

El lector de este número, primero de 2007 y del octavo volumen de nuestra revista, va a encontrar en él, junto a los contenidos habituales - artículos científicos y revisiones técnicas, información sobre las actividades de nuestra sociedad, y el resto de las secciones - todos los resúmenes admitidos para ser presentados en el XVI Congreso Nacional de Física Médica, a celebrar en Granada del 22 al 25 de mayo. Como pórtico de presentación del congreso e introducción a los contenidos asociados, se han incluido textos con las declaraciones de los presidentes respectivos del comité organizador y del comité científico, así como una exposición más descriptiva del director del curso de refresco previo al congreso. El grosor del ejemplar en papel denota, casi podríamos decir "delata", la cantidad de información ahí contenida. En términos de utilidad, se ha realizado un gran esfuerzo para cerrar el número con tiempo suficiente, de manera que la revista sea recibida por el lector en una fecha que le permita conocer con anticipación los trabajos que se van a presentar, e incluso confeccionarse una agenda previa antes de asistir al congreso. Con este deseo y convencimiento presentamos este editorial. Además del congreso, Granada acogerá la asamblea de socios de la SEFM, en la que se renovará una parte de la junta directiva. De las actividades de nuestra sociedad se da cumplida información en las secciones correspondientes de la revista.

En cuanto a los contenidos habituales, en el número se han incluido tres artículos científicos, uno sobre la caracterización inicial de colimadores multiláminas para IMRT, otro sobre dosimetría en braquiterapia oftálmica, y un tercero sobre matrices de alta dosis en un sistema de

planificación de braquiterapia. Estos contenidos se han completado con dos comunicaciones breves, una sobre valoración objetiva de tratamientos en radioterapia externa, y otra sobre una metodología de obtención de información sobre los filtros de forma de los equipos de TC.

Pero no sólo por el grosor del ejemplar y por la fecha de distribución está el congreso presente en la revista. ¿Cuánto impacto puede tener el congreso en la revista? Esperamos que mucho y en varias direcciones: en primer lugar, los trabajos seleccionados directamente por su calidad podrán ser publicados directamente, o con pequeñas modificaciones en la revista. Además, esperamos (y deseamos) que en el conjunto de trabajos presentados haya otros, no seleccionados inicialmente para ser escritos en formato extenso, que al ser expuestos en el congreso muestren calidad suficiente como para ser enviados a la revista para su publicación. El tercer factor de impacto del congreso en relación con la revista merece un párrafo aparte.

Los organizadores, atendiendo amablemente una petición del comité de redacción de la revista, han programado una sesión el jueves 24 para dedicarla a analizar, comentar y, si fuera posible, extraer algunas conclusiones sobre mejoras posibles en el funcionamiento y en la producción de la revista. Por descontado que animamos a todos los interesados en la revista a participar en la sesión, pero queremos hacer especial énfasis en la participación de aquellos que, por haber sido autores o asesores, pueden dar una visión diferente del funcionamiento de la revista.

Esperamos que el congreso cumpla sobradamente los objetivos planteados.

## Problemática al establecer el estado de referencia inicial de un colimador multiláminas para modulación de intensidad

E. Cabello Murillo<sup>1</sup>, C. Rodríguez Rodríguez<sup>2</sup>, J. M. Pérez Moreno<sup>2</sup>, J. P. Fernández Letón<sup>1</sup>,  
A. López Fernández<sup>1</sup>, G. Martín Martín<sup>1</sup>, J. Castro Novais<sup>2</sup>, R. Díaz Fuentes<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Sección de Radiofísica, Servicio de Oncología Radioterápica. <sup>2</sup>Servicio de Radiofísica Hospitalaria.  
Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid. Madrid.

### Problems found in the establishment of the initial reference state of a multileaf collimator for intensity modulated radiotherapy treatments

#### Resumen

Un paso previo antes de comenzar la técnica de Modulación de Intensidad es el correcto establecimiento del estado de referencia inicial del colimador multiláminas. Mediante dos pruebas basadas en placas radiográficas se realiza un estudio de la falta de alineación entre bancos de láminas y un estudio de los pares de láminas en particular, para varias unidades de tratamiento. Haciendo un análisis de la señal proporcionada por las placas, se pueden detectar desplazamientos de unas pocas décimas de milímetros en la alineación de los bancos. Los resultados de estas pruebas nos han permitido identificar problemas de alineación que llevaron a sustituir el colimador multiláminas de uno de los aceleradores.

*Palabras claves:* Modulación de Intensidad. Colimador multiláminas. Control de calidad. Alineación. Bancos de láminas.

#### Abstract

A correct establishment of the initial reference state of a multileaf collimator is a previous step before the beginning of Intensity Modulated Radiotherapy treatments. By means of two film tests we have studied the misalignment between leaf banks and between individual pairs of leaves, for different treatment units. Analyzing the film signal we can detect misalignments of a few tenths of a millimetre between banks. The results of these tests allowed us to identify alignment problems that led to the substitution of the multileaf collimators in one of our linacs.

*Key words:* Intensity Modulated. Multileaf collimator. Quality assurance. Alignment. Leaf banks.

#### Introducción

En el establecimiento del estado de referencia inicial de una nueva unidad de tratamiento en nuestro centro, un acelerador lineal multienergético Primus de Siemens provisto de colimador multiláminas (en adelante CML), fueron previstas varias pruebas para su aceptación de uso en tratamientos. En concreto, en lo que se refiere al CML, para garantizar el buen funcionamiento del mismo

tanto en sus especificaciones dosimétricas como geométricas, diversas normas y recomendaciones nacionales<sup>1</sup> e internacionales<sup>2</sup> indican que es necesario realizar un control de calidad exhaustivo. Esto cobra mayor importancia si se quiere implementar la técnica de tratamientos con modulación de intensidad, en los cuales cualquier variación de algún parámetro geométrico produce grandes variaciones en las distribuciones de dosis<sup>3</sup>.

Dentro de las pruebas de aceptación del CML, se planteó el estudio de la falta de alineamiento entre los bancos de láminas, como uno de los parámetros importantes en el establecimiento del estado de referencia del mismo. Mediante dos pruebas basadas en placas radiográficas, pudimos valorar la falta de alineamiento de los bancos de láminas. Se exponen en este trabajo el método empleado

Correspondencia: E. Cabello Murillo. Sección de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario 12 de Octubre. Avda. de Córdoba s/n. 28041 Madrid.  
E-mail: ecabello.hdoc@salud.madrid.org  
Fecha de recepción: 7-6-2006  
Fecha de aceptación: 16-2-2007

y los resultados que obtuvimos con ambas pruebas, indicando en cada caso el tipo de información que se puede conseguir acerca de la falta de alineación del CML.

## Material y métodos

Nuestro centro está dotado en la actualidad con dos aceleradores lineales Primus de Siemens, ambos con CML. En el acelerador de más reciente adquisición, en adelante Primus II, está previsto realizar tratamientos con modulación de intensidad. El acelerador más antiguo será denominado en adelante como Primus I.

El CML de los aceleradores Primus es marca Siemens y consta de 27 pares de láminas de 1 cm de anchura y dos pares de láminas adicionales de 6,5 cm de anchura en los extremos, medidas en el isocentro (fig. 1). El material del cual están hechas las láminas es tungsteno siendo su grosor de 7,6 cm. Este modelo de CML Siemens tiene otra variante en los aceleradores modelo Oncor, que conserva el mismo diseño de láminas pero siendo el ancho de todas ellas de 1 cm. La dirección a lo largo de la cual se mueven las láminas está definida como eje X (dirección transversal de la mesa de tratamiento), y la perpendicular eje Y (dirección longitudinal de la mesa de tratamiento), tomando este sistema de referencia con el colimador y rotación isocéntrica de la mesa a 0°. El CML de Siemens presenta una doble focalización<sup>4</sup>, ya que el borde de las láminas es paralela a la divergencia del haz, tanto a lo largo de la dirección de movimiento de éstas como en la dirección perpendicular. Además, no presenta mandíbula adicional en el eje X, siendo por tanto las láminas las que limitan el campo en esa dirección.

El parámetro que se analiza en este trabajo es la diferencia de alineación entre los dos bancos de láminas. Esta diferencia se define como la diferencia entre las coordenadas Y de los centros geométricos de los dos bancos; por tanto, una distancia no nula implica que los ejes centrales de movimiento de dos láminas opuestas no coinci-

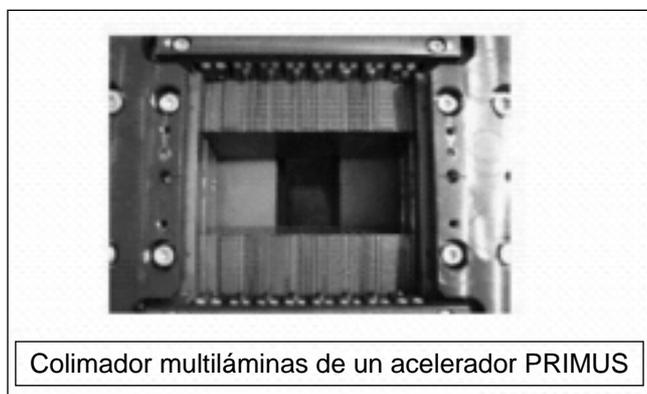


Fig. 1 . Fotografía del CML objeto del estudio. La ausencia de mandíbula adicional en la apertura en la dirección X (dirección de las láminas) es una característica de los aceleradores Primus de Siemens.

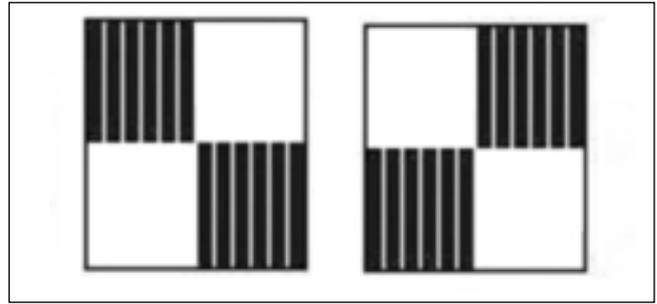


Fig. 2. Patrones de láminas propuestos para la realización de la prueba de campos complementarios. Se trata de dos campos estáticos superpuestos en la misma placa radiográfica.

den exactamente. Para determinar la misma se realizaron dos pruebas diferentes que se detallan a continuación.

Se realizó una primera prueba mediante el procedimiento descrito por LoSasso<sup>5</sup>. En una misma placa radiográfica colocada en el isocentro, se irradiaron dos campos estáticos con patrones de láminas complementarios (fig.2). De esta forma se irradian en dos fases cuatro cuadrantes en la placa. A esta prueba la denominaremos como la de "campos complementarios".

Esto da lugar a una imagen radiográfica cuya característica principal es una línea de infradosificación a lo largo de la dirección del movimiento de las láminas (fig.3), entre las láminas adyacentes del mismo banco que están en posiciones diferentes en cada campo. Esta línea debe aparecer continua, es decir sin ningún salto, si existe una alineación correcta. Una discontinuidad denota una falta de alineación. Esta zona de infradosificación es un efecto debido al diseño de las láminas en forma de surcos y lengüetas (*tongue and groove*) que sirve para reducir la transmisión entre láminas adyacentes (fig. 4). Conviene tener en cuenta que en un acelerador Siemens el centro de la lámina central coincide con el eje del haz del campo,

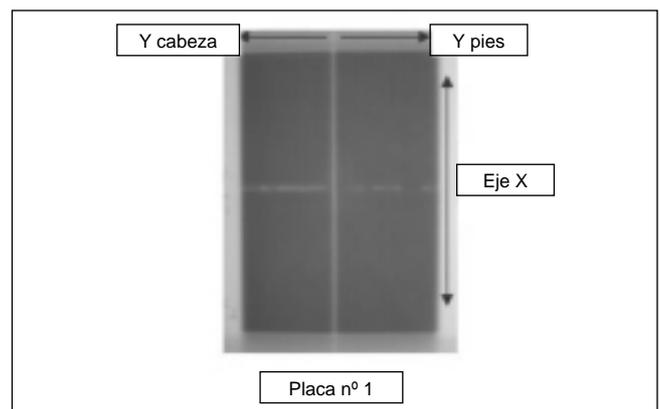


Fig. 3. Imagen radiográfica correspondiente a la prueba de campos complementarios. Se puede observar la línea vertical de infradosificación producida por el efecto de machihembrado y otra horizontal más difusa correspondiente a la unión entre láminas opuestas. Una perfecta alineación del CML corresponde a una línea vertical continua en toda la placa, sin saltos de un banco a otro.

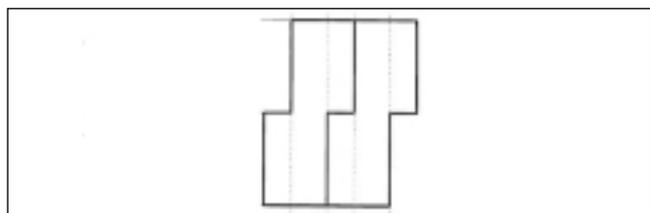


Fig. 4. Visualización de los surcos y lengüetas entre láminas adyacentes del mismo banco que provocan un efecto de infradosificación en la prueba de campos complementarios.

con lo cual la línea de machihembrado, está desplazada 0,5 cm respecto del eje del haz. En aceleradores Varian y Elekta<sup>6</sup>, esta línea sí se puede hacer coincidente con el eje del haz. Perpendicularmente a esta línea aparece otra zona debido a la unión de las láminas de bancos opuestos.

Para su realización se han empleado placas radiográficas Kodak X-Omat V colocadas en el isocentro (distancia foco-placa de 100 cm), con el correspondiente espesor de equilibrio. Para la lectura y análisis de las placas radiográficas se ha utilizado un escáner MicroTek Scan-Maker 9800 XL y el programa OmniPro I'mRT v1.4 de Scanditronix Wellhöfer AB.

Para evaluar igualmente esta falta de alineación se ha realizado además una segunda prueba consistente en irradiar una placa en el isocentro, abriendo y cerrando hasta el eje ( $X = 0$ ) de forma alternativa los pares de láminas del colimador (fig. 5), siendo por tanto la separación entre franjas de radiación de 1 cm. El patrón de radiación como se puede observar son franjas oscuras (zona sin lámina) y claras (zona con lámina). A esta prueba la denominaremos como "prueba de bandas".

Con la prueba de campos complementarios se puede evaluar la alineación de los dos bancos, y con la prueba de bandas, además de hacerlo para las láminas en particular, podemos medir las longitudes de las franjas de radiación antes citadas, de las cuales se puede obtener la anchura radiológica de las láminas del CML.

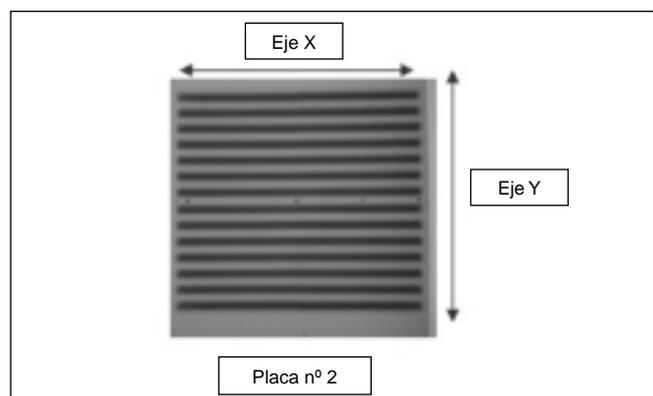


Fig. 5. Imagen radiográfica correspondiente a la prueba de bandas, originada al irradiar una placa radiográfica abriendo y cerrando pares de láminas de forma alternativa. La distancia entre las franjas de este patrón de radiación corresponde a la anchura radiológica de las láminas en el isocentro.

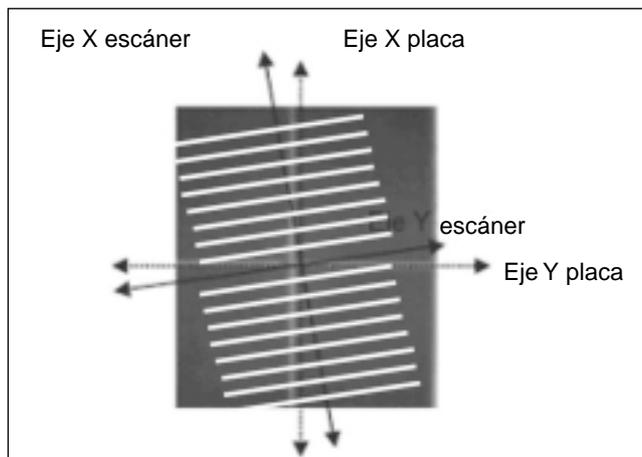


Fig. 6. Ejemplo gráfico de la posible falta de coincidencia entre los ejes del escáner y de la placa. En la figura se representan los perfiles en líneas blancas analizados en la prueba de campos complementarios.

Previamente al proceso de lectura de las películas radiográficas, se les asigna un origen de coordenadas ( $X = 0$ ,  $Y = 0$ ), que se obtiene a partir de marcas realizadas sobre las mismas coincidentes con los ejes principales del acelerador. Al escanear la placa de campos complementarios puede estar rotado el eje en el que se obtiene los perfiles con respecto al eje perpendicular a la dirección de movimiento de las láminas (fig. 6).

Para el análisis de la prueba de campos complementarios se han obtenido sobre esta placa varios perfiles a lo largo de la dirección del eje Y del escáner, separados del origen en distintos valores de la coordenada X cm, de forma equidistante respecto del mismo. Dichos perfiles se han extendido sólo a un pequeño rango entorno al origen  $Y = 0$  de la placa del orden de 2 mm. Nos ha interesado hallar la posición (Y) del mínimo de señal para cada perfil, ajustándose para ello a un polinomio de 2º grado, debido a que esta función se ha adaptado perfectamente a nuestros puntos de señal en la placa y es sencilla de analizar. Posteriormente se realizó un ajuste lineal entre las posiciones de los mínimos y la coordenada X del perfil correspondiente. Se ha estimado la falta de alineación entre bancos como la falta de coincidencia entre las dos rectas de ajuste extrapoladas al origen  $X = 0$ , esto es, la diferencia de ordenadas en el origen de las dos rectas. Si no hubiese desplazamiento entre bancos, sólo existiría una recta que incluiría a los dos bancos.

El análisis de la placa de la prueba de bandas consistió en trazar perfiles a lo largo de la dirección del eje Y en varias posiciones de la coordenada X comprendidas en un rango entre -7 y 7 cm. En este caso sí se ha buscado una correcta alineación entre los ejes del escáner y los del CML. En cada uno de estos perfiles se ha determinado el ancho radiológico de las láminas y la posición de sus centros, localizando los máximos y mínimos de intensidad en la placa radiográfica. De la misma forma también se ha analizado la correlación entre las posicio-

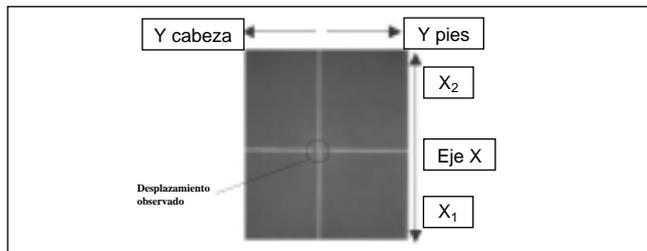


Fig 7. Patrón de radiación correspondiente a la prueba de campos complementarios en el Primus II, previa al cambio del CML. Obsérvese que la falta de alineamiento entre bancos de multilaminas es apreciable incluso visualmente.

nes de los centros de las láminas pertenecientes a cada banco del CML, representándose en un ajuste lineal las coordenadas de los centros de un banco respecto de las del otro.

Dado que el análisis de ambas pruebas se basa esencialmente en la localización de mínimos de intensidad en placa radiográfica, no es necesario para realizarlo disponer de una curva que transforme la señal producida por el escáner en dosis absorbida. Basta con que la relación entre ambas magnitudes sea monótona, como ocurre en la práctica.

## Resultados y discusión

El análisis de las placas radiográficas reveló lo siguiente:

En primer lugar se observó mediante el análisis de la placa correspondiente a la prueba de campos complementarios un desplazamiento entre los dos bancos, en dirección perpendicular al movimiento de las láminas (eje Y), que se detectó incluso visualmente como se aprecia en la fig. 7.

Las fig. 8a, 8b y 8c recogen el análisis cuantitativo de las medidas realizadas en el Primus II (antes y después del cambio de CML) y del Primus I respectivamente:

Se representan las posiciones de los mínimos para cada perfil con coordenada X positiva y negativa.

Tabla 1.

Unidades	Desplazamientos entre bancos ( $k = 2$ )	
Primus II antes cambio	$0,081 \pm 0,005$	cm
Primus II tras cambio	$0,028 \pm 0,017$	cm
Primus I	$0,019 \pm 0,007$	cm

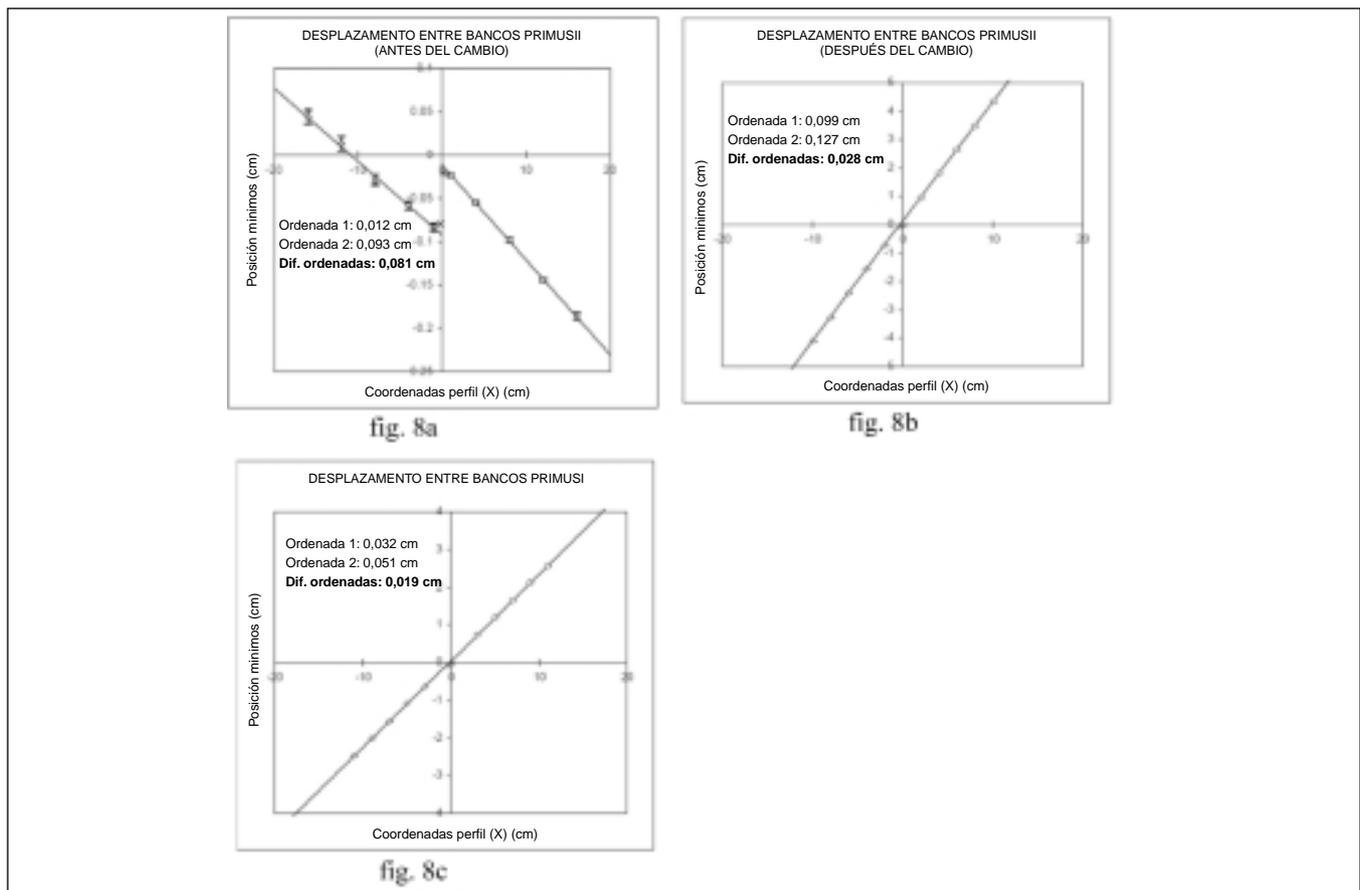


Fig. 8a, 8b, y 8c. Se representan las posiciones de los perfiles en el eje X (dirección del movimiento de las láminas) con sus mínimos correspondientes de la prueba de campos complementarios. Las diferencias de ordenadas en el origen de cada banco (denominadas 1y 2 respectivamente) nos da el desplazamiento entre ambos.

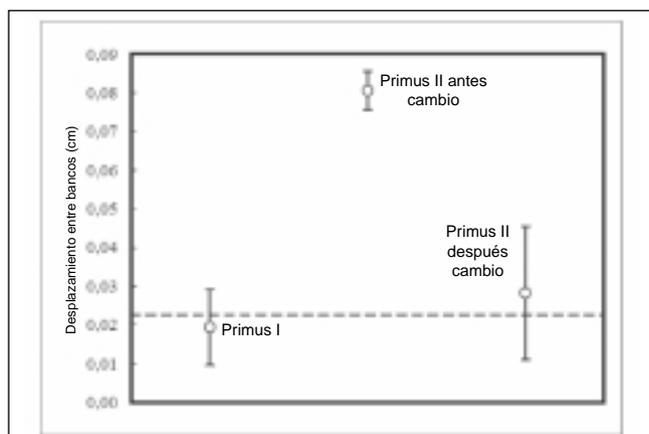


Fig. 9. Resumen visual de resultados de desplazamiento entre bancos, expresado en cm.

Las diferencias entre las ordenadas en el origen de cada ajuste se recogen en la tabla 1 como el desplazamiento entre bancos y se representan gráficamente para los tres CML en la fig. 9, representándose la incertidumbre con un factor de cobertura de  $k = 2$ .

El hecho de estar rotado el eje en el que se obtiene los perfiles con respecto al eje perpendicular a la dirección de movimiento de las láminas, hace que rigurosamente la falta de alineación se determine como la diferencia entre las ordenadas multiplicadas por el coseno del ángulo que forman las rectas de ajuste con el eje de las abscisas (ver de nuevo fig. 8a, 8b y 8c). Hemos elaborado una tabla (tabla 2) para ver cómo se modifican los datos si se tiene en cuenta este hecho. Se ha obtenido la pendiente de las rectas de ajuste y a partir de ahí el coseno del ángulo de rotación; en la tabla se muestran datos de la diferencia de ordenadas corregidas y sin corregir por el coseno. Como se puede observar teniendo en cuenta las incertidumbres, esto no afecta al resultado, por lo tanto se ha tomado el coseno como 1 (como si no hubiese rotación).

Hay que tener en cuenta que este desplazamiento es en la dirección perpendicular a la del movimiento de las láminas. Si observamos los resultados vemos como tras el cambio de CML, el desplazamiento del Primus II es del mismo orden que el del Primus I.

El resultado de esta prueba muestra una diferencia significativa entre la falta de alineación del CML inicial del Primus II frente al del Primus I. Esta diferencia motivó la sustitución del CML. La determinación realizada de la falta de alineación para el nuevo colimador es ahora compatible con la del Primus I. Según LoSasso una tolerancia razonable para este desplazamiento, con este mé-

todo experimental es de 0,5 mm, lo que hace plausible la decisión de sustitución del CML original.

En segundo lugar, el análisis correspondiente a la prueba de bandas mostró de la misma forma la falta de alineación entre los dos bancos en el primer CML del Primus II. Las fig. 10a, 10b y 10c recogen los resultados del análisis de correlación entre las posiciones de los centros de las láminas de cada banco (mínimos de intensidad) del Primus II antes del cambio de CML, del Primus I y del Primus II con el nuevo CML. Se trata de un ajuste lineal hecho entre los promedios, para todos los perfiles con coordenada X positiva, de las coordenadas Y de los mínimos correspondientes a la misma lámina, frente a los mismos promedios para perfiles con coordenada X negativa. Se obtiene una sola recta y la ordenada en el origen nos proporciona igualmente el desplazamiento entre bancos, aunque de una forma global teniendo en cuenta todas las láminas.

Las ordenadas para cada CML son las siguientes: para el Primus II con el CML original es de 0,047 cm, para el Primus I es de 0,004 cm y para el Primus II tras el cambio de CML es de 0,0103 cm.

Esta prueba sirvió además para encontrar que la anchura radiológica del par central de láminas es del orden de 1 mm mayor que el del resto, como se muestra en la fig. 11, que corresponde al CML del Primus II. La anchura radiológica se ha determinado como la anchura a media altura de cada máximo del perfil. Se han obtenido de esta forma la anchura de diecinueve láminas centrales de las veintiocho de anchura nominal de 1 cm, observándose una diferencia significativa entre la lámina central (nº 10) y el resto. El par central de láminas tiene una anchura de 1,13 cm, el resto se encuentran entre 1,02 y 0,97 cm. Esto mismo se comprobó en el Primus I, obteniéndose para la lámina central 1,11 cm y el resto comprendidas entre 1,01 y 0,97.

Los resultados correspondientes a la falta de alineación son similares en ambas pruebas. Hay que hacer notar que el parámetro que se determina en cada una no es exactamente el mismo. En el primer caso (campos complementarios) la falta de alineamiento se determina a partir de uno de los bordes de la lámina central en cada banco. En el segundo (bandas) la falta de alineamiento corresponde a un promedio de los desplazamientos de los centros de cada lámina en cada banco.

Como fuente principal de incertidumbre se han tomado las fluctuaciones debidas al ruido propio del escáner, que se ha estimado en un 1,5% ( $k = 1$ ) para los niveles de se-

Tabla 2.

Unidades	Pendiente	coseno	Diferencia ordenadas	Diferencia ordenadas*coseno
Primus II antes cambio	-0,01094	1,000	0,081	0,081
Primus II tras cambio	0,23079	0,974	0,028	0,027
Primus I	0,42119	0,922	0,019	0,018

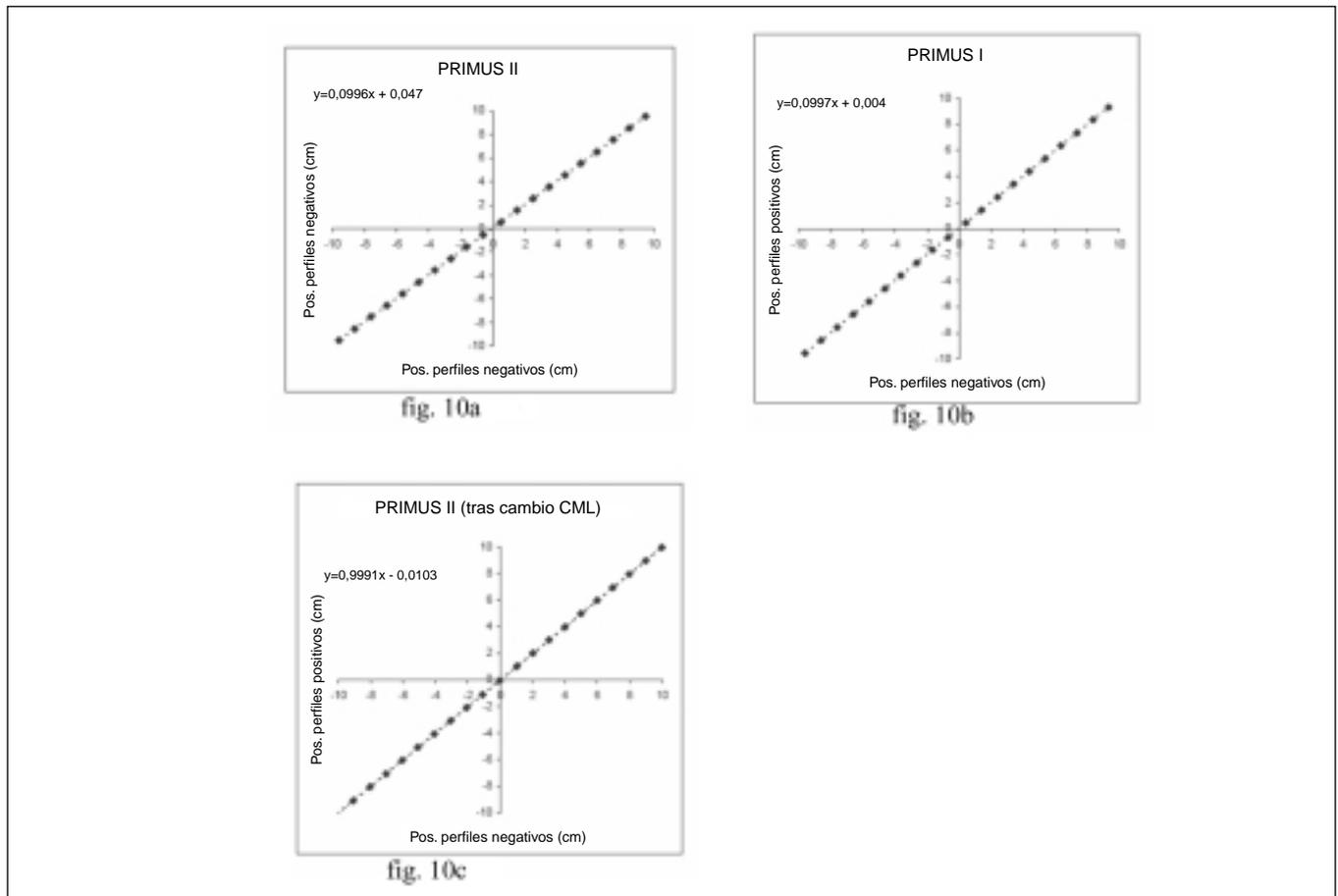


Fig. 10a, 10b y 10c. En estas gráficas se representan en cada caso la correlación de las posiciones de los mínimos de intensidad, para los perfiles en posiciones X negativas (abscisas de la figura) y los perfiles en posiciones X positivas (ordenadas de la figura). Se representa la recta de ajuste lineal en cada una, donde el parámetro relevante que representa la falta de alineamiento entre bancos es la ordenada en el origen.

ñal manejados. Otra fuente de incertidumbre es la debida al tamaño finito de los píxeles en la imagen escaneada. Para una resolución de lectura de 72 puntos por pulgada, que supone un tamaño de píxel de 0,35 mm, la incertidumbre en la posición a la que se le asigna un determina-

do nivel de señal es de 0,1 mm, desviación obtenida suponiendo una distribución uniforme sobre el tamaño de píxel. Esta contribución a la incertidumbre es despreciable frente a la que supone el 1,5% en la señal. Propagando esta incertidumbre a los parámetros de ajuste que se emplean para determinar la falta de alineación entre los dos bancos, resultan los valores recogidos en la tabla 1.

Se puede apreciar que en procedimientos de medida en los que se pueda interpolar y promediar la señal procedente del escáner se pueden llegar a apreciar valores del orden de la micra o de decenas de micras, muy inferiores a los relevantes en la práctica clínica.

## Conclusiones

Dentro del programa de control de calidad de nuestras unidades de tratamiento hemos desarrollado un método para determinar de una manera sencilla y precisa la correcta alineación entre los dos bancos de láminas.

En la nueva unidad de tratamiento dentro de las pruebas que determinan el estado de referencia se obtuvo un desplazamiento entre bancos de 0,8 mm, que al ser supe-

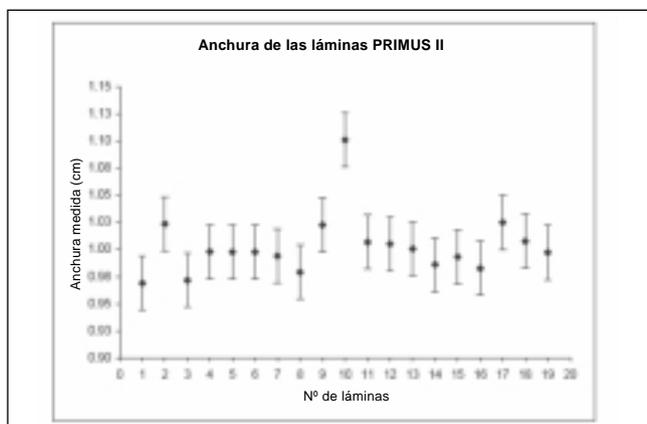


Fig. 11. Representación de la anchura de las 19 láminas centrales del acelerador Primus. Se aprecia claramente la diferencia entre la lámina central (representada en la gráfica como la nº 10) y las demás.

rior a la tolerancia aceptada de 0,5 mm, motivó la sustitución del colimador multiláminas por uno nuevo.

Se volvieron a repetir las pruebas de alineación para el nuevo CML obteniéndose un valor de 0,28 mm, el cual se encuentra dentro la tolerancia propuesta.

Se ha decidido que la periodicidad de esta prueba sea anual teniendo en cuenta la experiencia con el acelerador antiguo y por ser un parámetro que no es susceptible de grandes cambios con el tiempo.

## Referencias

1. Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE N° 206/1998, pág. 29383. Publicado el 28/8/1998.
2. Ezzell GA, Galvin GM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. Medical Physics 2003;30(8).
3. Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest Int. J Radiation Oncology Biol Phys 2001; 51:880-914.
4. Das IJ, Desobry GE, McNeely SW, Cheng EC, Schultheiss TE. Beam characteristic of a retrofitted double-focused multileaf collimator. Med Phys 1998; 25:(a).
5. LoSasso TJ. IMRT Delivery System QA. Memorial Sloan-Kettering Cancer Center. New York. Presentación de la AAPM-2003. Summer Scholl.
6. Bogr A, Biggs P, Galvin J, Klein E, LoSasso T, Low D, et al. Basic Applications of multileaf collimators. Report of Task Group No. 50, AAPM radiation therapy committee. American Institute of Physics for the AAPM, 2001.
7. Samant SS, Zheng W, Parra NA, Chandler J, Gopal A, Wu J, et al. Verification of a multileaf collimator leaf position using an electronic portal image device. Med Phys 2002;29:(12).
8. Collado P, Martín C, Sanz CJ, Montes C, Martín J, De Sena E. Sistema automático para la verificación del posicionamiento de las láminas de un colimador MLC. Rev Fis Med 2005; 6 :165-166.

# Influencia de las correcciones dosimétricas en braquiterapia oftálmica

I. Modolell<sup>1</sup>, C. Picón<sup>1</sup>, R. de Blas<sup>1</sup>, C. Muñoz<sup>3</sup>, V. Navarro<sup>2</sup>,  
M. C. Lizuaín<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica. <sup>2</sup>Unitat d'Investigació Clínica. Institut Català d'Oncologia. Hospital Durán i Reynals. Hospitalet de Llobregat. Barcelona. <sup>3</sup>Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica. Institut Català d'Oncologia. Hospital Universitari Josep Trueta. Girona.

## Dosimetric corrections influence in eye brachytherapy

### Resumen

La braquiterapia del melanoma de úvea mediante placas oftálmicas tipo COMS (*Collaborative Ocular Melanoma Study*) cargadas con semillas de I-125, presenta incertidumbres dosimétricas debidas a la heterogeneidad del medio (incluyendo los aplicadores) y a las reducidas dimensiones del ojo. Esto supone la existencia de desviaciones con respecto a las hipótesis de partida del protocolo dosimétrico para braquiterapia de la AAPM (TG-43 reports 51 and 84), que se incorporan al cálculo mediante el uso de funciones de corrección en el sistema de planificación. El presente estudio compara la influencia de dichas correcciones en la dosis administrada en 173 pacientes tratados en nuestra institución. Se ha realizado un análisis de las desviaciones obtenidas al usar las funciones de corrección, dependientes de la profundidad tumoral, y una caracterización estadística de la profundidad de los tumores tratados. El resultado obtenido es que la desviación media en el ápex del tumor, entre el cálculo de dosis absorbida de acuerdo a las suposiciones originales del estudio COMS y el realizado empleando la información dosimétrica actualizada de la que disponemos hoy en día es del -15,6%. A la luz de este resultado cabría plantearse una reducción de la dosis prescrita si se va a realizar un cálculo dosimétrico más preciso que el establecido por el estudio COMS.

*Palabras clave:* Braquiterapia epiescleral. Melanoma de coroides. COMS.

### Abstract

Uveal melanoma brachytherapy with COMS (*Collaborative Ocular Melanoma Study*) type plaques loaded with I-125 seeds has dosimetric uncertainties caused by medium (including treatment applicators) inhomogeneities and the small size of the eye. As a result, there are deviations from the assumptions of the AAPM dosimetric guidelines for brachytherapy (TG-43 reports 51 and 84), which are accounted for using correction functions in the planning system. The present study compares the influence of these corrections in the delivered dose in 173 patients treated in our institution. The deviations, that depend on the tumour depth, were analyzed using the correction functions. A statistical characterization of the treated tumour depths was carried out. Thus, it is found out that the mean deviation in the tumour apex, comparing the absorbed dose calculation using the original COMS study assumptions or using the updated dosimetric information that is currently available is -15.6%. A reduction of the prescription dose should be taken into account when dose calculations are not carried out using COMS guidelines.

*Key words:* Episcleral brachytherapy. Choroid melanoma. COMS.

### Introducción

El melanoma de coroides es una patología que ha sido abordada con distintas formas de radioterapia<sup>1</sup>. La bra-

quiterapia<sup>2</sup> ha sido una de ellas, con el objetivo de preservar el globo ocular y la visión. La dosimetría en braquiterapia epiescleral<sup>3</sup> tiene características muy particulares, debidas a los distintos tipos de isótopos y aplicadores empleados, así como a la particular localización de los tumores, muy próximos a los órganos de riesgo.

El *Collaborative Ocular Melanoma Study* (COMS) es un estudio iniciado a mediados de la década de los 80 con el propósito de evaluar el papel que la braquiterapia podía jugar en el tratamiento del melanoma de coroides.

Correspondencia: Ignasi Modolell i Farré. Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica. Institut Català d'Oncologia. Hospital Duran i Reynals. Av. Gran Via, s/n Km 2.7. 08907 l'Hospitalet del Llobregat (Barcelona).

E-mail: imodolell@iconcologia.net

Fecha de recepció: 7-7-2006

Fecha de aceptació: 6-3-2007

Un informe reciente<sup>4</sup> indica que la supervivencia de los pacientes tratados con braquiterapia episcleral o con enucleación es similar.

El estudio COMS establecía<sup>5</sup> el uso de semillas de I-125 como fuentes de tratamiento, conjuntamente con un juego de placas episclerales estandarizado. Éstas están constituidas por una aleación de oro e incorporan un portador de silicona en el que se insertan las semillas de I-125.

El estudio obligaba a realizar las siguientes aproximaciones dosimétricas: ausencia de dispersión total, ausencia de corrección por la presencia de la placa o del portador de silicona, omisión de correcciones por la anisotropía de las semillas y aproximación de fuente puntual.

Actualmente, se dispone de información dosimétrica<sup>6-13</sup> fiable que permite realizar el cálculo dosimétrico sin usar dichas aproximaciones. Además, en el transcurso del estudio COMS, la AAPM publicó el informe del Task Group #43<sup>14</sup> (TG-43, Report 51) referente a la dosimetría en braquiterapia y, más recientemente, una actualización del mismo<sup>15</sup> (Report 84) con nuevos datos de consenso para semillas de I-125.

La influencia de la adopción del TG-43 en la dosimetría de placas tipo COMS ha sido analizada por Ray et al.<sup>16</sup>. En este estudio compararon las dosis absorbidas para dos modelos de semillas empleando el algoritmo de cálculo usado previamente con el propuesto en el TG-43. El resultado obtenido fue una disminución en la dosis absorbida en el ápex del tumor de entre un 0 y un 6% para semillas modelo 6702 (Oncura, Plymouth Meeting, Pennsylvania) y entre un 6 y un 13% para el modelo 6711.

El estudio COMS ha sido recientemente reanalizado<sup>17</sup>, con la intención de incorporar al cálculo dosimétrico la información más actualizada. Los autores recalcularon las dosis en los puntos de interés tomando una muestra representativa de pacientes para cada tamaño de placa.

Las correcciones dosimétricas llevadas a cabo fueron: aproximación de fuente lineal, factor de transmisión del portador de silicona del 90% y factor de transmisión de la placa de oro del 0%.

A partir de las desviaciones en los puntos de interés para la muestra de pacientes recalculados, hallaron una solución genérica para la corrección de las dosis absorbidas en cada punto. Esta solución se expresa en función del número de semillas, su tasa de kerma de referencia en aire, la duración del implante y la distancia entre el centro de la placa y el punto de interés. El objetivo de los autores es que dicha solución pueda ser empleada en todos los pacientes del estudio COMS sin necesidad de recalcularlos uno a uno. En el punto de prescripción, los autores obtienen una disminución media de la dosis administrada frente a la prescrita de un 12%.

El propósito del presente estudio es evaluar, para la serie de pacientes tratados en nuestra institución, la diferencia en la dosis absorbida en el ápex del tumor según el cálculo se realice con todas las correcciones conocidas en la actualidad, o con las aproximaciones del estudio COMS.

## Material y métodos

Las fuentes que usamos en nuestra institución son las MED3631-A/M (North American Scientific Inc., North Hollywood, California) cuyos parámetros dosimétricos de consenso publicados en el TG-43U1 provienen de las simulaciones de Monte Carlo llevadas a cabo en los trabajos de Wallace y Fan<sup>18</sup> y en los de Rivard<sup>19</sup> y las medidas experimentales de Li et al.<sup>20,21</sup>.

Las placas COMS empleadas en nuestra institución son una extensión del conjunto COMS original. Disponemos de placas de 10, 12, 14, 16, 18, 20 y 22 mm de diámetro, así como una placa 16 *notched* que se diferencia de las anteriores en que incorpora una hendidura para tratar tumores cercanos al nervio óptico.

La metodología habitual en nuestra institución es prescribir al ápex del tumor en los tumores de más de 5 mm de profundidad. En los de 5 mm o menos, el punto de prescripción se elige en el ápex del tumor o a 5 mm de profundidad, dependiendo de la dosis absorbida en la esclera. La dosis prescrita es de 85 Gy.

Para la realización de este estudio se empleó el sistema de planificación (SP) *Plaque Simulator V5.3.6* (Melvin A. Astrahan, *University of Southern California*, Los Angeles), que permite al usuario determinar la utilización o no de cada uno de los factores de corrección por separado. En nuestro caso, decidimos estudiar las desviaciones entre el cálculo COMS estricto (fuente puntual, sin anisotropía y en un medio homogéneo de dispersión total) y el resultado obtenido empleando las correcciones disponibles en la actualidad, en adelante, cálculo T. Las fórmulas para el cálculo de la tasa de dosis en cada caso se presentan en las ecuaciones (1) y (2) respectivamente.

El SP empleado dispone también de una función de corrección,  $A(R)$ , que tiene en cuenta la falta de dispersión causada por la presencia de aire en la cara anterior del ojo. Esta corrección sólo afecta a la dosis administrada en el caso de tumores de localización posterior y profundidades del punto de prescripción superiores a los 9 mm (para un diámetro de ojo estándar de 24 mm). En el presente estudio no evaluamos la influencia de dicha corrección, ya que al ser de aplicación sólo para determinados tipos de tumores no es susceptible de ser analizada con la metodología empleada.

$$\dot{D}(r, \theta) = S_1 \Lambda \frac{r_0^2}{r^2} g_2(r) \quad (1)$$

$$\dot{D}(r, \theta) = S_1 \Lambda \frac{G_2(r, \theta)}{G_2(r_0, \theta_0)} g_2(r) F(1, \theta) T(r, \mu, d) \quad (2)$$

$$G_2(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin(\theta)}, \theta \neq 0$$

$$G_2(r, \theta) = \frac{4}{r^2 - L^2}, \theta = 0$$

En ambos casos los datos dosimétricos de las fuentes empleados son los publicados en el TG-43U1<sup>15</sup>, es decir,

en nuestro estudio no evaluamos cambios provocados por el cambio en los parámetros de consenso (modificaciones en las funciones dosimétricas entre el TG43<sup>14</sup> y el TG43U1<sup>15</sup>), sino única y exclusivamente aquellas correcciones que provienen de realizar un cálculo dosimétrico más exacto.

Las únicas diferencias entre el modelo de cálculo del TG-43 y el cálculo T, tal y como se puede ver en la Ecuación 2 son la aproximación de que la función de anisotropía no depende de  $r$ , y el uso de la función de corrección  $T(r, \mu, d)$ .

La función de anisotropía del cálculo T (2) no tiene dependencia con  $r$ , ya que toma únicamente los valores para  $r=1$  cm. Esta aproximación se justifica por el hecho de que, dadas las características del implante, el valor de  $r$  variará muy poco alrededor de 1 cm (el diámetro de un ojo es ligeramente superior a los 2 cm).

El factor de corrección debido al portador,  $T(r, \mu, d)$  corrige la tasa de dosis por dos efectos físicos distintos<sup>8</sup>.

En primer lugar, corrige por el hecho de que el número atómico efectivo del portador de silicón es significativamente superior al del agua ( $Z_{\text{eff}}=10,7$  frente a 7,4 del agua). Esto supone un incremento de la probabilidad de efecto fotoeléctrico. Para la energía de emisión del I-125 (aproximadamente 28 keV), el camino libre medio ( $\mu^{-1}$ ) de los fotones emitidos se reduce en un factor 2,2 en el portador con respecto al del agua<sup>8</sup>. Este aumento de la atenuación supone una reducción de la dosis, cercana a un 10% a 1 cm de la placa, según las simulaciones de Monte Carlo llevadas a cabo por Chiu-Tsao *et al.*<sup>6</sup> y las medidas experimentales de de la Zerda *et al.*<sup>7</sup>.

El uso de la función  $T(r, \mu, d)$  por parte del SP lleva a cabo la corrección por atenuación del portador de silicón semilla a semilla<sup>8</sup>, teniendo en cuenta para cada una de ellas que el espesor de silicón ( $d$ ) que atraviesan los fotones antes de llegar al punto de cálculo varía según la posición de la semilla en la placa COMS.

El segundo efecto corregido por el factor  $T(r, \mu, d)$  es el causado por la presencia de la placa de oro. Esta influencia está abundantemente documentada en la bibliografía<sup>9-13,22</sup>.

El oro ( $Z=79$ ) presenta un coeficiente másico de atenuación, para la energía del I-125, unas 80 veces superior al del agua<sup>8</sup>. El camino libre medio en oro de los fotones emitidos por el I-125 es de 16  $\mu\text{m}$ . La placa tiene un espesor de 0,5 mm, por lo que se puede considerar que todos los fotones que se emiten en su dirección resultan absorbidos por ésta. A esta pérdida de dispersión en un hemisferio se añade la producción de rayos X característicos de la capa L ( $L1=14,4$  keV,  $L2=13,7$  keV y  $L3=11,9$  keV), que, por su baja energía, causan un aumento de dosis a distancias muy cercanas a la placa<sup>8</sup>.

La presencia de la placa de oro es tenida en cuenta en la función  $T(r, \mu, d)$  considerando tanto la falta de dispersión en un hemisferio, como el aumento de dosis a corta distancia debido a la radiación característica.

El SP empleado permite corregir únicamente por la presencia de la placa de oro (ausencia de dispersión y aparición de radiación característica), sin tener en cuenta la influencia del portador de silicón. La función de corrección es  $B(r)$ . Este caso resultaría de interés para los usuarios de placas COMS con guía de inserción de oro<sup>23</sup>, que no requieren de portador de silicón.

La última de las diferencias entre el cálculo COMS y el cálculo T es el uso de la función de geometría de fuente lineal en el cálculo T, en contraposición a la fuente puntual establecida en el estudio COMS.

Dado que el objetivo del estudio era hallar las desviaciones en la dosis prescrita, y, en última instancia, encontrar una nueva dosis de prescripción, se realizó una aproximación estadística al problema, que se describe a continuación.

En primer lugar, para cada una de las placas de las que disponemos se realizó un doble cálculo dosimétrico, tipo COMS y tipo T, comparándose las dosis calculadas en el eje de la placa, en un rango de 0 a 15 mm de profundidad.

Con posterioridad, acudimos a los datos estadísticos de 173 pacientes tratados en nuestra institución. Un informe preliminar sobre los resultados clínicos y las características de los tumores tratados en los primeros 120 pacientes se presentó en el transcurso del XIII Congreso de la AERO. Empleando el software de análisis estadístico GNU R versión 2.4.2<sup>24</sup> se analizó la distribución de profundidades con el fin de caracterizarla estadísticamente. El test de normalidad de Shapiro-Wilk descartó una distribución normal. Por simetría y curtosis se probó una distribución de Rayleigh, descartándola tras llevar a cabo un test  $\chi^2$  cuadrado. Al no hallar un ajuste satisfactorio a distribuciones conocidas se realizó una estimación no paramétrica de la función densidad mediante un estimador kernel de núcleo gaussiano<sup>25</sup>. El histograma de frecuencias y la función densidad de probabilidad hallada se presentan en la figura 1. A partir de esta densidad de probabilidad, se obtuvo

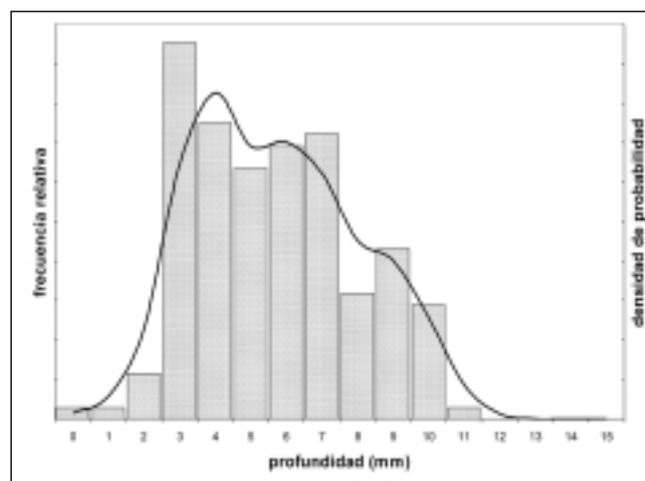


Fig. 1. Histograma de frecuencias y función de distribución ajustada para las profundidades de tumores.

la probabilidad de tratar melanomas en el rango de 0 a 15 mm de profundidad (tabla 1).

La tabla de profundidades y probabilidades obtenida del análisis estadístico de los pacientes, y la tabla de profundidades y desviaciones entre el cálculo COMS y T nos permiten construir, para cada una de las placas, una tabla que nos relacione desviaciones COMS-T y sus probabilidades.

Del análisis estadístico de los pacientes, también obtuvimos la frecuencia de utilización de cada una de las placas oftálmicas (tabla 2). Esto nos permitió sumar ponderadamente los resultados de desviación-probabilidad de cada placa y hallar una única relación, independiente del tipo de placa y de la profundidad del tumor, entre las desviaciones COMS-T y sus probabilidades de ocurrencia, para los 173 pacientes tratados en nuestro hospital.

## Resultados y discusión

En la tabla 3 mostramos las desviaciones entre el cálculo COMS y el cálculo T en función de la profundidad y del tipo de placa COMS empleado.

**Tabla 1. Probabilidad de tratar un tumor de un rango de profundidades. La ausencia de valor indica probabilidad nula**

Rango (mm)	Probabilidad (%)
0-1	0,69
1-2	2,11
2-3	8,52
3-4	16,37
4-5	14,98
5-6	13,35
6-7	13,85
7-8	10,65
8-9	8,64
9-10	6,81
10-11	3,20
11-12	0,76
12-13	0,07
13-14	<0,01
14-15	...

**Tabla 2. Frecuencia de utilización de cada placa COMS**

Placa	Frecuencia de Utilización (%)
COMS10	1,7
COMS12	5,8
COMS14	13,3
COMS16	17,5
COMS16notched	3,4
COMS18	25,0
COMS20	20,0
COMS22	13,3

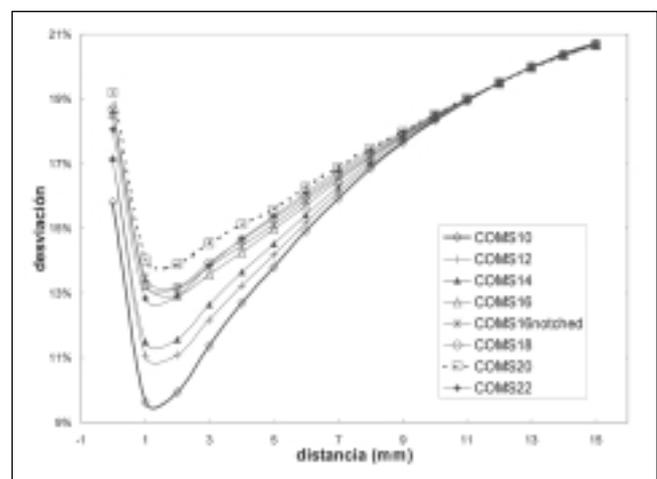
Estas desviaciones quedan recogidas de forma gráfica en la figura 2. En ella se observa un mismo comportamiento para todas las placas. En todos los casos, las dosis calculadas por el modelo T son inferiores al cálculo COMS.

El análisis del comportamiento de la desviación COMS-T para las distintas placas (fig. 1) nos permite ver que todas ellas parten de un valor inicial de entre un 16 y un 20% a 0 mm. Seguidamente aparece una disminución rápida hasta alcanzar entre 1 y 2 mm su valor mínimo (entre un 9 y un 14%). A partir de ese punto tienen un aumento suave, en el que todos los tamaños de placa van convergiendo hasta llegar a los 15 mm con una desviación ligeramente superior al 20%.

El alto valor inicial de la desviación entre el cálculo COMS y el cálculo T se debe a que a distancias tan próximas al centro de la placa, los fotones procedentes de semillas periféricas tienen una incidencia muy oblicua para llegar a ese punto. Esto hace que la atenuación debida al portador de silicona sea grande, ya que el espesor del mismo que deben atravesar es mayor.

Al alejarnos del centro de la placa, el espesor medio de portador de silicona para las semillas periféricas disminuye, manteniéndose constante para las semillas centrales. La atenuación causada por el portador es menor, por lo que la desviación entre el cálculo COMS y el cálculo T disminuye.

El posterior aumento de la desviación con la distancia cabe atribuirlo al efecto de la falta de dispersión causado por la placa de oro. En un medio homogéneo la importancia de la radiación dispersa frente a la directa aumenta al aumentar la distancia, ya que la radiación directa tiene una disminución geométrica con el cuadrado de la distancia, mientras que la radiación dispersa, al no provenir de una emisión puntual, decrece con más lentitud. En presencia de la placa de oro, los fotones que se emiten en su dirección son absorbidos y no contribuyen a la radia-



**Fig. 2. Desviaciones observadas entre el cálculo COMS y T en función de la profundidad para cada placa.**

**Tabla 3. Desviación relativa (en %) entre el cálculo COMS y el cálculo T para cada placa tipo COMS en función de la profundidad (z).**

z (mm)	COMS10	COMS12	COMS14	COMS16	COMS16n	COMS18	COMS20	COMS22
0	-15,8	-17,2	-17,1	-18,5	-18,6	-18,7	-19,2	-18,3
1	-9,6	-11,0	-11,5	-13,3	-13,5	-13,2	-14,0	-13,5
2	-9,9	-11,1	-11,6	-12,9	-13,1	-13,2	-13,9	-13,6
3	-11,4	-12,2	-12,6	-13,6	-13,8	-13,9	-14,5	-14,5
4	-12,7	-13,2	-13,6	-14,2	-14,5	-14,6	-15,1	-15,2
5	-13,8	-14,2	-14,5	-15,0	-15,1	-15,3	-15,7	-15,8
6	-14,9	-15,2	-15,4	-15,7	-15,9	-16,0	-16,3	-16,3
7	-15,9	-16,1	-16,3	-16,5	-16,6	-16,6	-16,9	-16,9
8	-16,8	-16,9	-17,1	-17,2	-17,2	-17,3	-17,5	-17,5
9	-17,6	-17,9	-18,0	-18,0	-18,1	-18,1	-18,2	-18,2
10	-19,1	-19,3	-19,3	-19,4	-19,4	-19,4	-19,5	-19,5
11	-20,6	-20,6	-20,6	-20,7	-20,7	-20,7	-20,7	-20,7
12	-21,9	-21,3	-21,9	-21,9	-21,9	-21,9	-21,9	-21,9
13	-23,2	-23,1	-23,1	-23,1	-21,3	-23,1	-23,1	-23,1
14	-24,4	-24,2	-24,2	-24,2	-24,2	-24,2	-24,2	-24,2
15	-24,9	-25,3	-25,3	-25,2	-25,3	-25,2	-25,2	-25,2

**Tabla 4. Probabilidad (en %) de hallar una determinada desviación (d) entre el cálculo COMS y el cálculo T para cada tamaño de placa. La ausencia de valor indica probabilidad nula.**

d (%)	COMS10	COMS12	COMS14	COMS16	COMS16n	COMS18	COMS20	COMS22
-10	4,8	...	...	...	...	...	...	...
-11	10,5	...	...	...	...	...	...	...
-12	14,2	13,6	9,7	...	...	...	...	...
-13	15,3	18,4	17,3	8,3	4,2	4,1	...	7,7
-14	13,5	16,7	18,7	22,8	21,9	20,5	10,3	19,7
-15	13,5	16,4	16,8	20,7	22,3	23,2	27,6	22,1
-16	11,8	14,8	15,7	20,1	21,5	21,6	24,4	20,3
-17	8,6	10,5	11,3	14,8	16,0	16,4	20,5	16,3
-18	6,3	7,8	8,4	10,8	11,6	11,6	14,0	11,3
-19	1,5	1,8	1,9	2,5	2,6	2,6	3,2	2,5

ción dispersa. En consecuencia, la disminución de dosis entre el cálculo COMS y T a grandes distancias será mayor, ya que en el cálculo T eliminamos un factor cuya contribución es mayor con la distancia.

Finalmente, la coincidencia de todas las placas en profundidad es un hecho esperado, ya que al aumentarla disminuimos los efectos que dependen del tamaño de la placa.

La tabla 4 muestra las probabilidades de obtener una determinada desviación COMS-T para cada placa.

Estos mismos resultados se presentan gráficamente en la fig. 3. En el eje de abscisas aparece la desviación COMS-T y en el de ordenadas su probabilidad. Esta gráfica permite observar como, a medida que aumenta el tamaño de la placa, la desviación COMS-T aumenta. La causa de esta tendencia es que el aumento del diámetro de la placa ocasiona un alejamiento del eje para las semillas periféricas, cobrando mayor importancia la corrección por el espesor de portador de silicona atravesado.

La fig. 4 presenta las desviaciones COMS-T una vez ponderadas por su frecuencia de utilización de cada una de las placas oftálmicas. Por simplicidad se presentan sólo los puntos, y se destaca en línea discontinua la placa

COMS10 (la de menor tamaño), la COMS18 (la más utilizada) en continua y la COMS22 (la de mayor tamaño) punteada.

A partir de esta distribución de probabilidades se calculó el valor medio y su desviación estándar, resultando

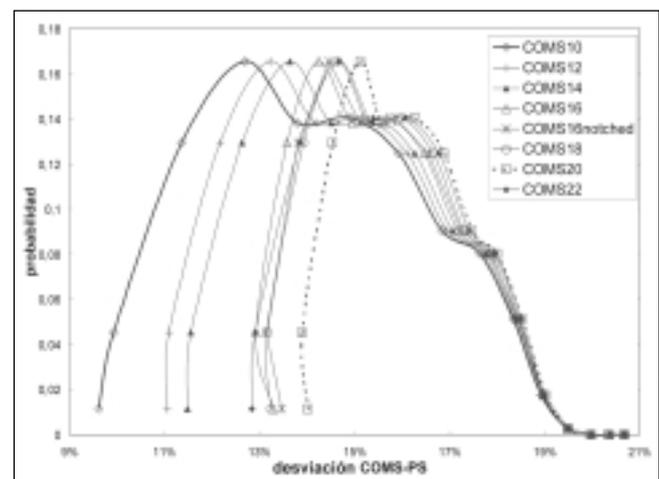


Fig. 3. Probabilidad de obtener una desviación COMS-T para cada placa.

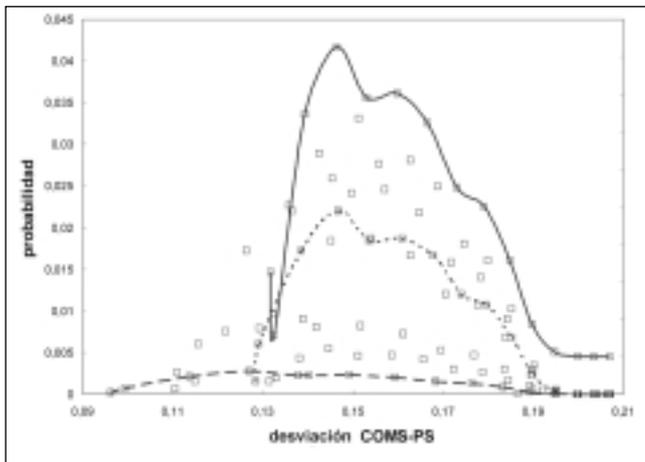


Fig. 4. Probabilidad de obtener una desviación COMS-T ponderada por la frecuencia de utilización de cada placa. Por claridad se muestran sólo los puntos y en línea continua la placa COMS18, en discontinua la COMS10 y en punteada la COMS22.

que la desviación COMS-T promedio para nuestros 173 pacientes era de  $-15,6 \pm 3,4\%$  ( $k=2$ ).

Este resultado tiene una compatibilidad estadística límite con el publicado en el reciente análisis dosimétrico del estudio COMS<sup>17</sup>, que predice una desviación media de dosis al ápex del tumor del -12%, esta desviación resulta baja comparada con las desviaciones predichas por Astrahan<sup>8</sup>, Chiu-Tsao et al.<sup>6</sup> y de la Zerda et al.<sup>7</sup>, que, a su vez, son más próximas a la obtenida en el presente estudio.

Astrahan<sup>8</sup> predice que, para puntos situados a profundidades grandes, habrá una reducción de dosis del 9% debida a la absorción del portador de silicona, y del 11% debida a la falta de retrodispersión por la presencia de oro. Este 20% concuerda con las desviaciones observadas en nuestro estudio a 15 mm de profundidad. También realiza una comparación entre el modelo COMS y el modelo T en puntos de interés dosimétrico (esclera, mácula, nervio óptico, cristalino y pared opuesta) obteniendo diferencias entre un 20 y un 27%, para una placa COMS20 con veinticuatro semillas, y entre un 5 y un 50% para una placa COMS12 con ocho semillas. En este último caso representa gráficamente los resultados en el eje central, en la gráfica se puede observar que para una profundidad de 6 mm, que corresponde aproximadamente con nuestra profundidad media, la desviación COMS-T es de un -14%, compatible con nuestros resultados.

Chiu-Tsao et al.<sup>6</sup> realizaron medidas con dosímetros TLD y simulaciones de Monte Carlo para estudiar la influencia del portador de silicona y de la placa de oro. El estudio se realizó con una placa COMS20 en la que sólo habían cargado la semilla central. Los resultados (fig. 5 y 6 de la publicación) han sido reproducidos y aparecen con mayor claridad en la fig. 3 de la publicación de Astrahan<sup>8</sup>. Para esta configuración, se predice una reducción de dosis próxima al 16% a 1 cm, y de un 20% a 2 cm.

Finalmente, el estudio de de la Zerda et al.<sup>7</sup> realiza medidas con TLDs en puntos en el eje y fuera de él para una configuración idéntica a la empleada por Chiu-Tsao et al.<sup>6</sup>. Los autores obtienen una reducción de dosis de un 10% a 1 cm y de un 20% a 2,5 cm

## Conclusiones

La dosimetría en implantes de braquiterapia oftálmica se ha realizado tradicionalmente con aproximaciones. La incorporación de los conocimientos actuales con respecto a la geometría del implante y a la influencia del portador de silicona y de la placa posterior de oro implica cambios notables en las dosis administradas, estos cambios son dependientes de la profundidad del punto de cálculo. En el presente estudio, esta dependencia ha sido resuelta caracterizando estadísticamente la distribución de profundidades de los tumores tratados, por lo que los resultados expuestos tienen validez para series de pacientes iguales a los tratados en nuestra institución. A la luz de los resultados aquí presentados y de los publicados en la bibliografía, realizar un cálculo más exacto nos debe conducir a plantear una reducción en las dosis prescritas. En nuestra institución se han presentado los resultados de este estudio a los responsables clínicos, que están estudiando si, realizando el cálculo con la información dosimétrica actualizada, reducen la prescripción de dosis a 72 Gy, o bien mantienen la prescripción en 85 Gy sabiendo que las dosis realmente administradas aumentarían en promedio un 15,6%.

## Referencias

1. Finger PT. Radiation Therapy for Choroidal Melanoma. *Surv Ophthalmol* 1997; 42:215-232.
2. Nag S, Quivey JM, Earle JD, Followill D, Fontanesi J, Finger PT. The American Brachytherapy Society recommendations for brachytherapy of uveal melanomas. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2003; 56:544-555.
3. de Frutos-Baraja JM, Saornil-Álvarez MA, Pérez-Calatayud J, del Castillo-Belmonte A, López-Lara-Martín F. Estado actual y tendencias en investigación en la dosimetría de la braquiterapia epiescleral. *Rev Fis Med* 2004; 5:5-17.
4. The Collaborative Ocular Melanoma Study Group. The COMS Randomized Trial of Iodine 125 Brachytherapy for Choroidal Melanoma, III: Initial Mortality Findings. *Arch. Ophthalmol.* 2001; 119:969-982.
5. Collaborative Ocular Melanoma Study Group. COMS Manual of Procedures, PB95-179693. Springfield (VA). National Technical Information Service, January 1995.
6. Chiu-Tsao ST, Anderson LL, O'Brien K, Stabile L, Liu JC. Dosimetry for 125I seed (model 6711) in eye plaques. *Med Phys* 1993; 20:383-389.
7. de la Zerda A, Chiu-Tsao ST, Lin J, Boulay LL, Kanna I, Ho Kim J. 125I plaque dose distribution including penumbra characteristics. *Med Phys* 1996; 23:407-417.
8. Astrahan MA. Improved treatment planning for COMS eye plaques. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2005; 61:1227-1242.

9. Luxton G, Astrahan MA, Petrovich Z. Backscatter measurements from a single seed of  $^{125}\text{I}$  for ophthalmic plaque dosimetry. *Med Phys* 1988; 15:397-400.
10. Wu A, Sternick ES, Muise DJ. Effect of gold shielding on the dosimetry of an  $^{125}\text{I}$  seed at close range. *Med Phys* 1988; 15:627-628.
11. Cygler J, Szanto J, Soubra M. Effects of gold and silver backings on the dose rate around an  $^{125}\text{I}$  seed. *Med Phys* 1990; 17:172-178.
12. Wu A, Krasin F. Film dosimetry analyses on the effect of gold shielding for Iodine-125 eye plaque therapy for choroidal melanoma. *Med Phys* 1990; 17:843-846.
13. Meli JA, Motakabbir KA. The effect of lead, gold and silver backings on dose near  $^{125}\text{I}$  seeds. *Med Phys* 1993; 20:1251-1256.
14. Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF, Meigooni AS. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *Med Phys* 1995; 22: 209-234.
15. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Saiful Huq M, Ibbott SG, et al. Update of the AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys* 2004; 31:633-674. Fe de erratas en: *Med Phys* 2004; 31:3532-3533.
16. Ray SK, Bhatnagar R, Hartsell WF, Desai GR. Review of eye plaque dosimetry based on AAPM task group 43 recommendations. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 1998; 41:701-706.
17. Krintz AL, Hanson WF, Ibbott GS, Followill DS. A reanalysis of the collaborative ocular melanoma study medium tumor trial eye plaque dosimetry. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2003; 56:889-898.
18. Wallace RE, Fan JJ. Report on the dosimetry of a new design  $^{125}\text{I}$  iodine brachytherapy source. *Med Phys* 1999; 26:1925-1931.
19. Rivard MJ. Monte Carlo calculations of AAPM Task Group Report No. 43 dosimetry parameters for the MED3631-A/M  $^{125}\text{I}$  source. *Med Phys* 2001; 28:629-637.
20. Li Z, Fan JJ, Palta JR. Experimental measurements of dosimetric parameters on the transverse axis of a new  $^{125}\text{I}$  source. *Med Phys* 2000; 27:1275-1280.
21. Rivard MJ. Comment on 'Experimental measurements of dosimetric parameters on the transverse axis of a new  $^{125}\text{I}$  source [Med Phys 27, 1275-1280 (2000)]' [carta al editor]. *Med Phys* 2001; 28:704.
22. Weaver KA. The dosimetry of  $^{125}\text{I}$  seed eye plaques. *Med Phys* 1986; 13:78-83.
23. Astrahan MA, Szechter A, Finger PT. Design and dosimetric considerations of a modified COMS plaque: The reusable 'seed-guide' insert. *Med Phys* 2005; 32:383-389.
24. r-project.org The R Project for Statistical Computing [Internet]. Viena: R Foundation. [actualizada: 1 de diciembre de 2006; acceso: 12 de diciembre de 2006]. Disponible en <http://www.r-project.org>.
25. Silverman, B.W. *Density Estimation for Statistics and Data Analysis*. London, UK: Chapman & Hall, 1986.

# Introducción de matrices de tasa de dosis en el sistema de planificación de braquiterapia *Abacus* v. 3.1

X.J. Juan Senabre, J. López Tarjuelo, J.C. Ruiz Rodríguez, A. Santos Serra, S. Calzada Feliu

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Consorci Hospitalari Provincial de Castelló. Castelló de la Plana*

## Dose rate matrices implementation in brachytherapy planning system *Abacus* v. 3.1

### Resumen

En este trabajo se plantea, en primer lugar, evaluar las diferencias dosimétricas relativas porcentuales entre la fuente de tasa de dosis pulsada GammaMed Plus, asociada al sistema de planificación *Abacus* v. 3.1 (*Varian Medical Systems*), y los resultados obtenidos por simulación Monte Carlo por Pérez Calatayud et al. (2001). En segundo lugar, se lleva a cabo una reconfiguración dosimétrica de la fuente, consistente en introducir las matrices de tasa de dosis obtenidas por Monte Carlo y evaluar de esta forma la exactitud lograda. El objetivo de este trabajo radica en que en vez de usar la parametrización inicial del sistema de planificación *Abacus* v. 3.1, se hace uso del formalismo de la AAPM para poder introducirle las matrices de tasa de dosis, lográndose que el 92% de los puntos evaluados se desvíen sólo un  $\pm 1\%$  respecto al citado estudio Monte Carlo.

*Palabras clave:* Control de calidad en sistemas de planificación. Tasa de dosis. TKRA. Braquiterapia.

### Abstract

In this work firstly we want to evaluate the perceptual relative dosimetric differences between the pulse dose rate GammaMed Plus source, associated to *Abacus* planning system v. 3.1, and the results obtained by Monte Carlo Simulation by Pérez Calatayud et al. (2001). On the second hand, we carry on dosimetric reconfiguration of the source and input the dose rate matrix obtained by Monte Carlo and evaluate its accuracy. The goal of this work is not to use the *Abacus* v. 3.1 parameterization method and to utilize the American Association of Physical Medics formalism on this planning system, to input dose rate matrices. As a result of that, we achieve a maximum deviation of  $\pm 1\%$ , compared with the mentioned Monte Carlo study, in 92% of the evaluated points.

*Key words:* Planning systems quality assurance. Dose rate. TKRA. Brachytherapy.

### Introducción y objetivos

La adquisición de un nuevo sistema de planificación computarizado (SPC) exige una serie de pruebas iniciales, dentro de las cuales resulta crucial la verificación del algoritmo de cálculo y del cálculo de dosis<sup>1-4</sup>. Existen trabajos que ponen de manifiesto que hay discrepancias significativas entre los resultados obtenidos por un SPC con sus propios datos de referencia y los obtenidos mediante un estudio Monte Carlo (MC)<sup>2</sup>. El objetivo de este

trabajo es verificar si en el SPC *Abacus* v. 3.1<sup>5</sup> (*Varian Medical Systems*, y en adelante *Abacus*) existen también tales discrepancias, y en caso afirmativo, sustituir los datos originales de configuración del SPC por matrices de tasa de dosis calculadas por MC<sup>6</sup>.

### Material y métodos

#### *Descripción de la fuente GammaMed Plus*

La fuente GammamedPlus de <sup>192</sup>Ir está formada por un núcleo activo de iridio (70% Ir y 30% Pt,  $\rho=21,76$  g/cm<sup>3</sup>) de 0,6 mm de diámetro y 0,5 mm de largo. El iridio activo está distribuido uniformemente en dicho núcleo, el cual se encuentra encapsulado mediante acero inoxidable y aluminio<sup>6</sup>.

Correspondencia: X.J. Juan Senabre. Servicio de Protección Radiológica. Consorci Hospitalari Provincial de Castelló. Av. Dr. Clará nº 19. 12002 Castelló de la Plana.

E-mail: radiofisica@hospital2000.net

Fecha de recepción: 12-1-2007

Fecha de aceptación: 24-4-2007

### Algoritmo de cálculo del sistema de planificación computarizado *Abacus*

El SPC *Abacus* usa el algoritmo generalizado para fuente puntual, cuya forma en dos dimensiones para el cálculo dosimétrico<sup>5</sup> es:

$$\dot{D}(r, \varphi) = \dot{K}(0, 100) \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{med}^{med} m(r) \frac{1}{r^2} f(r, \varphi) \quad (1)$$

donde,

- $\dot{D}(r, \varphi)$  es la tasa de dosis en el medio en coordenadas polares.
- $\dot{K}(0, 100)$  es la tasa de *kerma* en aire (TKRA) de la fuente a 1 m.
- $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{med}^{med}$  es el cociente de coeficientes de absorción máxicos en el medio y aire promediados sobre la energía de distribución en el punto de medida.
- $m(r)$  es el factor que parametriza la atenuación y dispersión en agua. En *Abacus*, el polinomio de Meisberger<sup>7</sup>.
- $f(r, \varphi)$  es la corrección por anisotropía que el planificador toma de una tabla en coordenadas polares, que es editable. No confundir con la  $F(r, \theta)$  del formalismo de la AAPM.

### Cálculo inicial de dosis

Se programa una única posición de parada y se introduce un conjunto de puntos de cálculo en las posiciones para las que está tabulada la dosis calculada mediante la simulación por MC de Pérez Calatayud *et al.*<sup>6</sup>. Con ello se obtienen dos tablas de tasa de dosis por unidad de TKRA a partir de las cuales se estudian las diferencias porcentuales entre los resultados obtenidos por MC y los del *Abacus*, usando la expresión (2).

$$Dif(\%) = 100 \cdot \frac{D_{Abacus} - D_{MC}}{D_{MC}} \quad (2)$$

El trabajo de Pérez Calatayud *et al.*<sup>6</sup> fue calculado mediante el código GEANT3 y está contrastado con un estudio interno elaborado por *Varian Medical Systems*<sup>a</sup> con un código MC distinto, EGSnrc. La mayoría de las diferencias dosimétricas relativas entre ambos estudios quedan englobadas dentro del  $\pm 2\%$ , lo cual ratifica los resultados del primero y proporciona mayor solidez al conjunto de la investigación.

<sup>a</sup>Dosisverteilung im Nahfeld der 192Ir. BErlin 2002. Jaroslaw Potempa, MDS Nordion Haan GmbH.

### Introducción de matrices de tasa de dosis

Según la expresión (1), la única forma de optimizar el cálculo para minimizar las diferencias con las matrices de tasas dosis facilitadas por Pérez Calatayud *et al.*<sup>6</sup>, consiste en hacer uso de la tabla de valores de la función de anisotropía. Dichas matrices vienen dadas en coordenadas cartesianas y *Abacus* sólo admite una entrada en polares. Para ello se aprovecha la parametrización del formalismo del TG 438, que es la siguiente:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \frac{G_x(r, \theta)}{G_x(r_0, \theta_0)} g_x(r) F(r, \theta) \quad (3)$$

donde el significado de los parámetros se especifica en la bibliografía. Retomando la expresión (1) se puede readaptar el cálculo del *Abacus* estableciendo las siguientes igualdades:

- $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{med}^{med} = \Lambda$
- $m(r) = 1$

por consiguiente,

$$f(r, \varphi) = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{\Lambda} r^2 = \frac{G_x(r, \theta)}{G_x(r_0, \theta_0)} g_x(r) F(r, \theta)$$

Se pueden así editar y modificar los parámetros anteriores a fin de obtener unos valores de dosis por unidad de TKRA lo más ajustadas posible al trabajo MC<sup>6</sup>.

### Cálculo final de dosis

Se introducen los datos de configuración de la fuente según la descripción anterior. Es necesario realizar unas interpolaciones y extrapolaciones en la nueva tabla de  $f(r, \theta)$ , debido a que los datos de Pérez Calatayud *et al.*<sup>6</sup> vienen tabulados y el *Abacus* requiere una entrada rígida de datos tabulados: de 0 a 1 cm cada 0,1 cm y de 1 cm a 10 cm cada cm. La forma en que se realiza la interpolación (para valores menores de la tabla de referencia MC<sup>6</sup>) y la extrapolación (para valores mayores), así como el tipo de aproximación tomada para el factor geométrico, caracterizan el diseño dosimétrico de la nueva fuente.

En definitiva, mediante todos estos resultados se evalúa la desviación de la fuente con la configuración inicial respecto la referencia MC<sup>6</sup>, y luego, con las posteriores nuevas configuraciones (*Fuente1*, *Fuente2* y *Fuente3*). Dichas desviaciones se calculan según la expresión (2), y se discuten los resultados obtenidos.

La tabla 1 resume lo dicho anteriormente, donde las funciones de interpolación de Lliso *et al.*<sup>9</sup> vienen descritas en su referencia bibliográfica.

**Tabla 1.** Caracterizaciones dosimétricas de las nuevas fuentes implementadas en el SPC *Abacus*.

Rango de diferencias	Color
0-0.5	
0.5-1	
1-3	
3-5	
5-15	
>15	

**Resultados y discusión**

Para mostrar visualmente las diferencias se ha empleado un código de colores asociado a cada rango de diferencias relativas porcentuales. Éste se usará de aquí en adelante para todas las representaciones de dichas discrepancias, a no ser que se indique lo contrario.

*Cálculo inicial de dosis*

En la fig. 2 se muestran las diferencias relativas porcentuales de tasa de dosis por unidad de TKRA entre el cálculo realizado por el *Abacus* con la configuración inicial de la fuente y el cálculo MC de Pérez Calatayud et al<sup>6</sup>, aplicando la ecuación (2).

A la vista de los resultados mostrados en la fig. 2, se aprecia que la mayoría de las diferencias son del orden del  $\pm 5\%$ , mientras que para ángulos próximos al eje longitudinal éstas aumentan por encima del 15%, llegando incluso hasta el 30-40%. Estos resultados son los que motivaron mejorar la configuración dosimétrica de la

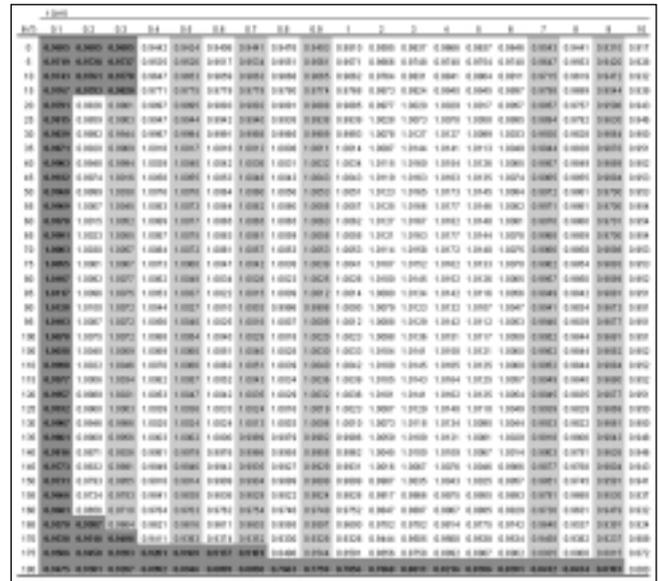


Fig. 2. Diferencias relativas porcentuales de tasa de dosis por unidad de TKRA entre la fuente inicial y MC<sup>6</sup>.

fuelle, realizándose varias configuraciones, las cuales se muestran en las siguientes páginas.

*Primera modificación: Fuente1*

La nueva  $f(r,\theta)$  que se introduce en la configuración del *Abacus*, según el apartado “Introducción de matrices de tasa

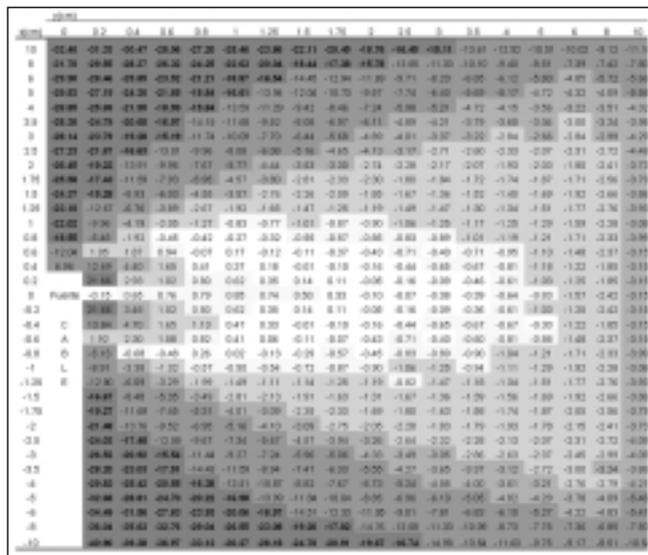


Fig. 1. Código de colores asociado a los rangos de diferencias relativas porcentuales en valor absoluto, calculadas según la ecuación (2).

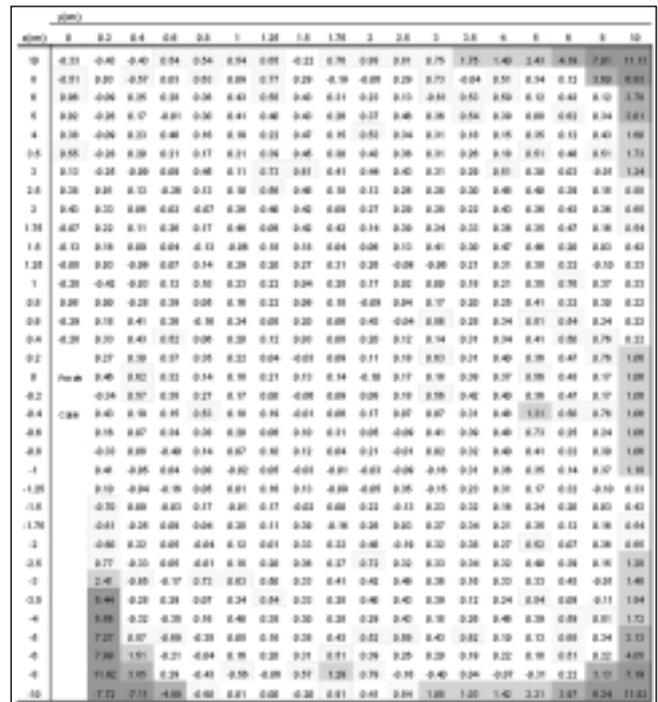


Fig. 3. Nueva  $f(r,\theta)$  introducida en el SPC *Abacus* para la configuración de *Fuente1*. Los valores con gris claro son los que han sido interpolados, y en gris oscuro los extrapolados según lo descrito en el apartado “Cálculo final de dosis”

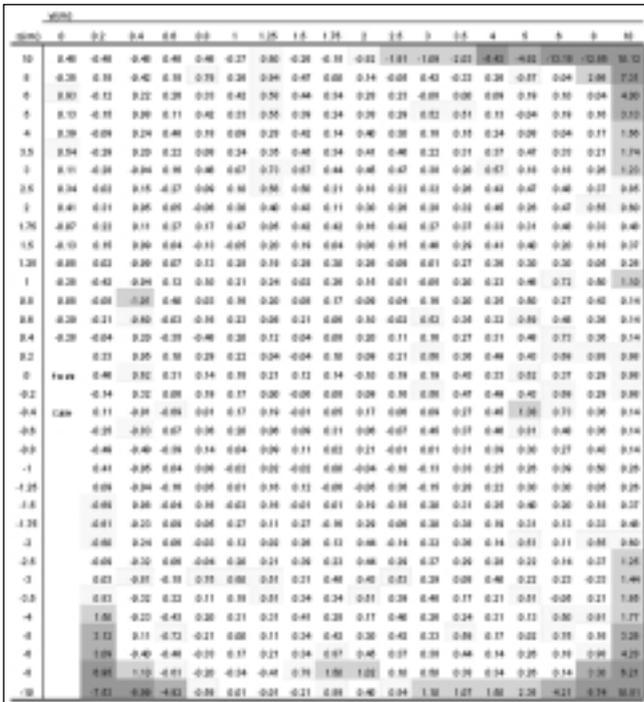


Fig. 4. Diferencias relativas porcentuales de tasa de dosis por unidad de TKRA entre Fuente1 y MC<sup>6</sup>.

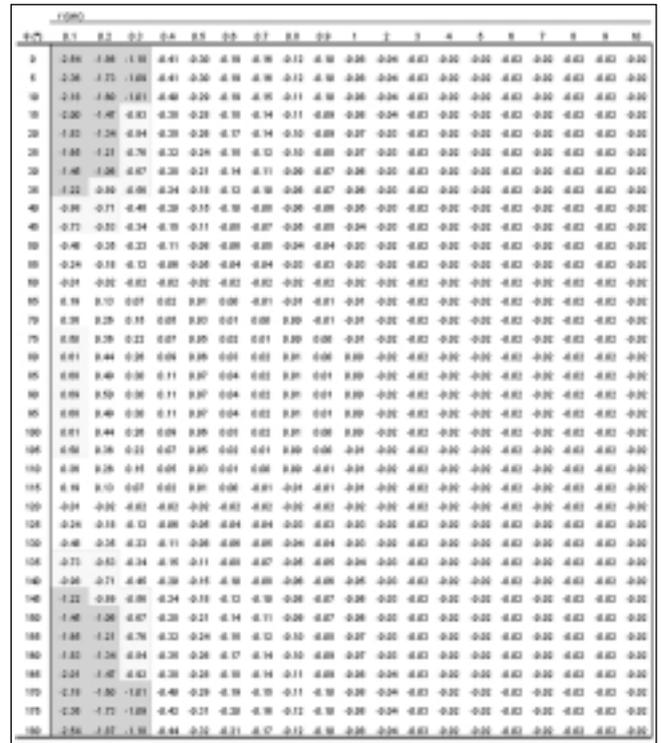


Fig. 5. Diferencias relativas porcentuales de tasa de dosis por unidad de TKRA entre Fuente2 y MC<sup>6</sup>.

de dosis”, se muestra en la fig. 3, con la cual se obtienen unas diferencias relativas porcentuales de tasa de dosis por unidad de TKRA respecto a la referencia MC<sup>6</sup> mostradas en la fig. 4. Dichas diferencias se calculan con la ecuación (2).

En la fig. 4 se aprecia que las diferencias han disminuido considerablemente en casi todos los puntos, quedado el 92% dentro del ±1%, lo cual se justifica por la propia interpolación del *Abacus*, la interpolación y extrapolación de los datos de la  $f(r; \theta)$  introducida y el redondeo. Además a grandes distancias la interpolación se realiza entre puntos relativamente distantes, pues disminuye la densidad de la matriz, lo cual explica las diferencias superiores a ±1%.

Segunda modificación: Fuente2

Haciendo los cálculos según lo descrito en el apartado “Cálculo final de dosis” se obtiene la respectiva tabla de valores de  $f(r; \theta)$ . Seguidamente se muestran las desviaciones respecto al trabajo MC de Pérez Calatayud et al<sup>6</sup>, según la ecuación (2).

Para esta configuración las mejoras obtenidas no son relevantes respecto a Fuente1, notándose solamente en algunos puntos.

Tercera modificación: Fuente3

Siguiendo los pasos según lo descrito en el apartado “Cálculo final de dosis”, se representa inicialmente en la fig. 6 las diferencias relativas porcentuales entre las  $f(r; \theta)$ , de la configuraciones Fuente1 y Fuente3, según la ecuación (4).

$$Dif(\%) = 100 \cdot \frac{f(r, \theta)_{Fuente1} - f(r, \theta)_{Fuente3}}{f(r, \theta)_{Fuente3}} \quad (4)$$

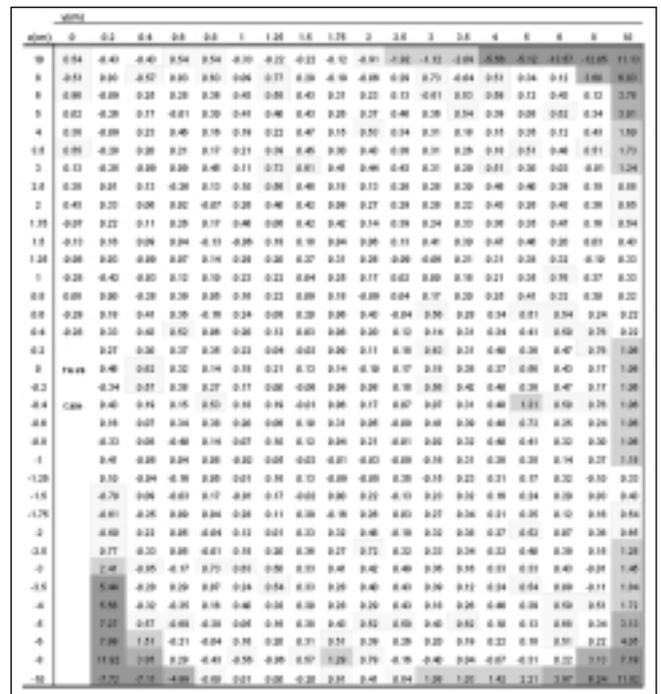


Fig. 6. Diferencias relativas porcentuales entre las  $f(r; \theta)$  de Fuente1 y Fuente3.

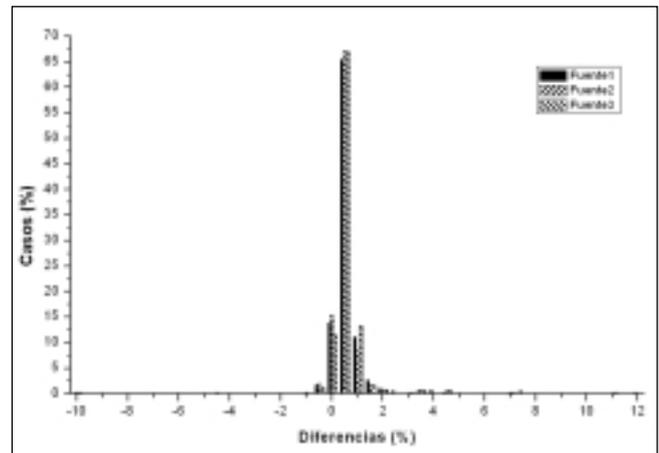
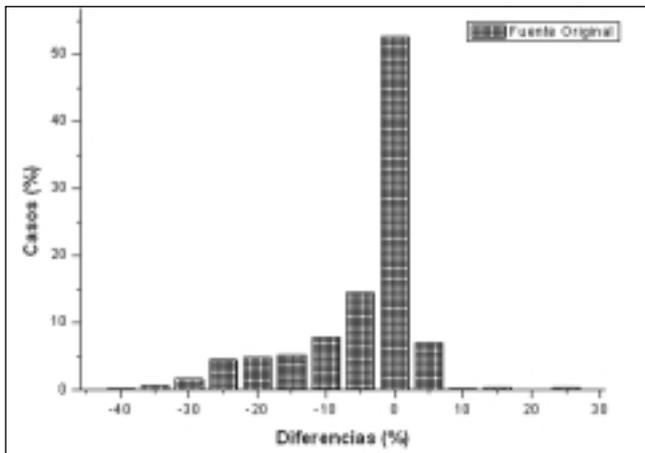


Fig. 8. Histogramas de diferencias relativas entre los resultados obtenidos y el trabajo de referencia MC<sup>6</sup>. Fig. 8. a.: para la configuración inicial de la fuente; fig. 8. b.: para las tres nuevas configuraciones.

Al aplicar la ecuación (4) afloran unas diferencias acusadas para ángulos y distancias pequeños,  $\theta < 40^\circ$  y  $r < 0,3$  cm, tal como se aprecia en la fig. 6. En la fig. 7 se muestran las diferencias relativas porcentuales de tasa de dosis por unidad de TKRA obtenidas entre *Fuente3* y MC<sup>6</sup>, según la ecuación (2). Para esta configuración de fuente se podría pensar que los resultados deberían ser más precisos, ya que la fuente de la información<sup>6</sup> usa un factor geométrico lineal. En cambio no se aprecian mejoras notorias respecto a *Fuente1* y *Fuente2*. La explicación es que en el caso de la *Fuente3* el factor geométrico se incluye en la tabla de anisotropía, por lo que se interpola en una función con mayor gradiente, siendo el error de la interpolación lineal mayor.

#### Comparación entre los tres conjuntos de datos

Para evaluar qué configuración discrepa menos de la referencia MC<sup>6</sup> se elaboran unos histogramas de diferencias para cada caso (fig. 8). Lo deseado es que las diferencias estuvieran centradas en torno a 0, pero ocurre que la configuración inicial de la fuente está sensiblemente desplazada hacia valores negativos, y las nuevas configuraciones un 0,5% hacia valores positivos.

#### Conclusiones

Si se comparan las tasas de dosis por unidad de TKRA calculadas inicialmente con el SPC *Abacus* con las obtenidas mediante la simulación por MC de Pérez Calatayud et al.<sup>6</sup> se obtienen unas diferencias acusadas (fig. 2). Esto supone que para una aplicación ginecológica que se irradie el fondo vaginal, las discrepancias en el eje longitudinal podrían llegar a ser del 7% a 0,4 cm, del -12% a 0,6 cm y -22% a 1 cm. Esto se puede mejorar notablemente elaborando la configuración de la fuente mediante el método aquí presentado.

Se concluye que las tres configuraciones son igualmente válidas para el uso clínico, siendo la mejora obtenida muy significativa. La decisión del equipo de trabajo fue implementar como fuente de uso habitual *Fuente1*, por dos razones. La primera por sencillez y la segunda porque los datos de la función de anisotropía introducidos no tienen la dependencia del factor geométrico, al contrario de *Fuente2* y *Fuente3*. Lo cual evita un alto gradiente en dicha función, que conduciría a peores interpolaciones.

Este es un sencillo método de configurar una fuente en un planificador de braquiterapia, y en general aplicable a cualquier tipo de fuente y SPC que admita una entrada de datos como la de este caso; una tabla de doble entrada y asignación de los coeficientes valor unidad, excepto el factor geométrico. Este tipo de configuración es peculiar de este sistema, ya que lo general es poder introducir directamente las funciones del TG 43, o bien, la tabla de dosis en sus correspondientes coordenadas.

A pesar de que las diferencias relativas porcentuales de los resultados deberían tender a cero; el efecto del redondeo, las interpolaciones y extrapolaciones conducen a que un 81% de dichas diferencias estén dentro del  $\pm 0,5\%$  y un 92% dentro del  $\pm 1\%$ , lo cual es un buen resultado. Solamente en puntos alejados de la fuente las diferencias relativas porcentuales superan el 1% en valor absoluto.

#### Referencias

1. Pérez Calatayud J, Arrans Lara R, de Frutos Baraja JM, Guisasaola Berasategui A, Macías Jaén J, Valverde Morán J. Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM. Revista de Física Médica 2000; 1: 1-49
2. Lope Lope R, Millán Cebrián E, García Romero A, Lozano Flores FJ, Hernández Vitoria A. Control de calidad de las dosis calculadas en un planificador de braquiterapia de alta tasa. Estimación de

- errores y ajuste de parámetros para evitarlos. *Revista de Física Médica* 2001; 2: 21-27.
3. Andreo P, Cramb J, Frass BA, et al. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Technical Reports Series n°. 430. IAEA, 2004.
  4. Delgado Rodríguez JM, García Vicente F, Millán Cebrián E. Protocolo para el Control de Calidad en Sistemas de Planificación de Terapia con Radiaciones Ionizantes. SEFM 2005.
  5. Abacus Treatment Planning Software for Brachytherapy. User Manual. Version 3.1. April 2001. 2000 MDS. 2001 Nordion.
  6. Pérez Calatayud J, Ballester F, Serrano Andrés MA, Puchades V, Lluch JL, Limami Y, Casal E. Dosimetry characteristics of the Plus and the 12i Gammamed PDR  $^{192}\text{Ir}$  sources. *Med Phys* 2001;28: 2576-2585.
  7. Meissberger LL, Keller R, Snalek R. The effective attenuation in water of the gamma rays of gold 198, iridium 192, caesium 137, radium 226 and cobalt 60. *Radiology* 1968; 90: 953-957.
  8. Rivard MJ et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys* 2004;31(3): 633-674.
  9. Lliso F, Pérez-Calatayud J, Carmona V, Ballester F, Puchades V, Granero D. Technical note: Fitted dosimetric parameters of high dose-rate  $^{192}\text{Ir}$  sources according to the AAPM TG43 formalism. *Med Phys* 2003;30: 651-654.

# Método para la obtención de las características de los filtros de forma de equipos de tomografía computarizada a partir de medidas de atenuación relativa

M. Salvadó i Artells<sup>1</sup>, J.J. Morant Echevarne<sup>2</sup>, M. López Tortosa<sup>1,2</sup>,  
A. Calzado Cantera<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Física Mèdica, Departament de Ciències Mèdiques Bàsiques, <sup>2</sup>Servei de Protecció Radiològica. Universitat Rovira i Virgili, Reus. <sup>3</sup>Física Mèdica. Departamento de Radiología. Universidad Complutense. Madrid.

## A method to obtain the characteristics of the CT shaping filters from dosimetric measurements of photon beam attenuation

### Resumen

Si se quiere estudiar la influencia de los filtros de forma de los que disponen los equipos de tomografía computarizada (TC), no siempre resulta fácil obtener información suficientemente precisa sobre su composición y forma geométrica. En el presente trabajo se propone un método relativamente simple para conocer las características geométricas de estos filtros a partir de las medidas de atenuación relativa con una cámara de ionización. Con los valores de atenuación relativa obtenidos experimentalmente para dos filtros diferentes, de cabeza y de cuerpo, de los que dispone un escáner de TC, se han calculado las respectivas regresiones polinómicas. A partir de estas funciones analíticas se han estimado los valores del espesor del filtro de forma que atraviesa el haz de fotones para cada ángulo de emisión y se han obtenido las dimensiones físicas de los filtros considerados.

*Palabras clave:* Filtros de forma. Tomografía computarizada (TC). Simulaciones. Medidas de atenuación.

### Abstract

The computed tomography (CT) scanners are equipped with shaping filters to compensate thickness variation in the patient section. In order to study their influence on the final image quality and delivered dose to patient, sometimes it is not an easy task to get exact information from the manufacturer on their composition and geometrical shape. This paper presents and describes a relatively simple approach to recognise the geometric characteristics of the filters. This method is based on dosimetric measurements of dose attenuation. A polynomial regression of the relative attenuation values has been calculated using two specific head and body filters respectively. Thickness values for different angle directions through the filters have been deduced from the fitting outcomes and subsequently, the physical dimensions of the filters have been estimated from the filter composition.

*Key words:* Shaping filters. Computed tomography (CT). Simulations. Attenuation measurements.

### Introducción y objetivos

Para calcular los valores de diferentes magnitudes asociadas con la dosis o con características de la imagen en radiodiagnóstico es frecuente realizar simulaciones, bien

basadas en el método de Montecarlo, o combinadas a veces con cálculos deterministas y analíticos<sup>1,2</sup>. En el caso particular de la tomografía computarizada (TC), para realizar una simulación precisa de los procesos de interacción del haz de fotones conviene tener en consideración, tanto las características que definen la geometría intrínseca del haz (tamaño efectivo del foco, distancia foco-isocentro, filtración primaria, filtro de forma y la anchura del haz), como los parámetros relacionados con el protocolo de adquisición de datos empleado en cada caso (el campo de visión, la colimación y sobreirradiación (*overbeaming*), el factor de paso, la extensión del exa-

Correspondencia: Marçal Salvadó i Artells, Física Mèdica, Departament de Ciències Mèdiques Bàsiques, Facultat de Medicina i Ciències de la Salut, Universitat Rovira i Virgili. Sant Llorenç, 21, 43201 Reus. Tarragona.

E-mail: marsal@urv.cat

Fecha de recepción: 28-2-2007

Fecha de aceptación: 18-4-2007

men y las rotaciones extra (*overranging*), la atenuación de la mesa de exploración y la distribución espectral de los rayos  $X^{3-5}$ .

La mayoría de estos parámetros pueden obtenerse con relativa facilidad de la bibliografía publicada o de los manuales en los que se describen las especificaciones técnicas de los equipos estudiados. Sin embargo, hay otros, como el  $n^{\circ}$  de rotaciones adicionales del tubo necesarias para interpolar en los bordes del área explorada o las características físicas de los llamados filtros de forma, para los cuales no resulta fácil obtener información precisa, aunque se solicite directamente al fabricante o se utilicen métodos invasivos para acceder físicamente a los mismos. Los filtros de forma (*"shaping filters"*) son unos objetos de material absorbente, de espesor pequeño en el centro del haz y creciente hacia los extremos, con simetría respecto al eje del haz en el plano axial que se interponen en el haz a una pequeña distancia del tubo. Su finalidad principal es compensar las diferencias en los espesores atravesados en una sección del paciente, que son mayores en el centro que en la periferia, para asegurar que la intensidad del haz de radiación que llega a los detectores sea uniforme. Además, la utilización de estos filtros reduce las dosis recibidas por el paciente y el ruido de las imágenes.

En el presente trabajo se propone un método relativamente simple para conocer, a partir de medidas de atenuación, las características geométricas de los diferentes filtros de forma (para exámenes de cabeza y de cuerpo) de los que se dispone en un escáner de TC. Esta metodología, que en nuestro trabajo se ha aplicado a un equipo concreto, en principio podría ser aplicable a otros equipos de cualquier marca y modelo.

## Material y método

La metodología seguida ha consistido en esencia en la realización de medidas dosimétricas en diferentes direcciones angulares del haz para obtener las curvas de atenuación relativa. Hemos trabajado con un escáner de TC, modelo LightSpeed Ultra (GEMS, Milwaukee US). Dicho equipo permite adquirir simultáneamente hasta 8 secciones en modo secuencial o helicoidal y dispone de dos filtros de forma para ser incorporados en las adquisiciones de datos en exámenes de cabeza (filtro 1) y de cuerpo (filtro 2). Además, para poder comparar los resultados de ambos filtros con una referencia básica, hemos podido trabajar sin utilizar ningún filtro de forma (filtro 0). Las medidas dosimétricas se han realizado con una cámara tipo "lápiz" 20x5-3CT de 10 cm de longitud activa asociada con un electrómetro monitor 2026 (Radcal, Monrovia US).

Las medidas de dosis se han realizado según el esquema de la fig.1. Para eliminar la rotación del tubo se ha fijado éste en una posición lateral ( $90^{\circ}$ ) lo que nos ha per-

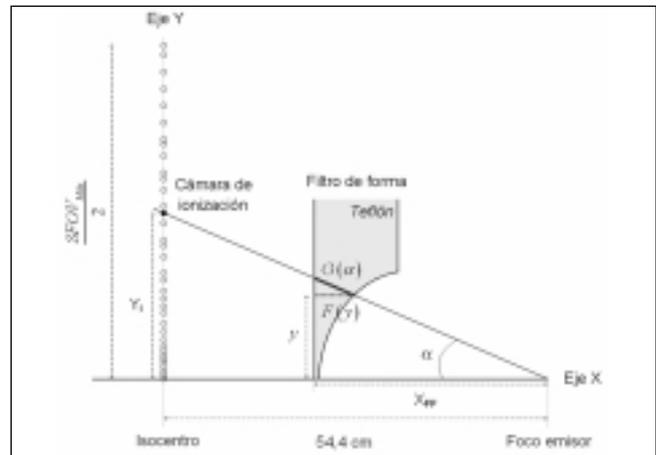


Fig. 1. Esquema de las distintas posiciones de medida de la cámara de ionización y de las trayectorias de los rayos X por el interior del filtro de forma en función del ángulo de emisión.

mitido medir desplazando la cámara a lo largo del eje Y desde el isocentro del "gantry" hasta cubrir completamente la máxima apertura del haz. Se ha realizado una serie de medidas en 38 posiciones para cada uno de los filtros (0, 1 y 2), con desplazamientos menores cerca del isocentro y del orden de 1 cm en el extremo opuesto<sup>6</sup>. Para realizar las medidas en las diferentes posiciones, se ha fijado la cámara a un soporte solidario con la mesa de exploración. El desplazamiento vertical indexado de la mesa ha permitido posicionar la cámara en los puntos deseados. Las condiciones de irradiación (120 kV, 100 mAs, colimación total 10 mm (4 x 2,5 mm), foco fino de 0,7 mm x 0,6 mm, campo de visión, SFOV, de 50,4 cm) se han mantenido constantes en todas las exposiciones. Como información adicional, el tubo se fijó utilizando un protocolo de servicio, con la ayuda del personal del servicio técnico.

Los valores dosimétricos medidos para el filtro de cabeza,  $D_1$ , y para el filtro de cuerpo,  $D_2$ , se han normalizado respecto a los medidos en ausencia de filtro de forma,  $D_0$ . De este modo, se elimina la influencia de la distancia foco-cámara de ionización, que varía a lo largo del eje Y. Para simplificar el cálculo, después de verificar la simetría de los filtros de forma alrededor del eje central de irradiación, únicamente se han realizado medidas a lo largo del semieje positivo Y.

Así hemos obtenido dos conjuntos (uno para cada filtro de forma) de 38 valores relativos de dosis en función de su distancia  $Y_i$  al eje X. Para cada uno de estos conjuntos se ha realizado un ajuste polinómico que ha permitido obtener la función que describe la atenuación. Se ha ajustado a polinomios de octavo grado utilizando un método de mínimos cuadrados ponderado con la varianza de los resultados de medida. Para ello hemos usado el paquete Statgraphics Plus 5.1 (*Open Land Communications*).

Dado que el ángulo sólido subtendido por la cámara es pequeño y que los espesores de filtro atravesados por los

fotones detectados no son demasiado grandes, se puede suponer que en promedio se cumple la ley de atenuación exponencial para la energía efectiva del haz. Con esta premisa, se puede estimar el espesor de filtro  $G(\alpha)$  que atraviesan los fotones que llegan a la cámara para cada ángulo  $\alpha$  de emisión como:

$$G(\alpha) = \frac{-1}{\mu_{\text{filtro}}} \ln \left( \frac{D_{\text{filtro}}}{D_0} \right) \quad (1)$$

donde  $\mu_{\text{filtro}}$  es el coeficiente de atenuación lineal, que depende de la energía del fotón incidente y del material del filtro de forma, y  $D_{\text{filtro}}/D_0$  son los valores recalculados del cociente de dosis mediante la función polinómica de ajuste.

Para realizar los cálculos se ha considerado que el material del filtro de forma es politetrafluoroetileno ( $F_2C-CF_2$ ), conocido como teflón, y que la energía efectiva del haz es de 65 keV<sup>7</sup>, ya que puede considerarse que está comprendida en el rango 60 - 70 keV para los valores de  $\alpha$  medidos ( $0^\circ - 25^\circ$ ). Como información adicional, el valor de capa hemirreductora medida en el eje del haz ha sido de  $7,5 \pm 0,3$  mm Al. Con todas estas premisas, se ha "reconstruido" el perfil del filtro de forma a partir de los valores obtenidos de  $G(\alpha)$ , teniendo en cuenta que:

$$F(y) = G(\alpha) \cdot \cos(\alpha) \quad (2)$$

donde  $y$ ,  $F(y)$ , y  $G(\alpha)$  son las distancias consideradas en la fig.1. De este modo se obtiene numéricamente (aunque también podría obtenerse analíticamente) el perfil de los filtros de forma mediante la función  $F(y)$ .

### Resultados y discusión

En la fig. 2 se muestran los valores medidos de la atenuación relativa para ambos filtros,  $D_{\text{filtro}}/D_0$ , en las distintas posiciones de la cámara de ionización y los valores

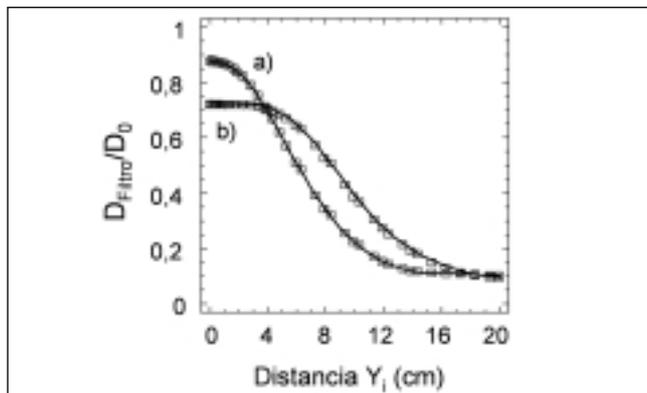


Fig. 2. Valores de atenuación relativa en función de la posición de la cámara de ionización para los filtros de forma de cabeza (a) y cuerpo (b). Los puntos corresponden a los resultados de medida (cuadros), junto con las barras de error asociadas y las líneas representan las funciones polinómicas del ajuste.

calculados con los polinomios obtenidos en la regresión. Puede apreciarse el excelente grado de ajuste entre las medidas y la curva de regresión, teniendo en cuenta que los errores asociados a las medidas, considerando una desviación típica ( $\sigma$ ), están en torno al 4 - 5%. Para realizar esta estimación se han combinado las incertidumbres asociadas con la cámara de ionización y las varianzas asociadas con la serie de medidas para estimar las incertidumbres asociadas con el proceso de normalización.

Teniendo en cuenta que el material que compone los filtros de forma es teflón, se muestran en la fig. 3 los valores de  $G(\alpha)$  calculados para ambos filtros a partir de las regresiones polinómicas, que cubren completamente la semiapertura máxima del haz. Las dimensiones reales de los filtros de forma,  $F(y)$ , mostrados en la fig. 4, se han obtenido a partir de los espesores atravesados por el haz de fotones y teniendo en cuenta que la distancia entre el punto focal y la base de los filtros de forma,  $X_{FF}$ , es de 18,0 cm.

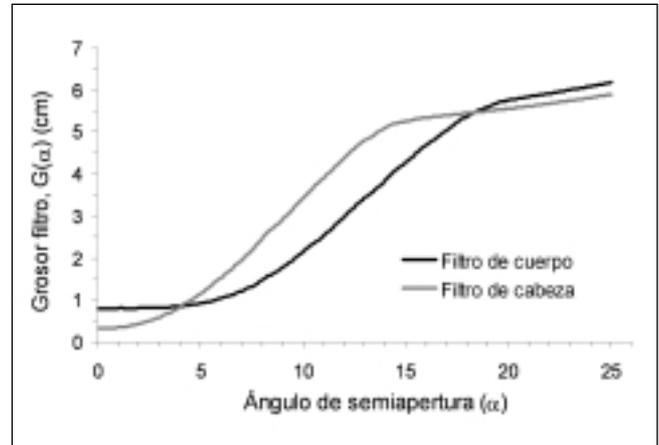


Fig. 3. Representación gráfica de los valores  $G(\alpha)$ , correspondientes a los espesores de los filtro de forma que atraviesan los fotones, en función de los distintos ángulos de emisión.

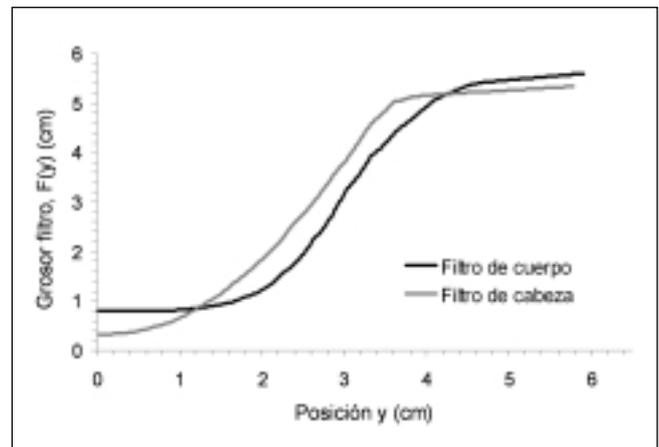


Fig. 4. Dimensiones reales de los filtro de forma obtenidos al representar gráficamente los valores  $F(y)$ , correspondientes a los distintos espesores de teflón a lo largo de la semiapertura del haz de irradiación.

A la vista de los resultados obtenidos, se puede analizar la conveniencia de reducir el número de valores medidos para la atenuación relativa y ampliar la separación entre estos. Con este fin, se han considerado únicamente 16 valores relativos de dosis, con los que se puede cubrir la zona de interés y se han recalculado las regresiones polinómicas de octavo grado para ambos filtros. Los valores obtenidos para los coeficientes de regresión polinómica no varían significativamente al considerar las 38 medidas ( $R^2=0,99991$  para el filtro de cabeza y  $R^2=0,99997$  para el filtro de cuerpo) o, alternativamente, al considerar solamente 16 medidas ( $R^2=0,99988$  para el filtro de cabeza y  $R^2=0,99988$  para el filtro de cuerpo). Por todo ello, es posible obtener la información requerida con precisión suficiente utilizando un conjunto de unas 15 medidas. Como alternativa a considerar, una vez conocidos los datos de atenuación y de la forma del filtro, se podrían usar funciones de ajuste distintas y adaptadas a cada caso, ya que la forma y la composición de los filtros puede variar para las diferentes marcas y modelos de escáner.

Las principales limitaciones del estudio son: 1) En los cálculos realizados no se ha tenido en cuenta la contribución de la radiación dispersa que, si bien afecta a la medida, se ha considerado despreciable; 2) Se han calculado regresiones polinómicas de octavo grado, si bien es cierto que los resultados no varían significativamente si se emplean regresiones de grado sexto, que es el mayor grado accesible en ciertas hojas de cálculo de uso amplio; 3) Para realizar las medidas se ha empleado un protocolo de servicio, que no es habitualmente accesible para los usuarios; y 4) No siempre se dispone de información suficientemente precisa sobre el material o materiales que componen los filtros de forma.

En relación con la última limitación citada, hay que tener en cuenta que el conocimiento de la atenuación relativa también puede ser de utilidad para simular el haz. De hecho, y como ejemplo de aplicación en procedimientos de simulación, es relativamente frecuente no reproducir íntegramente la trayectoria de las partículas a través del filtro de forma y aplicar alguna simplificación en su lugar, tales como multiplicar la contribución de cada partícula simulada por un factor de ponderación asociado a la atenuación relativa producida en el filtro. Por tanto, para el espesor que atraviesa el haz de fotones en función de cada ángulo de emisión en el plano X-Y y un material de filtro dado, se puede calcular la atenuación relativa del haz de fotones antes de simular el transporte de las partículas mediante la siguiente expresión analítica:

$$\frac{I(E, \alpha)}{I_0(E, \alpha)} = e^{-\mu_{\text{mas}}(E)G(\alpha)} \quad (3)$$

donde  $E$  es la energía del fotón incidente y  $G(\alpha)$  la distancia recorrida en el filtro para un determinado ángulo

de emisión. Esta metodología para implementar el filtro de forma, considerada como una técnica de reducción de varianza, no altera significativamente los resultados y ha sido chequeada y usada en diferentes estudios<sup>8,9</sup>.

## Conclusiones

Con el fin de reproducir adecuadamente los efectos que producen los filtros de forma sobre el haz de fotones, se ha propuesto un método que permite obtener las características de dichos filtros en un equipo de TC a partir de un conjunto de medidas de atenuación relativa. La regresión de estos valores a funciones polinómicas, así como el conocimiento del material del que están contruidos los filtros (si es posible) permiten estimar su grosor para cualquier ángulo de emisión, obteniendo la información necesaria para reproducir en un programa de simulación el funcionamiento del equipo TC de una forma más precisa.

## Referencias

- Giersch J, Weidemann A, Anton G. ROSI-an object-oriented and parallel-computing Monte Carlo simulation for X-ray imaging. *Nucl Instr* 2003; A 509:151-156.
- Bernhardt P, Bätz L, Rührschopf EP, Hoheisel M. Spatial Frequency-Dependent Signal-to-Noise Ratio as a Generalized Measure of Image Quality. *Medical Imaging 2005: Physics of Medical Imaging*, Proceedings of SPIE 2005;5745:407-418.
- Quality Criteria 2004 G. Bongartz, S.J. Golding, A.G. Jurik, M. Leonard, E. van Persijn van Meerten, R. Rodríguez, K. Schneider, A. Calzado, J. Geleijns, K.A. Jessen, W. Panzer, P. C. Shrimpton, G. Tosi. *European Guidelines for Multislice Computed Tomography*. Funded by the European Commission. Contract number FIGM-CT2000-20078-CT-TIP. March 2004. Disponible en: [http://www.msct.eu/CT\\_Quality\\_Criteria.htm](http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm). Última descarga 16 abril 2007.
- Salvadó M, López M, Morant JJ, Calzado A. Cálculo de dosis impartidas con equipos de tomografía computerizada (TC) sobre maniqués voxelizados. Validación preliminar de un programa de simulación basado en el método de Montecarlo. *Rev Fis Med* 2003;4:107-115.
- Salvadó M, López M, Morant JJ, Calzado A. Monte Carlo calculations of radiation dose in CT examinations using phantom and patient tomographic models. *Rad Prot Dosim* 2005;114:364-368.
- Edyvean S, Lewis MA, Britten AJ. *CT Scanner Dose Survey: Measurement Protocol*. Version 5.0 July 1997. ImPACT.
- American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report No. 39. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. *Am Inst Phys* 1993.
- Jones DG, Shrimpton PC. Survey of CT Practice in the UK. Part 3: Normalised Organ Doses For X-Ray Computed Tomography Calculated using Monte Carlo Techniques. *National Radiological Protection Board*. 1991; NRPB SR-250.
- Jarry G, DeMarco JJ, Beifuss U, Cagnon CH, McNitt-Gray MF. A Monte Carlo-based method to estimate radiation dose from spiral CT: from phantom testing to patient-specific models. *Phys Med Biol* 2003;48:2645-2663.

# Valoración cuantitativa de tratamientos en radioterapia externa con la función o índice gamma. Presentación del software UTOPIA

M. P. Dorado Rodríguez\*, J. Macías Jaén\*, M. A. Suero Rodrigo\*,  
A. Ortiz Lora\*, J. A. Terrón León\*, A. J. Wals Zurita\*\*

\* Servicio de Radiofísica Hospitalaria. \*\* Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla.

---

## Quantitative evaluation of external beam radiotherapy treatments using the function or gamma index. Presenting the software UTOPIA

---

### Resumen

En este trabajo se presenta la aplicación UTOPIA (*Useful Tools for Pictures and Images Analysis*), desarrollada para el análisis de imágenes de manera cómoda y rápida.

En el trabajo diario de un Servicio de Radiofísica, se presentan muchas situaciones en las que se necesitan el análisis y comparación objetiva de imágenes, por ejemplo, la verificación de la puesta en tratamiento de un paciente o el control de calidad periódico de las unidades de tratamiento. La realización de este tipo de valoraciones de forma cuantitativa y objetiva implica un alto consumo de recursos, mayor en cuanto aumenta la complejidad de determinados tratamientos en Radioterapia Externa.

UTOPIA se ha desarrollado por los autores de este trabajo atendiendo a estas necesidades. Se ilustra su utilización en la comparación de las imágenes dosimétricas implicadas en la verificación de un tratamiento de intensidad modulada de cabeza y cuello, empleando como criterio objetivo la función o índice gamma.

*Palabras clave:* Análisis de imágenes. Función gamma. Control de calidad en Radioterapia. Aplicación informática.

### Introducción

El análisis de imágenes con criterios objetivos es una tarea habitual en los Servicios de Radiofísica Hospitalaria y consume gran cantidad de recursos. El control de

### Abstract

In this work the UTOPIA application (Tools for Pictures and Images Analysis), developed for image analysis in a fast and friendly way is presented.

The daily work in a Medical Physics Department presents many situations in which the analysis and comparison of images is needed, for instance, the verification of patient treatment or the periodic quality control of treatment units. The accomplishment of this type of evaluations in a quantitative and objective form implies high resources consumption. This is even higher with increasing complexity of certain treatments in external beam radiotherapy.

UTOPIA has been developed by the authors of this work attending to these requirements. Its use for the comparison of dosimetric images for the verification of a head and neck intensity modulation treatment, using as an objective criterion the function or gamma index, is presented.

*Key words:* Images analysis. Gamma function. Radiotherapy quality control. Software.

calidad de equipos y la verificación de tratamientos, en especial los de intensidad modulada, son ejemplos en los que este tipo de trabajos son fundamentales<sup>1,2</sup>. A fin de optimizar recursos, se ha diseñado y desarrollado por los autores, la aplicación UTOPIA (*Useful Tools for Pictures and Images Analysis*), como programa de análisis que, entre otras cosas, permite realizar estas tareas de forma sistemática, minimizando la intervención del especialista, y, por tanto, la variabilidad debida al observador. Ambos beneficios permiten que la comparación de imágenes se realice en la práctica con la frecuencia y objetividad requeridas, y no sólo de forma esporádica y subjetiva.

---

Correspondencia: M<sup>a</sup> del Pilar Dorado Rodríguez. Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario Virgen Macarena. Avda. Dr. Fedriani N<sup>o</sup>3, 41071 SEVILLA.

E-mail: mpilar.dorado@gmail.com;

Fecha de recepción: 16-2-2007

Fecha de aceptación: 12-4-2007

En este trabajo se presenta UTOPIA y su aplicación al caso concreto de la verificación de la distribución de dosis absorbida (en adelante, dosis) en un tratamiento de intensidad modulada en cabeza y cuello.

El estudio implica la comparación de las imágenes dosimétricas obtenidas de un sistema de planificación de tratamientos, en un maniquí equivalente a agua, al que previamente se ha exportado la dosimetría clínica del paciente, con las obtenidas de películas colocadas en el maniquí e irradiadas según el plan de tratamiento. La comparación se basa en la cuantificación bidimensional del índice gamma en toda la superficie analizada, lo que permite evaluar objetivamente la calidad del tratamiento.

UTOPIA se ha desarrollado en un lenguaje visual, y es soportado por el sistema operativo Windows® 98/XP. Presenta un menú de ayuda detallado, en el que se expone y explica esta utilidad concreta, además de otras varias.

## Materiales y métodos

El estudio se basa en la utilización del programa informático UTOPIA.

El estudio se realiza para un tratamiento de intensidad modulada de cabeza y cuello que consta de 23 segmentos repartidos en 13 ángulos de incidencia distintos, y una dosis por sesión de 180 cGy para un total de 33 sesiones. Los PTVs, cristalinos, médula, nervios ópticos y parótidas son los volúmenes definidos. La dosimetría clínica se lleva a cabo en el sistema de planificación de tratamientos Pinnacle3 de Philips®<sup>i</sup>. El maniquí sobre el que se realizan las verificaciones es un maniquí laminado equivalente a agua sólida®, en forma de cubo, en el que se pueden introducir películas entre sus láminas. El maniquí está caracterizado en el sistema de planificación a partir de una exploración de TAC similar a la que se realiza para la obtención de los datos anatómicos de los pacientes.

La dosimetría clínica del paciente se exporta al maniquí, consiguiéndose la correspondiente información dosimétrica tridimensional del tratamiento. Estos datos se obtienen del sistema mediante la opción *planar-dose*, un formato particular de Pinnacle<sup>3</sup>, que, en código ASCII o binario, relaciona las distribuciones espacial y dosimétrica en un plano. A partir de ella se puede construir una imagen en formato mapa de bits, y la correspondiente curva de calibración que relaciona la dosis con el color del píxel. UTOPIA genera esta curva de calibración co-

mo relación biunívoca entre la información dosimétrica que aporta la *planar-dose* y el rango completo de grises permitido con profundidad de 3 bytes.

El maniquí, cargado con películas, se irradia en la unidad de tratamiento, con el tratamiento correspondiente al paciente, obteniéndose así la distribución de dosis. Las películas empleadas para cargar el maniquí son del tipo Readypack de Kodak® EDR-2<sup>ii</sup>. Esta película tiene velocidad muy lenta, respuesta prácticamente lineal hasta 400 cGy y saturación en torno a los 700 cGy. Permite la evaluación de distribuciones de dosis con alta resolución espacial para niveles de dosis cercanos a los de tratamiento (alrededor de los 200 cGy). Previamente, es necesario verificar su respuesta, ya que estas características generales dependen en principio de varios factores entre los que están las condiciones de relevado, de escaneado para obtener la digitalización, la forma de irradiación,...<sup>3-5</sup>. Así pues, con anterioridad al estudio se comprueba que este tipo de película no presenta ninguna dirección privilegiada a la hora de digitalizarla (se emplea un escáner EPSON® 1680) y que la sensibilidad es muy similar en todo el espectro (en cualquiera de los tres canales de color las diferencias apreciadas entre la dosis esperada y la medida en un rango 50-240 cGy no superó el 1%). Por comodidad se decide escanear en tonos de grises.

La relación entre los niveles de "grises" obtenidos de la película irradiada con la dosis se logra mediante la curva de calibración, que representa la relación dosis-ennegrecimiento en el rango dosimétrico adecuado. Para ello, y en un maniquí de agua sólida<sup>iii</sup>, se irradia otra película Readypack de Kodak EDR-2 (del mismo *batch*) con una serie de campos de fotones con dosis conocidas. UTOPIA permite a partir de la imagen escaneada de esta segunda película y de las dosis correspondientes a cada nivel de ennegrecimiento, construir de forma semiautomática la curva de calibración y asociarla a la imagen



Fig. 1. Película irradiada con 16 puntos de dosis conocidas para obtener la curva de calibración.

<sup>i</sup><http://www.medical.philips.com/main/products/ros/products/pinnacle3/>

<sup>ii</sup><http://www.kodak.com/global/en/health/productsByType/med/FilmSys/film/onco/qa/edr2.jhtml?ppath=5710>

<sup>iii</sup>WT1 Solid Water (Scanplas, St. Bartholomew's Hospital, London)

previa del maniquí irradiado, con lo que se podrán conocer las dosis asociadas a cada nivel de ennegrecimiento. En esta versión de UTOPIA el ajuste dosis-grises se realiza por interpolación lineal por segmentos para los intervalos de dosis conocidas, evitando siempre extrapolaciones (fig. 1 y 2).

En particular la curva de calibración se obtiene para las dosis: 223,1; 210,2; 199,7; 193,6; 162,1; 148,5; 138,3; 132,7; 97,7; 83,1; 73,9; 68,2; 33,5; 20,5; 10,5 y 4,7 cGy. El resultado del estudio presenta una dependencia importante con el diseño de la curva de calibración.

Se dispone así de una imagen con información dosimétrica procedente del sistema de planificación (fig. 3 derecha) y de otra imagen obtenida en la unidad de tratamientos (fig. 3 izquierda).

La comparación cuantitativa de ambas imágenes se realiza mediante la función gamma<sup>6-9</sup>. Esta función utiliza como criterio de comparación la distancia multidimensional entre la medida obtenida de la película y los cálculos realizados por el sistema de planificación, considerando tanto la dosis como la distancia física. En un espacio compuesto por la dosis y por las dos coordenadas espaciales del plano de estudio, el criterio de aceptación tiene la for-

ma de un elipsoide, donde las dimensiones de los ejes mayores son los criterios de aceptación individuales determinados para cada magnitud (tolerancia para la dosis y tolerancia para la distancia física) y el centro el punto de medida en cuestión. La distancia mínima en este hiperespacio dosis-distancia entre el centro (punto de medida) y los puntos calculados se denomina índice gamma. Aquellos puntos donde gamma es menor o igual a 1 corresponden a localizaciones donde los puntos calculados cumplen los criterios de aceptación (pertenecen al volumen definido por el elipsoide de tolerancias). El resultado final puede representarse como una imagen de los valores de gamma sobre el plano espacial real. Lógicamente si el estudio se extendiera de un plano a un volumen se hablaría de un hiperespacio de cuatro dimensiones.

Son muchas las consideraciones previas que hay que tener en cuenta para estudiar adecuadamente un proceso de este tipo, como la asignación de curvas de calibración a cada una de las imágenes. Otra cuestión previa ineludible es la ecualización geométrica de las imágenes a comparar. Se entiende por ecualización geométrica la identificación de puntos o regiones homólogas en ambas imágenes. En este trabajo se emplea un sistema de ecualización basado en la elección de puntos fiducarios, introducidos manualmente en ambas imágenes. A partir de estos puntos el programa aplica desplazamientos, giros y escalados para preparar las imágenes desde el punto de vista geométrico, bajo la suposición de que ambas imágenes son perfectamente paralelas y presentan el mismo vector director. En la imagen adjunta (fig. 4), los puntos de corte de las crucetas verdes y las crucetas rojas, determinan puntos similares en cada una de las imágenes.

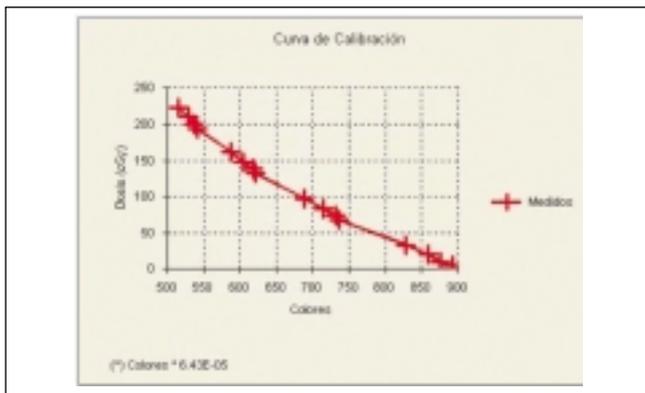


Fig. 2. Curva de calibración analizada por UTOPIA a partir de la fig. 2.

### Resultados y Discusión

Una vez que las imágenes están preparadas geométricamente y cada una de ellas tiene asociada la información "nivel de gris-dosis", UTOPIA puede realizar la compara-

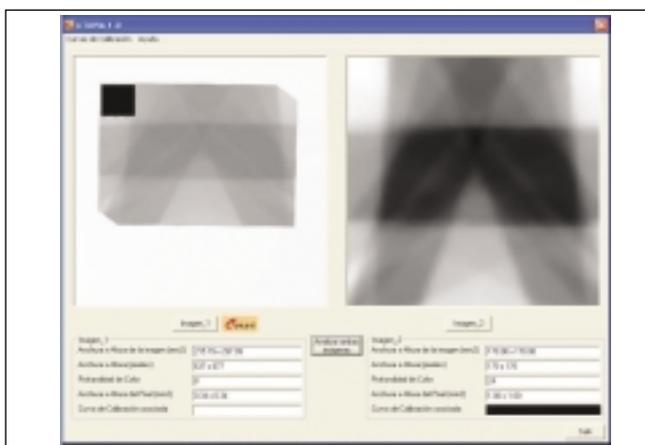


Fig. 3. Imágenes originales a comparar.



Fig. 4. Imágenes ecualizadas geométricamente.

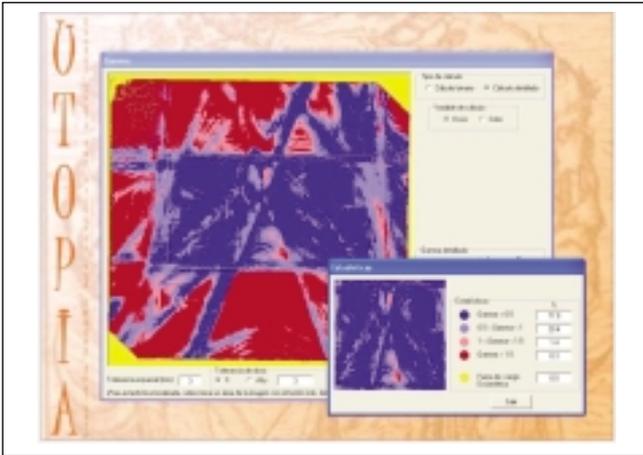


Fig. 5. Mapa de colores resultante del análisis gamma de ambas imágenes.

ción dosimétrica entre las dos imágenes utilizando como criterio objetivo la función gamma. El proceso es completamente automático previa indicación de las tolerancias de distancia física y de dosis. El resultado se presenta en un mapa de colores donde quedan identificados visualmente los puntos que cumplen y no cumplen el criterio de aceptación (azul y rojo respectivamente), así como aquellos que no pueden ser evaluados por estar fuera del rango de dosis de las curvas de calibración utilizadas (amarillo). Junto a la presentación visual aparece la estadística de puntos de cada zona, bien de la imagen completa o de la región de interés que se seleccione mediante el ratón (fig. 5).

El criterio habitual en este Servicio es fijar las tolerancias de 3 mm y 3% de dosis. Para el caso concreto del ejemplo, y como se puede apreciar, en la zona de interés, el 98% de los puntos cumple el criterio de aceptación. No obstante, y analizando ya la imagen completa, existen regiones de baja y media dosis que presentan puntos que no están dentro de tolerancias. Este hecho está relacionado con dos cuestiones: en primer lugar, se ha comprobado que la curva de calibración de la película no está bien caracterizada en la región de bajas dosis debido a que en su momento, con la intención de abarcar el rango de dosis más amplio posible, se consideraron dosis excesivamente bajas, donde la respuesta de la película resultó no ser adecuada; existe pues, una fuente de incertidumbre en ese rango de dosis, ya que resulta imposible discernir si el ennegrecimiento se debe a una baja irradiación o al propio velo de la película. Y por otro lado, si se expresa la tolerancia dosimétrica para el análisis gamma de forma absoluta, y no porcentualmente, existe una tolerancia fija independientemente del valor de la dosis en cada punto de comparación. El hacer un análisis porcentual implica que las zonas con menos dosis son más sensibles a estar fuera del criterio gamma precisamente porque la tolerancia dosimétrica es menor. Estableciendo tolerancias de 3 mm y 5 cGy (estos 5 cGy equivalen aproximadamente al 3% de la dosis por sesión, 180 cGy) se observa cómo mejoran los resultados en las zonas de baja dosis, así como en la zona de interés (fig. 6).

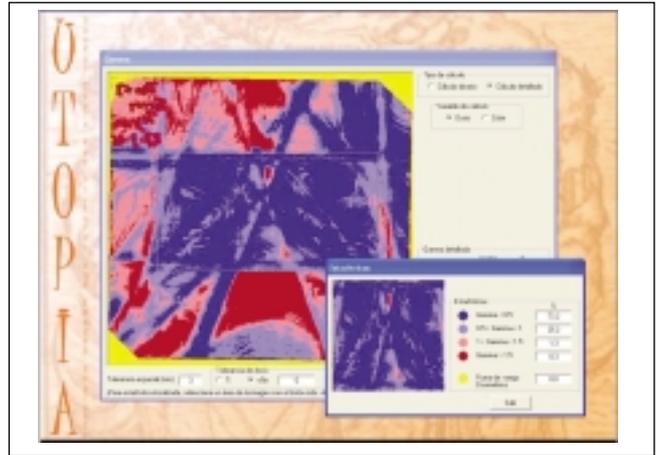


Fig. 6. Gamma de 3mm y 5 cGy.

En ambos análisis gamma, y en la región de interés, el porcentaje de puntos que queda fuera del criterio de aceptación no supera el 3%.

## Conclusiones

Se ha desarrollado una aplicación informática llamada UTOPIA para analizar imágenes de manera cómoda, rápida y con criterios cuantitativos. Como aplicación particular se puede utilizar para comparar distribuciones de dosis empleando, como criterio objetivo, la función o índice gamma. En este trabajo se presenta el ejemplo de una verificación objetiva de un tratamiento para una cabeza y cuello. En breve esta aplicación podrá descargarse de <http://www.albireotar-get.com>

## Referencias

1. Roselló J. Control de calidad en radioterapia externa, conformada e IMRT. *Oncología* 2004; 27:28-30.
2. Leal A, Sánchez Doblado F, Arráns R, Roselló J, Carrasco E, Lagares JI. Routine IMRT verification by means of an automatic MC simulation system. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 2003; 56:58-68.
3. Dogan N, Leybovich LB, Sethi A. Comparative evaluation of Kodak EDR2 and XV2 films for verification of intensity modulated radiation therapy. *Phys Med Biol* 2002; 47:4121-4130.
4. Chetty IJ, Charland PM. Investigation of Kodak extended dose range (EDR) film for megavoltage photon beam dosimetry. *Phys Med Biol* 2002; 47:3629-3641.
5. Childress NL, Salehpour M, Dong L, Bloch C, White RA, Rosen II. Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verifications. *Med Phys* 2005; 32:539-548.
6. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998; 25:656-661.
7. Low DA, Mutic S, Dempsey JF, Gerber RL, Bosch WR, Perez CA et al. Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system. *Radiother Oncol* 1998; 49:305-316.
8. Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys* 2003; 30:2455-2464.
9. Bakai A, Alber M, Nüsslin F. A revision of the gamma evaluation concept for the comparison of dose distributions. *Phys Med Biol* 2003; 48:3543-3553.

### **Simulación Mediante Monte Carlo de un haz de 6 MeV de electrones para la terapia con Irradiación Cutánea Total**

Partiendo de la siguiente Hipótesis: "La simulación mediante Monte Carlo de un haz extenso de electrones de uso clínico en el tratamiento de micosis fungoide por Irradiación Cutánea Total proporciona la caracterización física necesaria para la validación de una dosimetría realizada con detectores radiográficos, ionométricos y semiconductores en condiciones no estándar", se pretende verificar de forma teórica los resultados experimentales obtenidos bajo las condiciones fuera de referencia del tratamiento de ICT con electrones. En el desarrollo de la tesis se describe la metodología seguida para simular, bajo la precisión requerida, el haz de 6 MeV de energía nominal generado por el acelerador lineal y, una vez verificada su coincidencia con los resultados experimentales bajo condiciones de referencia, reproducir la incidencia de los 6 haces bajo condiciones de tratamiento para verificar la distribución de dosis en profundidad medida experimentalmente con película.

Como conclusiones del trabajo tenemos:

– Se ha puesto a punto la técnica radioterápica especial de la Irradiación Cutánea Total con electrones (ICTe) para ser implementada en el Hospital Virgen Macarena con el acelerador Lineal Primus de Siemens. La metodología empleada es extensible a otros aceleradores en condiciones de irradiación similares.

– La elección del método de Monte Carlo para obtener una solución teórica a los problemas planteados por esta técnica de irradiación, ha permitido confrontar los resultados experimentales con suficiente garantía para su aplicación clínica. Al ser un tratamiento no habitual, fuera de las condiciones de referencia contempladas en los protocolos dosimétricos, las diversas incertidumbres generadas tanto en las distribuciones relativas como en los valores absolutos de la dosis pudieron ser valorados.

– La evaluación de campos convencionales con la técnica de Monte Carlo han ofrecido resultados coincidentes con las medidas experimentales realizadas, dentro de

un margen de error del 2%, corroborando así la configuración del código de simulación.

– Una vez comprobada la correcta caracterización del haz de electrones de 6 MeV de energía nominal bajo condiciones de referencia, se ha calculado, siguiendo el método de simulación, la distribución de dosis proporcionada por el haz degradado en condiciones especiales de 40 x 40 cm<sup>2</sup>, a 380 cm de la fuente localizada en un acelerador lineal Primus de Siemens. Esta distribución de dosis responde a una solución teórica que puede ser tomada como referencia para el control de calidad de la técnica de ICTe- bajo las condiciones expuestas. No obstante, con respecto a la dosimetría absoluta, recientes modificaciones sensibles en el código de simulación invitan a un análisis en mayor profundidad. Por ello, una simulación pormenorizada de cada situación sería conveniente, o al menos, la utilización de más de un procedimiento dosimétrico para contrastar.

– El decremento en la energía media del haz de tratamiento hasta un 56% de la energía nominal generada en el acelerador, ha probado la eficacia de la mampara de PMMA como degradador adecuado para proporcionar la dosis deseada en el paciente situado a 15 cm tras ella.

Como conclusión final podemos decir que:

Se ha demostrado la capacidad del método de Monte Carlo para simular geometrías complejas, convirtiéndose en una herramienta de verificación de la dosis que permita el control de calidad de la ICTe- necesario para llevar a cabo esta técnica compleja de tratamiento en los centros hospitalarios interesados.

**Autora:** Ester Carrasco Pavón

*Grado de Doctora por la Universidad de Sevilla*

**Directores de Tesis:** D. Francisco Sánchez Doblado, *Profesor Titular* y D. Antonio Leal Plaza, *Profesor Ayudante Contratado Doctor, pertenecientes ambos al Departamento de Fisiología Médica y Biofísica de la Universidad de Sevilla.*

**Lectura de la Tesis:** 15 Enero 2007

*Departamento de Fisiología Médica y Biofísica.*

## Curso de Radiología Digital

El curso se celebró en Valladolid del 25 al 28 de octubre y fue dirigido, como en ediciones anteriores, por Ignacio Hernando González y Manuel Alonso Díaz. El objetivo de este curso era ofrecer una visión global de la Radiología Digital actual; para ello los contenidos del curso abarcaron desde principios básicos de la Radiología Digital (sistemas de adquisición de imagen, procesado y archivo de imágenes, conectividad...) hasta la descripción de la tecnología puntera en este campo, esto con la ayuda de representantes de distintas casa comerciales. Todo complementado con recomendaciones útiles acerca de cómo realizar especificaciones, control de calidad, e, incluso de cómo organizar un servicio de Radiodiagnóstico totalmente digitalizado. Creo que los asistentes, especialistas y residentes de Radiofísica Hospitalaria y trabajadores de UTPR, encontraron de gran interés los temas tratados, ya que muchos de ellos se enfrentan actualmente a la digitalización de los servicios en los que trabajan. Dignas de mención fueron, también, las sesiones de tapas con Ribera del Duero que disfrutamos entre compañeros.

**María Pérez Fernández**

*Radiofísica Residente del Sº de Física Médica y P.R.  
Hospital Central de Asturias*

## Informe del Curso Radiología Digital - Octubre 2006

Del 25 a 28 de octubre de 2006 ha tenido lugar en el Hospital Universitario Río Ortega de Valladolid el Curso de Radiología Digital, englobado dentro de los cursos de Formación Continuada de la Sociedad Española de Física Médica. El profesorado ha incluido a diferentes profesionales: Radiofísicos, investigadores de varias casas comerciales implicadas en el desarrollo de nuevas tecnologías (AGFA, General Electric, Philips, Hologic y Kodak), profesores universitarios y Radiólogos.

El curso ha incluido, a grandes rasgos: los conceptos básicos de algunos de los sistemas de adquisición de imagen digital más empleados (Radiografía Computarizada, Radiografía con paneles planos, Imagen dinámica y Mamografía), Técnicas de procesado y almacenamiento de imágenes digitales, Conectividad de equipos y las distintas redes y sistemas de información in-

ter e intrahospitalarios, Dosis a pacientes y el Control de calidad de los sistemas de adquisición y visualización.

Después de cada charla se ha realizado una pequeña ronda de preguntas, en las que se han producido diversos debates, que en muchos casos han contribuido a enriquecernos con el intercambio de opiniones.

Creo que es de destacar el esfuerzo realizado por la organización del curso en abarcar gran parte de los temas de la Radiología Digital, y ofrecer una visión global de este amplio campo. Quizá el nivel del Curso sea algo bajo en algunos temas, tratándose de un curso de Formación Continuada, con un cierto exceso de propaganda en algunos de los ponentes de las casas comerciales. Es de destacar también la buena coordinación y organización del curso teniendo en cuenta el gran número de ponentes y temas a tratar.

Recomendaría este Curso a todo aquel que quiera iniciarse en un campo tan amplio como es el de la Radiología Digital.

**Fernando Tato de las Cuevas**

*Residente de 3º año de Radiofísica Hospitalaria*

## Informe del Curso "Image-Guided Radiotherapy (IGRT)" de la ESTRO

Entre los días 3 y 7 de diciembre de 2006, tuvo lugar en Bruselas el curso "Image-Guided Radiotherapy (IGRT) organizado por la ESTRO con sede en el complejo hospitalario del AZ-VUB.

El objetivo principal del curso es mostrar los aspectos más importantes relacionados con la implementación asistencial de las técnicas de tratamiento con IGRT, incidiendo especialmente en la necesidad previa de cuantificar y acotar los errores sistemáticos, reduciendo mediante la aplicación de técnicas de IGRT el impacto de los errores aleatorios sobre el tratamiento de los pacientes. Los tratamientos de Radioterapia utilizando técnicas de IGRT, conlleva importantes mejoras en la calidad de dichos tratamientos, los puntos principales a tener en cuenta son: la posible reducción de los márgenes de planificación, la optimización de los tratamientos realizando varias planificaciones durante el mismo, la aplicación de técnicas de tratamiento con "gating", la evaluación del movimiento intrasesión en el tratamiento de tumores pulmonares y la evaluación del

impacto del movimiento de los órganos en la dosimetría clínica del paciente.

Al tratarse del primer curso europeo sobre este tema, éste se centró especialmente en presentar y evaluar los distintos sistemas existentes en el mercado que realizan algún tipo de técnica relacionada con la IGRT. Como es habitual en los cursos de la ESTRO, el curso está orientado a médicos, radiofísicos, y técnicos, por lo que se impartieron varias conferencias dirigidas específicamente a dichos colectivos. Así, el curso contó con sesiones clínicas, dónde se mostraron novedosas técnicas de tratamiento con IGRT, de especial aplicación en tumores pulmonares. Además, se impartieron charlas encaminadas a presentar los procedimientos utilizados en dichos tratamientos, especialmente dirigidas a técnicos de la unidades, éstas resultaron muy esclarecedoras en algunos puntos: necesidad de establecer protocolos, adecuada formación y entrenamiento del personal implicado, mayor consumo de tiempo en el tratamiento de pacientes, y la necesidad de mayores recursos humanos a la hora de implementar dichas técnicas.

Paralelamente, durante el desarrollo del curso se organizaron visitas a diferentes centros hospitalarios de localidades próximas a Bruselas. La intención era mostrar los procedimientos seguidos en los tratamientos con distintas técnicas de IGRT, tanto desde un punto de vista clínico, con pacientes reales, como desde un punto de vista práctico, explicando el funcionamiento del equipamiento sin pacientes, con maniqués y explorando las diferentes posibilidades de los equipos.

Este es el primer año que se celebra dicho curso y ha sido un éxito en lo que a participación se refiere: 164 participantes de 29 países diferentes, mayoritariamente de la Europa Comunitaria, pero también de países como Australia, Brasil, Canadá, Chile, China, India, Japón, Nueva Zelanda, Sudáfrica, Sudán o Arabia Saudí. La representación española fue notable con 8 participantes tanto especialistas como residentes de nuestra especiali-

dad. Esta variedad no hace sino aportar un aliciente más al curso, ofreciendo la oportunidad de conocer e intercambiar puntos de vista con otros profesionales de todo el mundo.

Además de los seminarios teóricos y las visitas a diversos centros, el curso se completó con algunos eventos sociales tales como una tarde de confraternización en la bolera o la cena de cierre del curso organizada en el marco de una galería de arte. Esto junto a la posibilidad de visitar la ciudad de Bruselas dentro de un ambiente de compañerismo con el resto de españoles ha aportado un incentivo más al curso.

En la evaluación global del curso podríamos acusar el excesivo peso de las casas comerciales y su equipamiento, así como la falta de contenido eminentemente práctico dirigido a aspectos tales como el control de calidad de los equipos o su manejo. En el balance positivo caben destacar especialmente las charlas a cargo de Marcel van Herk, especialista en física que realiza un interesante trabajo de investigación en el campo de la radioterapia guiada por la imagen. Así mismo, las visitas a los centros donde están implementadas estas técnicas resultó ilustradora en aspectos tales como las ventajas y limitaciones propias de estos equipos. En definitiva es un curso que pese a posibles mejoras es muy recomendable. Finalmente querriamos agradecer a la SEFM su ayuda por facilitar económicamente la participación en este tipo de eventos.

**Carmen Pinza Molina**

*H. Nuestra Señora de la Candelaria (Tenerife)*

**Javier Sánchez Jiménez**

*H.C.U. Lozano Blesa (Zaragoza)*

## **VI Curso de Instrumentación y Control de Calidad en Medicina Nuclear**

**Barcelona, 7-9 de 2.007**

**Directores: Javier Pavía, Rafael Puchal, Domènec Ros**

Durante los días 29 de enero al 16 de febrero de 2007, tuvo lugar la tercera edición del curso "Fundamentos de Física Médica". Se celebró, igual que la edición anterior, en la Sede Antonio Machado de la Universidad Internacional de Andalucía (UNIA), situada en Baeza (Jaén).

Este año, no tuvimos la visita de la nieve (al menos durante los días del curso) pero sí de la gripe, que atacó a gran parte de la población estudiantil sobre todo entre la segunda y la tercera semana. La juventud pudo más que los virus, y la recuperación fue rápida y total, como era previsible.

El curso, de tres semanas de duración, se estructura en 8 módulos distintos, que pueden seguirse todos en un mismo año, u optar por hacerlos en dos años. Cada uno de los módulos tiene una carga lectiva de entre 14 y 20



horas. Una de las novedades de esta edición fue que, por exigencia de la UNIA, las clases tuvieron que impartirse de lunes a viernes sin poder utilizar la mañana del sábado, como se hizo en la edición anterior, lo que obligó a estructurar las horas lectivas impartidas cada día, en algunos de los módulos.

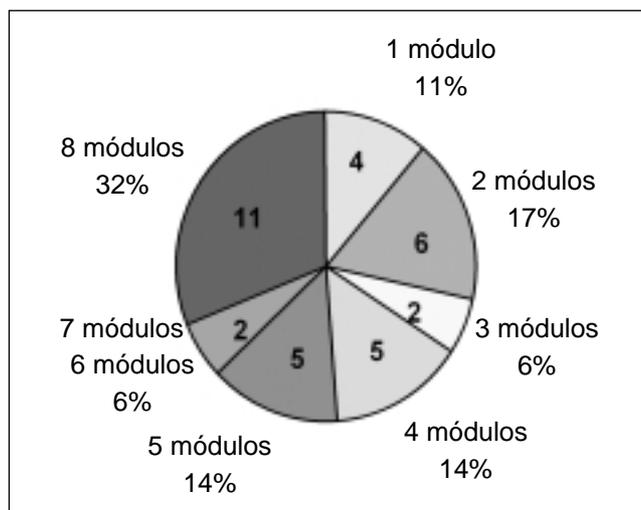
Los módulos ofertados fueron los mismos que en la edición anterior.

- Módulo 1: Medida de la radiación.  
Director: Antonio Brosed.
- Módulo 2: Bases físicas, equipos y control de calidad en radiodiagnóstico.  
Director: Xavier Pifarré.
- Módulo 3: Bases físicas, equipos y control de calidad en radioterapia externa (I).  
Directores: Araceli Hernández y M. Cruz Lizuaín.
- Módulo 4: Bases físicas, equipos y control de calidad en radioterapia externa (II).  
Director: Ester Millán.
- Módulo 5: Bases físicas, equipos y control de calidad en Braquiterapia.  
Director: José Pérez Calatayud.
- Módulo 6: Bases físicas, equipos y control de calidad en Medicina Nuclear.  
Director: Rafael Puchal.
- Módulo 7: Funciones del Radiofísico en la Protección Radiológica Hospitalaria.  
Director: M. Cruz Paredes.
- Módulo 8: Oncología básica para Radiofísicos y principios de Oncología.  
Director: Damián Guirado.

El número total de alumnos matriculados al curso fue de 43, de los cuales, 35 residentes en Radiofísica Hospitalaria. Los 6 restantes provenían de otros campos como la Universidad, Ciemat, etc. Respecto a los 35 alumnos residentes provenían de 25 Unidades Docentes. (Sólo 3 Unidades Docentes no estuvieron representadas en esta edición del curso).

La asistencia a los distintos módulos por parte de los alumnos residentes, se muestra en la tabla y el gráfico siguiente:

Número de módulos	Número de alumnos	%
1	4	11%
2	6	17%
3	2	6%
4	5	14%
5	5	14%
6	2	6%
7	0	0%
8	11	32%
<b>TOTAL</b>	<b>35</b>	<b>100%</b>



En donde puede observarse que el porcentaje más elevado corresponde a los residentes que asistieron a todos los módulos (11 en total), seguido de los que asistieron a 2 de ellos y a 4 ó 5 módulos (que corresponde a 2 semanas).

El número total de alumnos por módulo se muestra en la siguiente tabla:

Módulo	1	2	3	4	5	6	7	8
Alumnos	27	23	26	26	19	17	18	29

La Comisión de Docencia elaboró una encuesta de valoración del curso, para que de modo anónimo contestaran los alumnos. Se distribuyó al final de cada módulo de manera que se pudiera hacer una valoración de cada uno de ellos. El ánimo de la encuesta era captar el grado de satisfacción de los alumnos y poder detectar posibles deficiencias que pudieran ser solventadas en posteriores ediciones.

La primera parte de la encuesta contiene preguntas sobre el aprovechamiento del curso y la organización. La segunda parte es una valoración de los profesores, tanto en lo que se refiere a los contenidos y preparación de los temas, como en la claridad de su exposición y labor docente. Los alumnos asignan a cada pregunta un valor entre 1 y 5 (1 el valor más negativo, 5 el valor más positivo).

Analizados los resultados, se presentan los valores medios obtenidos en las distintas preguntas de cada apartado de la encuesta, así como la valoración de los distintos profesores, como promedio de todos los módulos.

## 1. Aprovechamiento del curso.

Este primer apartado consta de las siguientes preguntas:

P1: Valore sus conocimientos previos sobre los temas tratados en el curso

- P2: Clarifique su actitud y participación durante el curso
- P3: Valore la utilidad de este curso para su actividad profesional
- P4: ¿Cuál ha sido su grado de asimilación de los temas tratados durante el curso?
- P5: ¿Ha respondido el curso a sus expectativas?
- P6: ¿Cree que se han alcanzado los objetivos expresados en el programa?
- P7: Valore si el contenido real del curso se ha adaptado al programa propuesto por el mismo
- P8: Valore la calidad de los contenidos teóricos impartidos

## 2. Organización del curso

Este apartado consta de las siguientes preguntas:

- P9: Valore la información previa que recibió sobre este curso
- P10: Valore la ayuda que ha recibido por parte de la organización para la inscripción y asistencia a este curso
- P11: Valore el lugar donde se ha realizado el curso y los medios técnicos empleados
- P12: Valore el desarrollo del programa (horario, ritmo de las clases, etc)
- P13: ¿Cree que la duración del curso es adecuada?
- P14: Valore la documentación que ha recibido
- P15: Valore la labor de dirección de este curso

En la siguiente gráfica se muestran, para cada pregunta, los valores de las puntuaciones obtenidos promediando los distintos módulos.



## 3. Valoración de los profesores

- Pregunta 1: Valore los contenidos y preparación de los temas impartidos
- Pregunta 2: Valore la claridad en la exposición y la labor docente

En el conjunto de los 8 módulos han participado 32 profesores. La siguiente tabla, muestra los valores medios obtenidos por los profesores, para cada módulo.

Módulo	1	2	3	4	5	6	7	8
Puntuación media 1 pregunta	4,2	4,1	4,0	3,3	4,2	3,7	4,0	4,4
Puntuación media 2 pregunta	4,0	4,0	3,7	4,0	4,1	3,4	3,9	4,3

Para el resto de la encuesta, los comentarios que aparecen con más frecuencia, y en diversos módulos, pueden resumirse del siguiente modo:

Los alumnos han tenido conocimiento del curso fundamentalmente a través de la página web de la SEFM y por los compañeros de trabajo

Lo que más ha gustado del curso:

- Cumplimiento del horario
- Claridad en las exposiciones
- Exposiciones orientadas al desarrollo del trabajo diario
- Documentación. Bibliografía
- Preparación de los profesores
- Información actualizada
- La calidad de las presentaciones. La teoría impartida. La experiencia y capacidad de los ponentes.
- Buena preparación de las clases y disposición del profesorado

Lo que menos ha gustado:

- El horario. Excesivas horas por la mañana
- Poco tiempo para algunos de los contenidos
- Lo ajustado y comprimido de los horarios
- La duración; por la tarde es muy difícil atender en clase
- Es demasiado caro para ser un curso casi obligatorio
- Incumplimiento de horario (en algún tema)
- El contenido de algunas diapositivas no aparece en el texto escrito

Lo que añadirían:

- Tiempo
- Más ejemplos prácticos (no indica el tema)
- Contenidos prácticos
- Adelantaría el curso al comienzo de la residencia
- Más discusiones conjuntas, que han sido muy pedagógicas.

Y lo que suprimirían:

- Clases por la tarde y los sábados por la mañana
- La 5ª hora de la mañana
- Algunos temas introductorios-teóricos
- Los temas superpuestos

En general, y al igual que en la edición anterior, la valoración del curso se considera muy positiva. Los comentarios de la edición de 2006, ayudaron a mejorar

ciertos aspectos organizativos que fueron motivo de varias quejas en la edición 2006 y que ahora se han solventado casi completamente, como por ejemplo, el cumplimiento de horarios y el respeto de los descansos programados entre clases. Los comentarios recogidos en esta edición 2007, servirán de estímulo para mejorar. Esperamos que en las próximas ediciones el curso continúe teniendo buena acogida y contribuya (aunque sólo sea un poco) a la formación de profesionales de excelencia en nuestro país.

Abril, 2007

**Teresa Eudaldo**

*Comisión de Docencia de la SEFM*

### **SPIE: Medical Imaging 2007, San Diego, California 17-22 febrero 2007**

Más de 3000 especialistas en Imagen Médica se dan cita anualmente en San Diego en un symposium patrocinado por la *Internacional Society for Optical Engineering* (SPIE) y en el que en este año han colaborado relevantes sociedades científicas tales como la *AAPM-American Association of Physicists in Medicine*, *APS-American Physiological Society*, *CARS-Computer Assisted Radiology and Surgery*, *IS&T-The Society for Imaging Science and Technology*, *MIPS-Medical Image Perception Society*, *RSNA-Radiological Society of North America*, *SCAR-Society for Computer Applications in Radiology*, *The DICOM Standards Comite*. Su presencia ilustra los focos de interés del symposium.

Lo primero que se percibe en la primera lectura del programa y calendario es que las jornadas de trabajo van a ser largas e intensas: *short courses, workshops, keynote conferences, plenary conferences, ordinary conferences, posters sessions* se desarrollan desde las 8 de la mañana hasta la 7 de la tarde en los diferentes congresos que se van encadenando y solapando durante los seis días de duración del symposium. En la edición del año 2007 los congresos han sido: *Visualization and Image-Guided Procedures; Physics of Medical Imaging; Physiology, Function, and Structure from Medical Images; Image Processing, Ultrasonic Imaging and Signal Processing; Computer-Aided Diagnosis; Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment; PACS and Imaging Informatics*. Lo siguiente que percibe el asistente al symposium es que aquí están presentes todos los grandes grupos de investigación, científicos y responsables de desarrollo y evaluación de la imagen médica de las principales firmas comerciales. El enfoque es eminentemente científico y técnico y la presencia de grandes stands comerciales a modo del congreso anual de la RSNA en Chicago es inexistente. Los grandes fabricantes del mercado presentan, en forma de presentaciones científicas de unos 20 minutos de duración, sus



prototipos, evaluaciones previas, mejoras a introducir en futuras unidades etc., en cooperación con grupos de investigación-mayoritariamente norteamericanos.

#### *Contenidos*

Es imposible poder detallar los contenidos de los múltiples cursos, presentaciones y pósters del symposium y tarea ardua resumir lo más significativo del mismo. En un planteamiento evidentemente sesgado por la formación, intereses y preferencias de los que escribimos estas líneas, podemos destacar -a riesgo de dejar de mencionar otros muchos- los siguientes eventos a los que tuvimos la suerte de asistir:

- Conferencia plenaria de Maria Petrou del *Imperial College of London*: "*Human and artificial vision systems*". Magistral conferencia, amena e instructiva sobre los avances actuales en el conocimiento de los mecanismos de visión y percepción humana en todas y cada una de sus fases que está permitiendo desarrollar nuevos algoritmos de procesado de imagen y nuevos elementos detectores con respuesta similar al del sistema visual humano.
- Curso de Ian Cunningham, profesor en la *University of Western Notario*: "*X-Ray Detector Performance: Principles and Measurements using a Linear Systems Approach*". Curso avanzado de 4 horas sobre la métrica de la imagen y errores más comunes en la determinación de MTFs y DQEs. Ian se ha ofrecido

a venir en noviembre a Madrid, para impartir dichas lecciones durante el curso de formación de la SEFM que sobre imagen médica se celebrará a mediados de noviembre. Curso: C02-SEFM/07

- Taller técnico: "*Hands-On Experience with CAD*" impartido por Maryellen L. Giger, de la Univ. of Chicago; Nico Karssemeijer de la Univ. Nijmegen (Holanda); Michael F. McNitt-Gray, de la Univ. of California/Los Angeles. Tuvimos ocasión de manejar y manipular más de 20 programas de Diagnóstico Asistido por Ordenador en aplicaciones de mamografía, tórax, RM, etc.
- Taller técnico conducido por James T. Dobbins "*Theoretical and Practical Elements of Tomosynthesis Imaging*". A punto de salir al mercado las primeras unidades para tomosíntesis en mama y en tórax, el conocimiento de los problemas y herramientas matemáticas presentes se presentaron y discutieron por diferentes ponentes de GE, Siemens, Hologic y otros.
- Conferencia invitada impartida H. H. Barrett, The Univ. of Arizona: "*Statistical characterization of radiological images: basic principles and recent progress*". Matemática y estadística avanzada.
- Conferencia invitada impartida por E. R. McVeigh NHLBI/National Institutes of Health "*New methods for image guidance and visualization for cardiac procedures*" Ciencia ficción o realidad: el empleo de RM interactiva 3D en tiempo real permite a los cirujanos colocar una válvula en posición correcta en el anillo de la aorta en 90 segundos.
- Conferencia invitada impartida H. L. Kundel, radiólogo de la universidad de Pennsylvania: "How to minimize perceptual error and maximize expertise in medical imaging". Un 25% de los cánceres presentes en imágenes no se diagnostican correctamente. El 50% de los errores cometidos en radiodiagnóstico se producen en la fase de percepción e interpretación de los resultados. El mensaje es evidente y contundente: El control de calidad de la imagen debe incluir la percepción del observador.

### *Presencia española*

La presencia de grupos de investigación europeos es escasa en relación con la presencia norteamericana (evidente) y asiática. La participación española en relación con nuestros colegas europeos si bien también escasa es prometedora: Josep Sempau de la Univ. Politécnica de Catalunya codirigió un curso y un taller sobre simulación con Métodos de MonteCarlo de los sistemas de imagen con radiaciones. Dos jóvenes científicos predoctorales españoles obtuvieron sendas menciones a sus trabajos: Andreu Badal (Univ. Politécnica Catalunya) nominado *Nominado Best Students Paper Awards* por su trabajo: "*Monte Carlo package for simulating ra-*

*diographic images of realistic anthropomorphic phantoms described by triangle meshes*" y Hugo de las Heras (actualmente becario del *Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit - GSF* alemán), nominado *Honorary mention Poster Awards* por su trabajo: "*Modeling and testing of a non-standard scanning device with dose reduction potencial*". Desde estas líneas nuestro reconocimiento y felicitación.

### *Información de interés práctico*

Toda la información sobre las conferencias organizadas por el SPIE puede consultarse en [www.spie.org](http://www.spie.org). El *symposium Medical Imaging* tiene carácter anual y se celebra en la segunda quincena de febrero. La fecha para recepción de resúmenes suele finalizar en la primera semana de agosto del año anterior.

### *Agradecimientos*

A la SEFM y al Departamento de Radiología de la UCM por la financiación de los profesores M. Chevalier y E. Guibelalde para asistir al symposium.

**E. Guibelalde y M. Chevalier**

*Dpto. Radiología. U. Complutense de Madrid*

### **SPIE: Medical Imaging 2007. Punto de vista de investigadores pre-doc**

Durante el curso "Early Career Profesional Development in Medical Imaging" nos conocimos Andreu Badal y Hugo de las Heras. Los dos estudiamos en España y estamos haciendo nuestro doctorado en el extranjero. La psicóloga e investigadora, Elisabeth Krupinski, directora del curso y co-organizadora del congreso, nos hizo plantearnos los próximos 5 años de nuestra carrera y comentar nuestros planes con los compañeros. Ella nos habló de su propia experiencia sin tapujos, y además nos indicó pautas que no sólo resultan válidas para el campo de imagen Médica, sino para una carrera profesional en general. Nos insistió en ir a hablar con los jefes de los grupos presentes en el congreso para buscar contactos, ofrecer ayuda en las instituciones que pueden servirte para adquirir experiencia y nos animó a invertir tiempo para pedir financiación de becas o proyectos. Lo que más destacó al final del curso es que no olvidemos que tenemos una vida personal y sentimental, sin la cual es muy difícil desarrollar paralelamente una vida profesional plenamente satisfactoria.

Mi principal objetivo en el symposium era presentar un póster con los primeros resultados de mi doctorado, que empecé en agosto de 2005 en el departamento de Física Médica del GSF de Munich (Centro Alemán de Investigación de Salud y Medio Ambiente). Gracias a

esos resultados, la dirección del GSF aceptó financiar mi viaje y mi estancia allí. Mi tesis trata del desarrollo de un nuevo escáner de CT que utiliza una nueva geometría. Esa nueva geometría tiene el potencial de generar la misma calidad de imagen ahorrando dosis a los pacientes. Mis resultados muestran que la idea funciona porque hemos construido un prototipo, lo hemos probado con un maniquí real -un pimiento- y hemos podido reconstruir una rodaja del pimiento donde se pueden reconocer hasta algunas semillas. El póster tuvo mucho éxito y disfruté mucho observando a la gente que leía mi póster o tratando de contestar a sus preguntas. Las conversaciones delante del póster, o las que mantuve durante las comidas con colegas y desconocidos fueron de lo más satisfactorio del congreso. Hablé con chinos, indios, americanos, canadienses, franceses, suizos, italianos, irlandesas, españoles, alemanes y hasta un rumano. Con ellos descubrí las partes más confusas del póster, encontré centros donde podría mejorar los resultados de mi tesis e incluso inicié contactos para un posible post-doc en Francia o Canadá. Las charlas del programa técnico, sin embargo, me decepcionaron un poco. Muchas resultaban muy difíciles de seguir, incluso aunque hablaran de temas que me resultaban familiares.

Por otra parte, los cursos cortos del fin de semana me encantaron. El sábado asistí al curso "Principles and advancements in X-ray Computed Tomography", donde Jiang Hsieh (jefe del departamento de GE Medical Systems y co-organizador del congreso) explicó el material tan clara y concisamente, que incluso tras las 4 horas de curso yo aún tenía ganas de seguir leyendo el libro que regaló a los participantes. Gracias a este curso tengo más claro por dónde seguir analizando la calidad de mi prototipo.

#### **H. de las Heras**

*Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit,  
GmbH (Germany)*

El symposium del SPIE es una cita ineludible para muchos grupos de investigación en imágenes médicas de Estados Unidos y Canadá (aunque la asistencia europea y asiática también es numerosa). Como parte de mis estudios de doctorado en la Universitat Politècnica de Catalunya he tenido la oportunidad de trabajar con un grupo de investigación del *U.S. Food and Drug Administration*. Para este grupo la asistencia al SPIE *Medical Imaging* es esencial. Después de asistir a las dos últimas ediciones, y observar los *proceedings* de años anteriores, he podido conocer las líneas de investigación de los principales grupos y los proyectos de futuro de las empresas líderes en el sector. Al tratarse de una reunión anual es posible ver como los distintos grupos van desarrollando sus proyectos, desde el concepto inicial hasta las aplicaciones clínicas.

La mayoría de investigadores presentes en el symposium han asistido a numerosas ediciones y aprovechan la cita para presentar sus últimos resultados, hacer contactos y mantenerse al día de las últimas tendencias. Por este motivo es fácil hacer conocer otros investigadores y conversar con los responsables de los proyectos más interesantes.

Mi presentación fue bien acogida por la audiencia y pude conocer bastantes personas interesadas en mi trabajo. En general el nivel de las presentaciones es elevado y muchos de los ponentes asumen que la audiencia está familiarizada con el proyecto que se presenta, haciendo difícil seguir las presentaciones de los temas de los que no eres especialista. No obstante, esto también permite aprender mucho de las presentaciones relacionadas con tu trabajo.

Los cursos y las conferencias invitadas fueron excelentes, y me ha dado una visión muy clara de los últimos avances en la investigación en imágenes médicas y de las características de la carrera investigadora en Estados Unidos.

#### **A. Badal**

*Univ. Politècnica de Catalunya*

# Agenda

## Próximas convocatorias

### **ICCR 2007: International Conference on the use of Computers in Radiation Therapy.**

Toronto (Canadá), 4-7 junio 2007.

*Información:* [iccr@rmp.uhn.on.ca](mailto:iccr@rmp.uhn.on.ca)

### **UK Radiological Congress.**

Manchester (Reino Unido), 11-13 junio 2007.

*Información:* [www.ukrc.org.uk](http://www.ukrc.org.uk)

### **New results on effects of radiation on man - the new ICRP recommendations.**

Berlín (Alemania), 19 junio 2007.

*Información:* [www.bfs.de/bfs/veranst.html/EU\\_konferenz.html](http://www.bfs.de/bfs/veranst.html/EU_konferenz.html)

### **CARS 2007, Computed Assisted Radiology and Surgery. 21st International Congress and Exhibition.**

Berlín (Alemania), 27-30 junio 2007.

*Información:* [www.cars-int.org](http://www.cars-int.org)

### **IMRT and Other Conformal Techniques in Practice.**

Viena (Austria), 1-5 julio 2007.

*Información:* [www.estro.be](http://www.estro.be)

### **AAPM 49th Annual Meeting**

Minneapolis, Minnesota (EEUU), 22-26 julio 2007.

*Información:* [www.aapm.org/meetings/07AM/](http://www.aapm.org/meetings/07AM/)

### **2007 AAPM Summer School**

"Shielding Methods for Medical Facilities: Diagnostic Imaging, PET and Radiation Therapy"

St. John's University, Collegeville, MN (EEUU), 27-29 julio 2007.

*Información:* [www.aapm.org/meetings/07SS/](http://www.aapm.org/meetings/07SS/)

### **29th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.**

Lyon (Francia), 23-26 agosto 2007.

*Información:* [www.embs.org](http://www.embs.org)

### **9th Biennial ESTRO Meeting on Physics and Radiation Technology for Clinical Radiotherapy.**

Barcelona, 8-13 septiembre 2007.

*Información:* [www.estro.be](http://www.estro.be)

### **XI Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica.**

Tarragona, 18-21 septiembre 2007.

*Información:* [www.fmcs.urv.net/sepr11](http://www.fmcs.urv.net/sepr11)

### **10th EFOMP Congress - The First European Conference on Medical Physics.**

Pisa (Italia), 20-22 septiembre 2007.

*Información:* <http://efomp-2007.df.unipi.it/>

### **10th session of the European School of Medical Physics (ESMP)**

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

*Información:* [www.cur-archamps.fr/esi](http://www.cur-archamps.fr/esi)

### **VI Curso de Instrumentación y Control de Calidad en Medicina Nuclear.**

Barcelona, 7-9 noviembre 2007.

*Información:* [www.sepr.es](http://www.sepr.es)

### **RSNA 2007, 93rd Scientific Assembly and Annual Meeting**

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

*Información:* [rsna2007.rsna.org/rsna2007/V2007/index.cvn](http://rsna2007.rsna.org/rsna2007/V2007/index.cvn)

### **Image Guided Radiotherapy in Clinical Practice.**

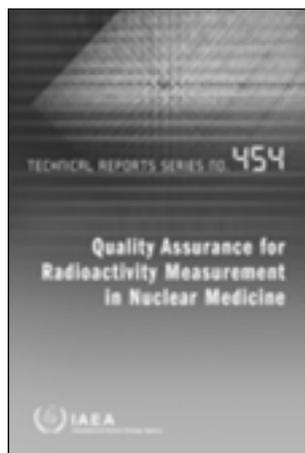
Bruselas (Bélgica), 9-13 diciembre 2007.

*Información:* [www.estro.be](http://www.estro.be)

### **12th International Congress of IRPA.**

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

*Información:* [www.irpa12.org.ar](http://www.irpa12.org.ar)



**Quality Assurance for  
Radioactivity  
Measurement in Nuclear  
Medicine**

**IAEA. Technical Report  
Series n° 454. 12 de  
diciembre de 2006. 81  
páginas. 42,00 € .  
(ISBN: 92-0-105306-1)**

*Descargable gratuitamente  
en la dirección:*

*[http://www-pub.iaea.org/  
MTCD/publications/  
PDF/TRS454\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS454_web.pdf)*

Esta publicación del OIEA proporciona información sobre la implantación de programas de garantía de calidad en la medida de la radiactividad en medicina nuclear. La recomendación de optimizar las dosis que se imparten en los procedimientos de medicina nuclear, basada en niveles de referencia de actividad administrada, convierte la medida de la radiactividad en uno de los elementos clave para mantener la calidad de todo el proceso.

A su vez, la tendencia actual, que se plasma en la propia organización de los servicios, es considerar que tanto los aspectos de la imagen como la medida de la actividad han llegado a ser áreas con el suficiente grado de complejidad y especialización como para ser consideradas aparte. En esta línea, nuestra sociedad colaboró en la redacción del Protocolo para la calibración y uso de activímetros (2003) que complementaba el anterior Protocolo nacional para el control de calidad de la instrumentación en medicina nuclear (1999). Del mismo modo el OIEA revisa en este informe técnico el IAEA-TECDOC-602 *Quality Control of Nuclear Medicine Instruments* (1991).

La normativa sobre sistemas de gestión de la calidad, como la norma ISO 9001:2000, emplea un lenguaje muy abstracto, que es difícil de entender por la persona que se acerca por primera vez al campo de la calidad. Los lectores de la publicación del OIEA que nos ocupa encontrarán una aplicación práctica del desarrollo de un programa de garantía de calidad en una práctica concreta y definida, algo que es de agradecer por los profesionales que trabajamos en esta área.

El texto está dividido en cinco epígrafes y ocho apéndices. Tras los tres primeros epígrafes: introducción, referencias a la normativa relacionada y el acuerdo sobre los términos y definiciones que se van a emplear en el

texto, encontramos los dos epígrafes que desarrollan el cuerpo del documento: uno dedicado a los requisitos de los sistemas de gestión y otro dedicado a los requisitos técnicos.

Como se indicó anteriormente el epígrafe dedicado a los requisitos del sistema de gestión es una aplicación de la norma ISO 9001:2000 al desarrollo de un programa de garantía de calidad en la medida de la actividad. El lector encontrará referencias concretas: a la definición de la Organización y a la del propio programa de garantía de calidad; al control documental, al control de los registros y al control de los dispositivos de medida; al seguimiento de compras y proveedores. Se ocupa de los aspectos relacionados con el servicio al cliente, desde la búsqueda de su satisfacción como el tratamiento de sus quejas. Se discute a su vez el tratamiento de productos no conformes, entendidos como aquellos que no satisfacen los requisitos aplicables, estén impuestos por el cliente, por la propia Organización o aquellos legales que sean de aplicación. Se introducen los conceptos de acciones correctivas y preventivas, y de las revisiones del sistema de gestión.

En el epígrafe dedicado a los requisitos técnicos se discuten otros aspectos generales de los sistemas de gestión de la calidad como los requisitos sobre el personal y su formación, el control de las condiciones ambientales, la validación de los productos y sus controles, la calibración y el mantenimiento de los equipos. Por último se discuten algunos aspectos generales de las medidas como su trazabilidad, el muestreo y su control estadístico y el informe de resultados.

En cuanto a los apéndices, el primero contiene ejemplos de aspectos del sistema de gestión de la calidad que deberían ser auditados. El segundo, formatos de registros para documentar la formación y la experiencia del personal. Los cuatro apéndices siguientes están dedicados a aspectos de radiofarmacia. El apéndice número siete está dedicado a los procedimientos para la medida de la actividad y el número ocho contiene dos ejemplos sobre la trazabilidad de las medidas.

Puede sorprender que en un documento dedicado a la garantía de la calidad en la medida de la actividad sólo el apéndice número siete se centre en la medida de la actividad. En este apéndice se describen los controles que se deben realizar sobre el activímetro y los procedimientos de medida, a fin de asegurar la trazabilidad de los resultados. Desarrollado en menor medida, este apéndice se corresponde con otras recomendaciones, como nuestro

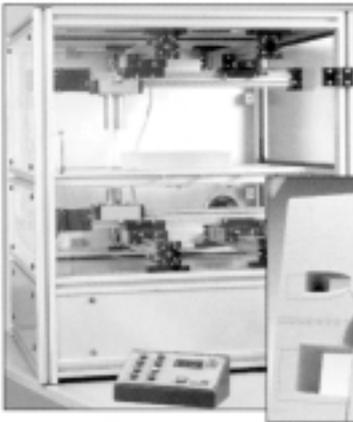
Protocolo para la calibración y uso de activímetros. La trazabilidad en las medidas de la actividad en medicina nuclear es difícil de conseguir porque la gran variedad de condiciones de medida, asociada a los diferentes isótopos empleados y, sobre todo, a la disparidad de contenedores, impide que los laboratorios de calibración puedan calibrar los equipos en todas las condiciones que se dan en la práctica. Los protocolos actuales resuelven este problema recomendando procedimientos para trasladar la calibración para la energía del radioisótopo, dada en unas condiciones geométricas concretas, a las condiciones geométricas de trabajo. El documento que nos ocupa amplía este planteamiento estableciendo un programa de garantía de calidad que asegure, a partir del control de

proveedores, compras, equipos, procedimientos, personal, clientes y cualquier otro aspecto relacionado con el programa, que el resultado de las medidas de radiactividad es trazable.

En definitiva una lectura muy recomendable para todos aquellos implicados en el desarrollo de los programas de garantía de calidad en medicina nuclear y para las personas interesadas en la aplicación de los sistemas de gestión de la calidad en nuestro trabajo.

**César Rodríguez Rodríguez**  
*Servicio de Radiofísica*  
*HU Doce de Octubre*  
*Madrid*

## POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA



### FABRICACIÓN DE MOLDES

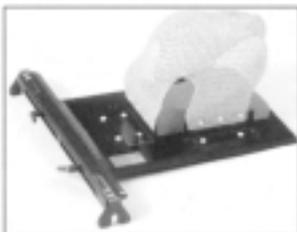
**Cortadores de bloques de Styrofoam**, tipos manual y automáticos para cortes 2D y 3D, partiendo de datos de placa radiográfica + scanner o de sistema de planificación disponible. **Sistema de planificación autodidáctico**, de manejo sencillo y práctico, especial para nuevos centros de trabajo.

**Bloques de poliestireno** cortados a medida. **Crisoles de fusión** de diferentes capacidades. **Aleaciones de baja fusión** con o sin cadmio. **Bandejas de enfriamiento**. **Pupitres con vibradores**. **Placas y bandejas portamoldes**. Sistema de bloques satélites. **Materiales para bolus**. **Marcadores adhesivos**. **Tomadores de contorno y espesores corporales**, etc.

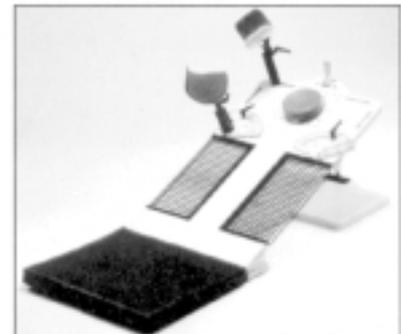


### FIJACIÓN Y POSICIONAMIENTO

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



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



Para mayor información, diríjase a:



**MCP IBERIA, S.A.**

Miembro del Grupo de Compañías MCP

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