servicios como el de Medicina Nuclear, para incorporar la imagen metabólica al tratamiento de los tumores”.

Para el Dr. Fernández Letón, el balance de la jornada es “muy positivo por el contenido de la reunión, en la que se puso de manifiesto el gran desarrollo de la Radioterapia en estos últimos años, y dio la oportunidad de conocer de primera mano los últimos avances que se han presentado en los congresos americano y euro-

peo celebrados en estos tres últimos meses”, afirma el experto. Igualmente, destacó el “alto nivel de los ponentes, tanto nacionales como internacionales, el elevado número de asistentes –más de 100– y su implicación y participación en la jornada”.

### PET-TC e IMRT

Entre los temas debatidos, los especialistas destacaron los beneficios del empleo del PET-TC, que supone “un gran avance en la localización de tumores, aportando información sobre su actividad metabólica y permitiendo, en algunos casos, delimitar mejor el volumen de irradiación y aumentar la dosis impartida al tumor”, afirma el jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del HMS, señalando que esta tecnología se utiliza sobre todo en tumores de la esfera ORL, tumores pulmonares, hepáticos, de páncreas y de recto.

Asimismo, en su opinión, “la IMRT es una de las herramientas más importantes que se ha incorporado a la Radioterapia en los últimos años”, ya que “permite adaptar las curvas de isodosis a la forma del tumor, lo que supone poder administrar altas dosis de radiación al tumor, minimizando las dosis a los tejidos sanos que lo rodean”.

La complejidad de los tratamientos de IMRT hace necesario utilizar planificadores que permitan realizar planificaciones inversas. “Estos abordajes son realizados en el acelerador lineal dividiendo los haces de radiación en múltiples segmentos”, explica el Dr. Fernández Letón, precisando que, “antes de que los pacientes sean tratados por primera vez en el acelerador es necesario medir la dosimetría en este aparato y compararla con los cálculos realizados previamente en el planificador”.

Las patologías en las que se está utilizando la IMRT en el HMS son aquellas en las que se intenta aumentar la dosis para lograr un mayor control de la enfermedad, sin aumentar las complicaciones secundarias al tratamiento. “Se está empleando en los tumores del área de ORL, así como en próstata, tumores digestivos, de recto y vejiga”, concreta.

### Mejoras en los planificadores

Otro de los grandes avances registrados en esta especialidad ha sido la mejora en la precisión de los cálculos de dosis en medios heterogéneos, gracias a, por ejemplo, modelos como el método de Monte Carlo. Hasta hace unos años estos cálculos eran muy laboriosos y requerían mucho tiempo; sin embargo, los planificadores actuales están empezando a incorporar estos modelos, posibilitando una disminución significativa de los tiempos de cálculo.

En este apartado, el Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del HMS hizo hincapié en otra aportación recientemente introducida en los planificadores: la segmentación automática de órganos.

“Este método permite que, una vez realizado un TC, el sistema de planificación contornee de forma automática estructuras como pulmones, hígado, recto, vejiga o ganglios cervicales, disminuyendo de forma importante el tiempo que emplean los oncólogos radioterapéuticos en la planificación de estos tratamientos”, explica.

## Novalis

En cuanto al uso del acelerador Novalis, con el que se puede realizar radiocirugía intra y extracraneal -el HMS cuenta con el primer acelerador de estas características que se instaló en España-, el Dr. Fernández Letón subrayó la “precisión milimétrica en los tratamientos de radioterapia estereotáxica que esta tecnología está permitiendo alcanzar”. “Asimismo, podemos controlar el movimiento del tumor mediante el sistema de *gating* respiratorio -añade-, con lo que es posible administrar dosis muy altas de radiación al tumor en pocas fracciones y, consecuentemente, disminuir significativamente el tejido sano a irradiar, de forma que los tratamientos son mejor tolerados por el paciente”.

Por último, los especialistas participantes en la jornada debatieron también sobre los avances registrados en braquiterapia, destacando la incorporación de imágenes de TC y de resonancia magnética en los planificadores de este tratamiento, que están permitiendo una mejor delimitación de los tumores. “Estos sistemas de planificación también han incorporado la planificación inversa para mejorar las distribuciones de dosis”, concluyó el Dr. Fernández Letón.

## Grupo HM

El Grupo Hospital de Madrid está formado por diversas empresas que gestionan diferentes hospitales médico-quirúrgicos privados, de gran cualificación técnica y humana. Dirigido por médicos y con el objetivo de ofrecer una medicina de calidad, los diferentes centros del Grupo HM se han dotado con una tecnología de vanguardia y con el personal mejor cualificado y más humano.

Todos los hospitales del Grupo HM funcionan de forma integrada. Para ello, existe una estructura corporativa con servicios centralizados, así como diferentes herramientas informáticas de gestión integral. Esto permite una actuación complementaria y sinérgica de estructuras, servicios y equipamientos, con el máximo aprovechamiento de los recursos tecnológicos y humanos.

**Jorge Sánchez Franco**

*jorgesanchez@berbes.com*

BERBÉS ASOCIADOS

**Eva Sacristán Romeo**

*evasacristan@hospitaldemadrid.com*

GRUPO HM

## Curso ESTRO *Dose calculation and verification for external beam therapy*

La edición número 11 del curso “Dose calculation and verification for external beam therapy” tuvo lugar en Múnich, del 15 al 19 de marzo de 2009. En ella participaron 60 alumnos de 31 países distintos, lo que supuso un importante descenso respecto a años anteriores. No está claro si este descenso ha sido debido a una mayor dificultad a la hora de conseguir financiación para la asistencia al curso, por la siempre presente crisis económica, o a que el alto número de participantes en las ediciones anteriores del curso es difícilmente sustentable en base al número de personas que comienzan su formación en física médica en Europa año a año.

El centro elegido para la impartición del curso, el Klinikum Rechts Der Isar de Múnich, Alemania, contaba con instalaciones y medios técnicos que permitieron un perfecto desarrollo del curso, teniendo además una buena comunicación con el centro de la ciudad.

La estructura del curso siguió la desarrollada en ediciones anteriores, dado el buen resultado obtenido en ellas. Entre los contenidos del curso cabe mencionar en primer lugar la revisión de las principales magnitudes que caracterizan los haces de radiación utilizados en radioterapia, tanto para haces de electrones como de fotones; magnitudes que permiten realizar el modelado de los haces que luego debe introducirse en los planificadores, y se explicaron los principales formalismos para la obtención de las medidas de estas magnitudes. En el curso se analizaron también los distintos métodos de cálculo de dosis basados en estas magnitudes, y cuáles son las aproximaciones que realizan. Para ambos tipos de haces, fotones y electrones, se indicaron métodos aproximados de cálculo de dosis, que permiten verificar de forma rápida los resultados obtenidos en los planificadores. El curso tuvo un apartado especial para el modelado de haces de pequeño tamaño, que se han empezado a utilizar en los últimos años debido principalmente al auge de técnicas especiales como la IMRT.

El carácter no solo teórico sino también práctico del curso, hace que este imparta una visión global del cálculo de dosis y la necesidad de implantar métodos de verificación de los cálculos realizados por los planificadores. Finalmente, un aspecto no menor de este y otros cursos de la ESTRO, es la posibilidad de contactar y conocer a profesionales del ámbito de la física médica de otros países, y comentar con ellos cuál es la situación de la profesión y cómo es el desarrollo de sus funciones en los distintos lugares. Por todos estos motivos, este es un curso que han realizado varias generaciones consecutivas de residentes en el Hospital Universitario de Salamanca, y que ha sido

varias veces objeto de becas para la asistencia a eventos internacionales por parte de la Sociedad Española de Física Médica.

**Alejandro Vázquez Galiñanes**

*Centro de Investigaciones Biomédicas de la Rioja.  
Residente en el Hospital Universitario de Salamanca  
durante la realización del curso.*

## Reseña del Congreso Mundial de Física Médica e Ingeniería Biomédica 2009



El pasado mes de septiembre tuvo lugar en Múnich el Congreso Mundial de Física Médica e Ingeniería Biomédica - la reunión científica trienal de la IUPESM (International Union for Physical and Engineering Sciences in Medicine).

Resultó ser un foro muy apropiado para presentar los resultados de los trabajos científicos en curso ante una audiencia internacional. Contó con más de 2.800 presentaciones relacionadas con los campos de la física médica y la ingeniería biomédica.

La peculiar estructura del Congreso, representaba dos dimensiones de la tecnología y la medicina (fig.1): 13 temas sobre la ciencia y las tecnologías médicas se relacionaban con cinco de las disciplinas principales de la medicina para integrar los aspectos correspondientes a la investigación, desarrollo y aplicación. Cada uno de los temas del congreso fue presidido por dos expertos.

El contenido científico se organizó en cursos, exposición de pósteres, sesiones científicas y sesiones plenarios. También se incluyó una exposición técnica para presentar los avances tecnológicos de casas comerciales y centros de investigación.

La cantidad de trabajos expuestos hacía imposible abarcar todos los temas así que centrándonos en lo que concierne a la física médica se contó con la participación de varios ponentes de renombre, entre ellos: John M. Boone, que dio una visión global sobre la investigación en Física Médica, y William Hendee, que explicó los entresijos del proceso de publicación de los trabajos científicos.

Structure of the Congress				
1st day	2nd day	3rd day	4th day	5th day
09.09.2009	09.09.2009	10.09.2009	11.09.2009	12.09.2009
Oncology	Radiology & Nuclear medicine	Surgery & Intervention	Neurology, Neurosurgery, Rehabilitation	Cardiology, Cardiovascular diseases
1. Radiation Oncology				
2. Diagnostic Imaging				
3. Radiation Protection and Dosimetry, Biological Effects of Radiation				
4. Image Processing, Biosignal Processing, Modelling and Simulation, Biomechanics				
5. Information and Communication in Medicine, Telemedicine and e-Health				
6. Surgery, Minimal Invasive Interventions, Endoscopy and Image Guided Therapy				
7. Diagnostic and Therapeutic Instrumentation, Clinical Engineering				
8. Micro- and Nanosystems in Medicine, Active Implants, Biosensors				
9. Neuroengineering, Neural Systems, Rehabilitation and Prosthetics				
10. Biomaterials, Cellular and Tissue Engineering, Artificial Organs				
11. Biomedical Engineering for Audiology, Ophthalmology, Emergency & Dental Medicine				
12. General Subjects				
13. Special Topics and Workshops				

Fig. 1. Estructura del congreso.

Quizá los puntos más flojos del congreso fueron precisamente la cantidad de temas tratados simultáneamente y la falta de previsión a la hora de seleccionar las aulas para las sesiones. En determinadas ponencias se rebosó el aforo mientras que otras aulas se quedaban vacías. A pesar de esto, teniendo en cuenta la cantidad de disciplinas tratadas, el congreso estuvo bien estructurado y organizado.

**Rafael Ayala Lázaro**  
**Rafael García Mollá**

*Hospital General Universitario  
Gregorio Marañón, Madrid*

## Informe sobre la reunión del consejo de la EFOMP

**13 de septiembre de 2009. Múnich.**

**La reunión del consejo de la EFOMP tuvo lugar en Múnich al finalizar el World Congress 2009 on Medical Physics and Biomedical Engineering.**

Se trataron los siguientes temas:

### 1. Comités

Se propone una reestructuración de los comités. Hasta ahora existían los comités de *educación and training, registration, EU matters, science and communica-*

*tions and publications*. Cada uno de estos comités tenía un *chair* y varios miembros (delegados de las distintas sociedades nacionales en la EFOMP).

El *chair* tenía un mandato de 3 años y era propuesto por las sociedades nacionales y escogido por votación durante la reunión anual del consejo (formado por los delegados y los *officers*). Esta estructura, en las ocasiones en que el nuevo *chair* no había estado vinculado a la EFOMP antes de su elección, dificultaba y retrasaba los proyectos de los distintos comités. Por ello la junta directiva de la EFOMP ha propuesto que los comités estén formados por un *chair* (mandato de 2 años), un *vice-chair* (que sucede al *chair* al cabo de un año), un *past-chair* (1 año), secretario y miembros. A partir de ahora se votará al *vice-chair* que será propuesto por las distintas sociedades miembros de la EFOMP. Esta propuesta de renovación del funcionamiento de los comités será votada por postal *ballot* antes de final de año.

Es importante tener en cuenta que desde el año 2008 la EFOMP es una compañía y por tanto el sistema de votación ha cambiado. Sólo pueden votar los delegados que estén presentes en la reunión y que estén registrados como miembros de la compañía. La SEFM dispone de tres delegados y por tanto de tres votos. Si un delegado no asiste a la reunión se pierde un voto. Los delegados de la SEFM han insistido en que se busque una vía legal para delegar el voto en caso de que uno de los delegados no pueda, por razones de causa mayor, asistir a la reunión anual.

En esta reunión se redefinen los comités y se añade uno nuevo. Los comités actuales son:

1. Asuntos de la Unión Europea (*European Union Matters*).
2. Educación y formación (*Education and Training*)
3. Comunicaciones y Publicaciones (*Communication and Publications*).
4. Registro (*Registration*) cambia el nombre a *Professional matters*.
5. Científico (*Science*).
6. Proyectos (*Projects*).

Este último comité es resultado de la constitución de la EFOMP como compañía. Esto le permite concursar en las convocatorias de proyectos europeos.

En 2009 se han renovado mediante votación las presidencias de los Comités *European Union Matters* y *Education and Training*. En el primero nuestro compañero Eduardo Guibelalde se presentaba a la reelección. Lamentablemente, después de un resultado muy ajustado (12:10) fue elegida Penélope Allisy-Robers (IPEM, UK). En el comité de educación la candidatura de Pavel Kukulowicz (PSMP, Polonia) resultó vencedora frente a la de Carmel Caruana (Delegado de Malta). En 2010 se renovarán las presidencias para el Comité

Científico y el Comité de Comunicación. La Junta directiva de la EFOMP estaría formada en 2010 por:

- Presidente: Dr. Stelios Christophides (CAMPBE, Chipre).
- Vicepresidente: Prof. Dr. Wolfgang Schlegel (DGMP, Alemania).
- Secretario: Dr. Renato Padovani (AIFM, Italia).
- Tesorero: Prof. Peter F. Sharp (IPEM, UK).
- Y los presidentes de los comités de:
  - *European Union Matters*: Penelope Allisy-Roberts (IPEM, UK).
  - *Science*: Dr. Alberto Torresin (AIFM, Italia).
  - *Communication and Publications*: Prof. Kay-Uwe Kasch (DGMP, Alemania).
  - *Education and Training*: Pawel Kukulowicz (Polonia).
  - *Professional Matters*: Will van der Putten (APSM, Irlanda).

## 2. Próximas reuniones del consejo de la EFOMP

- 2010: 23-25 de septiembre en Udine (Italia).
- 2011: septiembre en Dublín (Irlanda), coincidiendo con la European Conference on Medical Physics.
- 2012: Pendiente de presentación de candidaturas (se abre el plazo a finales del 2009).

## 3. Propuesta de creación de grupos de interés (SIG)

El comité científico propone la creación de grupos de interés (SIG) para coordinar los esfuerzos de profesionales de distintos países que estén trabajando sobre el mismo tema. Estos SIG dependerían del comité científico de la EFOMP.

## 4. Informes de los distintos comités

El comité de *Education and Training* está trabajando la armonización de los Másteres de Física Médica en Europa así como en los programas de formación y *training*.

El comité de registro propone revisar los esquemas nacionales de registro de actividades de formación continuada de los físicos médicos (puntos de formación continuada CPD) introduciendo un sistema de auditorias.

Para renovar la acreditación de las distintas sociedades de física médica, a partir de ahora, será necesario presentar cómo se registran los expertos en física médica en el país que lo solicite. Así mismo se tiene que presentar el registro de puntos de formación continuada (CPD).

## 5. Relaciones con otras sociedades

La EFOMP está trabajando para estrechar relaciones con el resto de sociedades e instituciones europeas que tienen relación con la física médica (ESTRO, ENAM, IAEA, ESR, etc.). También tiene relaciones con la AAPM.

## 6. Informe sobre proyectos y grupos de trabajo internacionales en los que participa la EFOMP-comité *European Union Matters*

1. **ALARA network:** Radiation Protection in the Medical Field. La EFOMP participa en este proyecto y necesita cuatro físicos médicos del campo del radiodiagnóstico (radiología intervencionista, TC y RX en áreas quirúrgicas que no formen parte del departamento de radiología) para formar parte del comité. El contrato con la EU se firmará en el mes de octubre.
2. **European Institute of Biological Imaging and Research (EIBIR):** Es una compañía limitada cuyo único accionista es la Sociedad Europea de Radiología. Su función es conseguir proyectos de la comunidad europea. La EFOMP es asociado del EIBIR. Por tanto dispone de la infraestructura del EIBIR para preparar y enviar proyectos a la EU.
3. **ECR 2011:** Varios *officers* de la EFOMP son miembros del subcomité de física. Este subcomité tiene que preparar 3 ó 4 sesiones de física en el congreso de radiología del 2011.
4. **Artículo 31:** Se ha contactado oficialmente con los miembros del artículo 31 que están revisando las directivas de la UE en materia de radioprotección para que las competencias y responsabilidades del MPE (*Medical Physics Expert*) en materia de radioprotección en el ámbito hospitalario queden debidamente contempladas.
5. **IAEA Interregional Technical Cooperation Project INT 6054:** "Strengthening Medical Physics in Radiation Medicine". La EFOMP participa en este proyecto que tiene como objetivos:
  - Definir internacionalmente las funciones y responsabilidades de los Físicos Médicos y los requisitos para su educación y formación.
  - Identificar vacíos en la educación y desarrollar programas para unificarla internacionalmente.
  - Concienciar a las administraciones y a la sociedad de que la física médica debe ser una profesión reconocida.

Para alcanzar estos objetivos se han creado 4 grupos de trabajo. En cada grupo de trabajo un miembro es un *officer* de la EFOMP.

6. **Proyectos presentados a la UE** (education, EURATOM y HEALTH): Este año la EFOMP ha presentado 5 proyectos, tres de los cuales han sido rechazados. Falta la resolución de los dos restantes.
  - EMPLaCe [European Medical Physics Lifelong Learning Based on Competences] que se ha presentado al programa Life Long Learning 2007-2013 de la UE.
  - Guidelines on medical physics expert EC tender No. TREN/H4/167-2009: Este proyecto de la unión europea pretende armonizar la educación, formación y competencias del físico médico en Europa para que la movilidad sea posible. Es requisito indispensable para ganar el concurso contar con la participación de la EFOMP. Aun así, la EFOMP se ha presentado al concurso a través de la Universidad Complutense de Madrid. Este grupo está liderado por el Dr. Eduardo Guibelalde.

## 7. Clasificación en la ILO (International Labour Organisation) del físico médico.

El físico médico, que no aparecía hasta ahora en el listado de profesiones de la ILO, aparece ahora junto con los astrónomos (entrada 2111). Aunque estamos clasificados junto con los astrónomos la ILO indica en una nota que los físicos médicos son una parte integral de la sanidad y que trabajan juntamente con las profesiones clasificadas en el grupo 22.

Si bien resulta muy positivo el reconocimiento de la profesión por la ILO, no estar dentro de las profesiones sanitarias hace que el nuevo reto sea la inclusión de la física médica dentro de éstas.

## 8. Información sobre la revista *Physica Medica*

El índice de impacto ha aumentado de 0,136 a 0,698. Se necesitan más editores y revisores especializados.

La SEFM tendría que decidir la suscripción a la revista electrónica.

Núria Jornet y Ángel del Castillo

Delegados de la SEFM en el Consejo de la EFOMP.

## Resumen 2009

Durante este año 2009, la SEFM en colaboración con otras sociedades, formalizó un acuerdo con la entidad gestora de la Sanidad en Castilla y León sobre el desarrollo de la carrera profesional, retomó la actividad del Foro conjunto CSN-SEFM-SEPR y comenzó, junto con la SEOR, la redacción de un nuevo libro blanco sobre Oncología Radioterápica, en el que se incluirán diversos aspectos de Radiofísica.

Con respecto a las relaciones internacionales de la SEFM, contamos con 3 delegados en la EFOMP (Dña. Núria Jornet, D. Ángel del Castillo y D. Juan José García-Granados), y otros 3 en la IOMP (Dña. Natividad Ferrer, D. Alejandro García y D. Ignasi Modolell).

La OIEA solicitó expertos para impartir cursos en Hispano América. Se recibieron 15 solicitudes que fueron revisadas por la Comisión Científica y la Junta Directiva. En breve se remitirá la lista a la OIEA.

Cabe destacar el acuerdo con la AAPM para el intercambio de profesionales para su formación, cuya formalización tuvo lugar en el Congreso conjunto SEFM-SEPR celebrado en junio en Alicante. En la actualidad se está trabajando intensamente para poner en funcionamiento el acuerdo.

Durante el pasado congreso de Alicante, se celebró la tercera jornada sobre unidades docentes de radiofísica hospitalaria.

## Asamblea extraordinaria

En la última Asamblea Extraordinaria celebrada el pasado 20 de noviembre, se presentó un informe del congreso conjunto SEFM-SEPR (Alicante 2009). El número de asistentes fue prácticamente el doble con respecto al anterior congreso de Granada 2007, con un total de 591 congresistas. La participación científica fue también notable, con 419 trabajos presentados. El balance económico ha sido muy satisfactorio.

A continuación se sometió a votación la realización conjunta o no del próximo congreso del 2011 en Sevilla. La decisión tomada por la Asamblea, por mayoría de los presentes, fue la de realizar conjuntamente con la Sociedad Española de Protección Radiológica el congreso de Sevilla 2011.

Durante la celebración de esta misma Asamblea Extraordinaria, Dña. Montserrat Ribas informa de la situación actual de la formación en Radiofísica Hospitalaria tras el RD 183/2008:

En el segundo semestre de 2009 se han mantenido dos reuniones, una con el Ministerio de Sanidad y Política Social y otra con el Ministerio de Educación. Se presentó documentación argumentada y las opiniones de la Comisión Nacional de la Especialidad.

- Se propone como requisito para el acceso a las pruebas selectivas de la especialidad el título de grado (240 créditos) + máster reconocido por el Ministerio de Sanidad (60 créditos/año). No se ha cerrado el tipo de máster con el Ministerio de Sanidad.
- Se propone también un aumento de la duración de la especialidad de 3 a 4 años, para incluir las radiaciones no ionizantes.

Hasta el momento ninguno de los Ministerios ha tomado ninguna decisión y la CNRFH, a través de su presidenta, ha solicitado de nuevo una entrevista con el Subdirector General de Ordenación Profesional del Consejo Nacional de Especialidades en Ciencias de la Salud (MSPS).

## Formación y docencia

En cuanto a la formación, la Sociedad ha organizado 7 cursos de capacitación homologados por el CSN y 3 cursos de formación continuada.

De los cursos de Baeza hay que destacar la evolución al alza en número de alumnos, de unidades docentes representadas y de extranjeros en los cursos. Este año como novedad, los textos se dieron en formato electrónico.

## Grupos de trabajo

- El grupo de "Procedimientos de control de calidad en aceleradores lineales" que coordina Dña. Carmen Pinza Molina, finalizó su actividad y publicó su protocolo que ha sido editado por Aula Documental de Investigación.
- El grupo "Introducción a los procedimientos de control de calidad en radiología digital", que coordina D. Santiago Miquélez, se encuentra en fase final de edición, previa a la remisión del documento a la Comisión Científica para su revisión definitiva.
- El grupo "Radioterapia guiada por la imagen", que coordina Dña. M. Cruz Lizuain, tras publicar un artículo de revisión está redactando el protocolo de IGRT definitivo.

- El grupo “Dosis absorbida por radiofármacos”, que coordina Dña. Raquel Barquero presentó un modelo para la estimación de la dosis absorbida en tratamientos de cáncer diferenciado de tiroides con I-131.
- El grupo de trabajo de “Control de calidad en la instrumentación en medicina nuclear”, coordinado por D. Rafael Puchal, en colaboración con la SEPR y la SEMN, ha iniciado su actividad para la actualización del protocolo español de control de calidad en medicina nuclear.
- Se ha formalizado la creación del grupo de “Dosimetría física y clínica en braquiterapia. Estado actual”, coordinado por D. José Pérez Calatayud, que inició su actividad el pasado 25 de noviembre.

## Ayudas concedidas por el CSN

Este año se han concedido las siguientes ayudas solicitadas por la SEFM al CSN, para:

- Curso de IMRT (2500€).
- XVII Congreso Nacional de la SEFM (8000€).
- Revista de la SEFM (3300€).

Por otra parte, el CSN “ha acordado proponer, provisionalmente, la desestimación de la ayuda solicitada” para el proyecto “Dosimetría de pacientes de hipertiroidismo tratados con I-131”, “por no haber sido valorado el proyecto con la puntuación suficiente y teniendo en cuenta la cuantía presupuestaria disponible”.

## Relaciones institucionales

El pasado 6 de octubre, en el marco de la política de relaciones institucionales del Consejo de Seguridad Nuclear, la Junta Directiva fue invitada a una recepción formal en las instalaciones del CSN. En su discurso, la Presidenta del CSN destacó los múltiples puntos de contacto entre la SEFM y el CSN, y la importancia que supone para el CSN contar con la colaboración

de sociedades científicas como la SEFM. Por su parte, la Presidenta de la SEFM agradeció las subvenciones concedidas por el CSN y abundó en la provechosa colaboración con el CSN, poniendo como ejemplo el foro conjunto sobre protección radiológica en el que participan ambas instituciones y también la Sociedad Española de Protección Radiológica.

La jornada siguió con una visita guiada a la Sala de Emergencias, y posteriormente al Centro de Comunicación, lugar en el que se realiza divulgación, a todos los niveles, del uso pacífico de las radiaciones ionizantes y de los fundamentos de la protección radiológica.

La visita al CSN sentó las bases de futuras colaboraciones a la vez que estrechó los lazos entre ambas instituciones.

Finalmente “Integrating the Healthcare Enterprise-Radiation Oncology” (IHE-RO) ha decidido organizar el pre-test (reunión de preparación del connectathon (CAT) de IHE-RO, y posterior reunión del comité técnico) en Granada en junio de 2010. Gracias a Julio Almansa por las gestiones y por haber conseguido que España fuera sede de estas reuniones.

## Comisiones

### Comisión de docencia

Durante el año 2009 la comisión de docencia se ha encargado de la co-organización de tres cursos: “IMRT. Fundamentos y control de calidad” en Salamanca, “Ultrasonidos y sus aplicaciones en diagnóstico y terapia. Control de calidad de ecógrafos” en Zaragoza y “Control de calidad en radiología digital” en Pamplona. Para el próximo año se van a proponer al menos tres cursos más, de los que se informará convenientemente.

En cuanto a la composición, finalizan su tarea en la comisión Doña Teresa Eudaldo (representante de los socios) y Don Antonio Lallena (representante de la universidad).



## Quality assurance for PET and PET/CT systems

IAEA Human Health Series No. 1. Viena: International Atomic Energy Agency, 2009.

[http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1393\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1393_web.pdf)

Entre las misiones de la Organización Internacional de Energía Atómica (OIEA) están alentar el intercambio de información científica y técnica, promover la transmisión de conocimientos teóricos y prácticos, formular normas básicas para la protección contra radiaciones, y publicar reglamentos y códigos de prácticas sobre determinados tipos de operaciones. A diferencia de otras organizaciones internacionales, la OIEA complementa las vías tradicionales de distribución con el acceso libre a su trabajo a través de Internet. Por ello, de entre todas sus publicaciones, resultan especialmente interesantes aquéllas que son compendio de recomendaciones de otras organizaciones. Así ocurre con la publicación a la que nos referimos en esta reseña.

Dentro del apartado para publicaciones científicas y técnicas la OIEA ha puesto en marcha recientemente una nueva serie dedicada a la salud. Esta serie cuenta por el momento con cuatro publicaciones, una de ellas la dedicada al aseguramiento de la calidad en equipos de PET y PET/CT (*Quality assurance for PET and PET/CT systems*).

A pesar de su disponibilidad comercial desde principios de los ochenta, los equipos de PET han sido relativamente poco frecuentes en el medio sanitario. Sin embargo esta situación está cambiando en los últimos años. En nuestro país en concreto, estos equipos ya no están limitados únicamente a la iniciativa privada. La sanidad pública ha adquirido recientemente equipos híbridos PET/CT. Sus aplicaciones en neurología, cardiología y oncología son cada vez más numerosas. En este contexto una guía, como la que nos ocupa, es de gran valor, más si tenemos en cuenta el interés que nuestra Sociedad tiene en actualizar sus recomendaciones en este campo.

El libro consta de seis capítulos. En el primero el lector encontrará las referencias a los documentos fundamentales escritos en los últimos veinte años sobre calidad en PET. En el segundo se explican las bases del funcionamiento de los equipos y sus limitaciones técnicas, distinguiendo entre la tecnología PET, la tomografía computarizada y los equipos híbridos.

También se introducen los fundamentos de las correcciones por atenuación a partir de las imágenes de rayos X. El tercero está dedicado a las aplicaciones clínicas de los equipos PET/CT en oncología, cardiología y neurología. El cuarto discute los conceptos fundamentales para establecer un sistema de garantía de calidad centrado en un equipo de PET/CT. El quinto capítulo recomienda procedimientos para realizar pruebas de aceptación en estos equipos distinguiendo entre las pruebas específicas de la parte de PET, de la parte de tomografía y de la parte en la que el equipo funciona como equipo híbrido. Por último en el capítulo seis se recomiendan los procedimientos de control de calidad periódicos organizados de la misma forma que en el capítulo anterior. En este capítulo se ha dedicado un epígrafe especial a los equipos PET/CT en instalaciones móviles.

Son tres las partes en las que podemos dividir el libro. La primera está dedicada a explicar las bases técnicas y prácticas del funcionamiento y uso de estos equipos. Esta parte no se puede considerar una discusión pormenorizada sobre la tecnología de los tomógrafos pero sí la trata con suficiente detalle como para que el lector comprenda sus limitaciones tecnológicas y el tipo de problemas que se tienen que caracterizar durante los controles de calidad. En la segunda se establece un marco conceptual para el desarrollo de un programa de garantía de calidad en PET/CT. En la secuencia lógica para la puesta en marcha y mantenimiento de la calidad del equipo, que pasa por el establecimiento de las especificaciones de compra, realización de las pruebas de aceptación, establecimiento del estado de referencia, controles de calidad periódicos y controles tras intervención relevante sobre el equipo, se propone también la realización de unas pruebas, similares en cierta medida a las de aceptación, en el momento previo al fin del periodo de garantía. En la tercera se proponen los controles de calidad para realizar sobre los equipos en cada momento, con detalles sobre el material a utilizar, el modo de adquisición de los datos, cómo realizar el análisis y qué tolerancias aplicar.

En definitiva, un libro que puede resultar de interés para los miembros de nuestra Sociedad, en especial para los radiofísicos, independientemente de que trabajen en el campo de la imagen, en medicina nuclear o radiodiagnóstico, o en el campo de la radioterapia.

**César Rodríguez Rodríguez**  
Hospital Universitario de Fuenlabrada