

Nos habíamos planteado publicar tres números anuales de nuestra Revista. Os presentamos este ejemplar que cumple el objetivo propuesto con bastante esfuerzo. Tal vez no llegue a vuestras manos la víspera de Navidad, como era la intención; de todas formas os deseamos lo mejor para el 2006.

Incluir una necrológica en la Revista es siempre triste y más aun cuando se trata de la primera en una publicación tan joven como la nuestra. Desde estas líneas queremos lamentar la pérdida de nuestro compañero Manuel Tormo Ferrero, al que algunos entre los más veteranos de la SEFM hemos conocido, con el que hemos disfrutado de su trato, de su buen hacer profesional - desde un puesto en muchas ocasiones no fácil de desempeñar- y, siempre, de su extraordinaria condición humana. Queremos que este recuerdo sea un homenaje afectuoso a su memoria y pueda servir de expresión de apoyo y consuelo para sus familiares

Transcurrido el período de tiempo que indican nuestros estatutos se procederá al cambio de algunos miembros del Comité de Redacción y así se lo hemos hecho saber a la Junta Directiva de la SEFM. El nuevo número que aparezca en 2006 ya tendrá la nueva composición del Comité. Se pretende conseguir una línea de continuidad de los propósitos que han inspirado los últimos tiempos de la Revista y, por supuesto, mejorar lo conseguido hasta ahora. Tanto los que se van como los que se quedan, así como las nuevas incorporaciones, somos sabedores de la dificultad que entraña la confección de cada nuevo número

de la revista, ya que se ha constatado la falta de costumbre en publicar por parte de la mayoría del colectivo de la Sociedad de Física Médica; no obstante no cejamos en nuestro empeño de solicitar encarecidamente vuestra colaboración. El último Congreso de nuestra Sociedad ha sido un claro ejemplo de nuestros hábitos: así, una vez finalizado el mismo, hemos tenido que recurrir a una invitación personalizada para estimular a los autores de las comunicaciones al Congreso que las materialicen en artículos a publicar. Ya somos más de 600 miembros en la SEFM, no parece descabellada la idea de alcanzar los 3 ejemplares anuales, ¡ánimo y a por ellos!

Aprovechando el cambio de tercio no está de más hacer un ligero balance de la marcha de la revista y, aparte de las dificultades arriba enunciadas, habría que recordar a los autores y a los asesores científicos, la necesidad de respetar los plazos establecidos para la correspondencia científica, así como la conveniencia de contestar a los apartados que se puedan cuestionar en dicha correspondencia. No siempre ha sido posible mantener la agilidad necesaria en la valoración y comunicación entre los autores, los evaluadores y la Revista, lo que ha podido causar ciertos inconvenientes. En cualquier caso la intención siempre ha sido buscar la mejor calidad en la versión definitiva de los trabajos y una óptima consecución de los objetivos planteados por la Revista.

La Revista puede y debe seguir llevando su cometido. Reiterando las buenas intenciones para el próximo año 2006 nos despedimos hasta la próxima.

## Influencia de la variación del parámetro beta en el cálculo de la probabilidad de control tumoral (TCP)

F. Pizarro Trigo<sup>a</sup>, J. A. Font Gómez<sup>a</sup>, P. Ortega Pardina<sup>c</sup>, S. Fernández Cerezo<sup>a</sup>,  
A. García Romero<sup>a</sup>, A. Hernández Vitoria<sup>a,b</sup>, P. E. Millán Cebrián<sup>a,b</sup>, M. Canellas Anoz<sup>a</sup>,  
M. A. Rivas Ballarín<sup>a</sup>, P. Ruíz Manzano<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. <sup>b</sup>Departamento de Radiología, Pediatría y Medicina Física, Universidad de Zaragoza. <sup>c</sup>Servicio de Radioterapia de la Clínica Quirón de Zaragoza

### Beta parameter variations in calculations of Tumour Control Probability (TCP)

#### Resumen

*Propósito:* En el modelo radiobiológico lineal-cuadrático (LQ), el parámetro de radiosensibilidad  $\alpha$  ha sido el único parámetro usado, generalmente, para expresar la variabilidad en radiosensibilidad entre pacientes. Con el fin de complementar, desde el punto de vista matemático, esta variabilidad, hemos introducido, junto a la distribución del parámetro  $\alpha$ , otra para el parámetro  $\beta$ , en un segundo modelo. Se han comparado ambos métodos.

*Método y materiales:* Se han usado los histogramas diferenciales dosis-volumen (DVH) de cinco tratamientos de próstata y cinco de pulmón del sistema de planificación de tratamientos PCRT3D para realizar los cálculos de la TCP. Hemos utilizado dos distribuciones de Weibull para tomar al azar los diferentes valores de  $\alpha$  y  $\beta$ , y se ha elegido un criterio para seleccionar los valores ( $\alpha/\beta$ ) compatibles para aquellos valores que  $\alpha$  y  $\beta$  puedan tomar. Hemos desarrollado un programa informático, para realizar estas tareas.

*Resultados:* Se han obtenido diferencias considerables en los valores de la TCP calculados por los dos métodos para los tratamientos seleccionados. Del mismo modo, se obtienen variaciones notables en la respuesta del programa cuando el criterio de compatibilidad cambia a valores extremos o cuando variamos la desviación estándar del parámetro beta.

*Palabras clave:* Radiosensibilidad, Histograma Dosis Volumen (DVH), Probabilidad de Control Tumoral (TCP).

#### Abstract

*Purpose:* In the Linear-Quadratic(LQ) model,  $\alpha$  radiosensitivity parameter has been generally considered as the only one parameter to express inter-patient variability in radiosensitivity to calculate TCP figures. In order to obtain TCP values with a more accurate mathematical method, a distribution of  $\beta$  radiosensitivity parameter has been added in those calculations. Results from both methods have been compared.

*Material and method:* Differential Dose-Volume Histograms (DVH) from PCRT3D treatment planning system of five treatments of prostate and five of lung were used to calculate TCP values. Two Weibull distributions for  $\alpha$  and  $\beta$  parameters have been performed to draw different  $\alpha$  and  $\beta$  values. A criterion has been chosen to select compatible values among those allowed by  $\alpha$  and  $\beta$  values. A software was developed to this aim.

*Results:* Considerable differences between both methods in TCP values were found for selected treatments. Moreover, the outcome of the program is different when the compatibility criterion is taken to extreme values or when standard deviation of beta parameter is changed.

*Key words:* Radiosensitivity, Dose Volume Histogram (DVH), Tumour Control Probability (TCP).

#### Introducción

La finalidad de los tratamientos radioterápicos es dar la máxima dosis posible al tumor, con las mínimas complicaciones para el tejido sano. Por ello, en radioterapia son menos relevantes las distribuciones de dosis que las probabilidades de control local, denominadas probabilidad de control tumoral (TCP) y probabilidad de complicación de

Correspondencia: F. Pizarro Trigo.  
Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa.  
C/ San Juan Bosco N° 15, 50009 Zaragoza.  
E-mail: fpro-pr@hcu-lblesa.es  
Fecha de recepción: 20-1-2005  
Fecha de aceptación: 15-9-2005

tejido sano (NTCP)<sup>1</sup>. Algunos trabajos<sup>2</sup>, para determinar la TCP, han considerado una distribución de probabilidad para el parámetro de radiosensibilidad  $\alpha$  con el fin de expresar la variabilidad de la radiosensibilidad entre pacientes, otros, además, han utilizado el parámetro  $\beta$  de modo que cambia linealmente con  $\alpha$  es decir,  $\alpha/\beta = \text{constante}$ <sup>3</sup>. Trabajando en esta línea, hemos desarrollado un programa para calcular las TCP a partir de un histograma de dosis física-volumen. Para ello, se ha partido del modelo biológico lineal-cuadrático (LQ) y, con el fin de expresar las variaciones de radiosensibilidad entre pacientes, hemos introducido no sólo una distribución de probabilidad para pesar los posibles valores que tome el parámetro sino también, otra para los valores  $\beta$ , definiendo unas condiciones de compatibilidad entre  $\alpha$  y  $\beta$ , para cualquier tipo de tejido. En este trabajo compararemos los valores de la TCP, así obtenidos, con aquellos en los que se considera al parámetro como único parámetro que expresa este tipo de variaciones. También veremos cómo cambia la TCP cuando cambiamos el criterio de compatibilidad o la desviación estándar de los valores del parámetro  $\beta$  ( $\sigma_\beta$ ).

## Material y métodos

### Modelo teórico

Si consideramos que la probabilidad de supervivencia celular de clonógenos sea nula como condición necesaria para el control de un tumor con un tratamiento de radioterapia, tenemos que la probabilidad de control de un tumor (TCP) puede ser descrita mediante la estadística de Poisson<sup>4</sup>:

$$TCP = \frac{(N_S)^0 \cdot e^{-N_S}}{0!} = e^{-N_S} \quad [1]$$

Donde  $N_S$  es la media de células que sobreviven a la irradiación. Este factor es una función de la dosis que, en el modelo Lineal-Cuadrático (LQ)<sup>5</sup>, es una función cuadrática:

$$N_S = N_0 \cdot \exp(-\alpha \cdot d - \beta \cdot d^2) \quad [2]$$

$N_0$  es la población inicial de clonógenos,  $d$  es la dosis por sesión  $\alpha$  y  $\beta$  y son los parámetros de radiosensibilidad cuyo significado podemos encontrar en la bibliografía<sup>5,6</sup>. Si se administran  $N$  sesiones, tendremos:

$$\begin{aligned} N_S &= N_0 \cdot \exp(-\alpha \cdot N \cdot d - \beta \cdot N \cdot d^2) \\ N_S &= N_0 \cdot \exp(-\alpha \cdot D - \beta \cdot D \cdot d) \end{aligned} \quad [3]$$

siendo  $D$  la dosis total recibida. Si consideramos que la supervivencia depende, no sólo del esquema de irradiación (de la dosis por sesión  $d$  y la dosis total  $D$ ), sino que también lo hace del tiempo de duración del tratamiento ( $T_{tot}$ ),

del tiempo a partir del cual comienza la proliferación tumoral ( $T_k$ ) y del tiempo potencial de duplicación tumoral ( $T_{pot}$ ) tendríamos que la ecuación [1] se transforma en<sup>3</sup>:

$$TCP = \exp[-N_0 \cdot \exp(-\alpha \cdot D - \beta \cdot D \cdot d + \gamma T)] \quad [4]$$

Donde,

$$\gamma = \frac{\ln 2}{T_{pot}} \quad \text{y} \quad T = T_{tot} - T_k \quad [5]$$

La ecuación [4] sólo es válida para valores de  $T_{tot} > T_k$

Para una distribución de dosis heterogénea, el número de células supervivientes se puede calcular para volúmenes elementales ( $j$ ) independientes, de forma que la dosis para cada uno de ellos puede considerarse constante e igual a  $D_j$ . De esta manera la probabilidad de control tumoral se puede expresar como el producto de las probabilidades de control en cada intervalo de dosis (en la literatura llamado Bin Control Probability, BCP)<sup>3</sup>. Es decir,

$$TCP = \prod_j BCP_j = \prod_j \exp[-N_{0,j} \cdot \exp(-\alpha \cdot D_j - \beta \cdot d \cdot D_j + \gamma \cdot T)] \quad [6]$$

### Método

El programa desarrollado toma los histogramas diferenciales proporcionados por el planificador *PCRT3D* (*Técnicas Radiofísicas, S. L.*) que nos da el volumen  $V_j$  (cm<sup>3</sup>) al que llega una determinada dosis  $D_j$  (cGy), y le aplica las ecuaciones anteriores para calcular la TCP con los parámetros radiobiológicos que se dispone en la literatura<sup>7,8</sup>. Tomemos como histograma para el cálculo de la TCP el PTV ("Planning Target Volume") y, para simplificar los cálculos, supongamos que la densidad clonogénica ( $\rho_{cl}$ ) sea constante en todo el volumen de cálculo (algunos autores<sup>8</sup> sugieren el uso del CTV usando una densidad clonogénica constante, pero lo hemos obviado, en este estudio, porque nuestro interés es comparar ambos métodos), cumpliéndose que en cada *bin* del histograma el número de clonógenos inicial es:

$$N_{0,j} = \rho_{cl} \cdot V_j \quad [7]$$

El siguiente paso es seleccionar los valores que pueden tomar el parámetro  $\alpha$  y el parámetro  $\beta$ . De la bibliografía<sup>7,8</sup> podemos tomar los valores medios de estos parámetros junto a sus desviaciones estándar. Los valores  $\alpha_i$  y  $\beta_k$  serán seleccionados de modo que cumplan los siguientes criterios:

$$\begin{aligned} 0 < \alpha_i &\leq \bar{\alpha} + 2 \cdot \sigma_\alpha \\ 0 < \beta_k &\leq \bar{\beta} + 2 \cdot \sigma_\beta \end{aligned} \quad [8]$$

el límite superior se ha elegido  $2\sigma$  con el fin de tener un amplio rango de valores y hemos eliminado los valores negativos por carecer de significado radiobiológico. Con estos valores podemos hallar todos los cocientes posibles entre  $\alpha$  y  $\beta$ , y se ha eliminado, para el cálculo, aquellos que no son apropiados. En general, hemos descartado aquellos cocientes que no cumplan el siguiente criterio:

$$1 \leq \frac{\alpha_i}{\beta_k} \leq \left(\frac{\alpha}{\beta}\right)_{\text{MÁX}} \quad [9]$$

De esta manera, hacemos que el cociente tenga distintos valores para un mismo tumor, es decir,  $\alpha/\beta \neq \text{constante}$ , hipótesis que creemos razonable si tenemos en cuenta que los tumores reales suelen estar compuestos por diferentes células divididas en compartimentos, en diferente fase del ciclo y distinto grado de hipoxia<sup>1</sup>.

Ante la incertidumbre de los parámetros radiobiológicos, lo adecuado sería que el valor  $(\alpha/\beta)_{\text{MÁX}}$  fuese ajustado, para cada tumor, por datos clínicos recogidos durante años de tratamientos. Ante la falta de estos datos, el programa toma, por defecto,  $(\alpha/\beta)_{\text{MÁX}}$  igual al doble del cociente de los valores medios de  $\alpha$  y  $\beta$  que aparecen en la bibliografía. Es decir,

$$\left(\frac{\alpha}{\beta}\right)_{\text{MÁX}} = 2 \cdot \left(\frac{\alpha}{\beta}\right) \quad [10]$$

Este valor puede ser modificado por el usuario, por ejemplo, cuando cuente con información clínica.

El modo en que obtenemos todos los  $\alpha_i/\beta_k$  es mediante la generación de cada  $\alpha_i$  y  $\beta_k$  mediante un sencillo método de Monte Carlo. Según las restricciones [8] y [9] que hemos impuesto, la distribución más apropiada es una que sea asimétrica. La distribución elegida es la de Weibull. En el anexo se detalla la generación de  $\alpha_i$  y  $\beta_k$  mediante números aleatorios y la definición de la distribución de Weibull a partir de sus coeficientes  $\Lambda$  y  $\Theta$  que particularizan la distribución para cada tumor. Tras la generación de  $\alpha$  y  $\beta$  calculamos la TCP según la ecuación [7], simulando la distribución mediante 1000 sucesos. El resultado es un conjunto de valores de TCP de los que se puede calcular la media. Realizando varias series podemos hallar la media y la desviación estándar de estos cálculos de la TCP.

## Resultados y discusión

Con el fin de apreciar los efectos de incluir en la formulación una distribución en el parámetro  $\beta$ , hemos comparado este modelo, al que denominamos  $\alpha/\beta \neq \text{constante}$ , con el modelo habitual en el que se utiliza sólo la distribución

en el parámetro  $\alpha$  para expresar la variabilidad de la población y donde el parámetro  $\beta$  cambia según  $\alpha/\beta = \text{constante}$ .

En las tablas 1 y 2, mostramos los resultados de la TCP calculados a partir de cinco histogramas de pulmón y cinco de próstata según los dos modelos. También se describe el esquema de irradiación y los parámetros radiobiológicos utilizados. Para el caso del pulmón (tabla 1), las variaciones entre ambos métodos tienen diferencias de hasta 10 puntos, siendo los valores de la TCP menores para  $\alpha/\beta \neq \text{constante}$ . En este caso, de la ecuación (10) tenemos que  $(\alpha/\beta)_{\text{MÁX}} = 23\text{Gy}$ . En la Fig. 1 se muestra cómo varía la TCP, para un PTV dado, en los dos modelos  $\alpha/\beta \neq \text{constante}$  y  $\alpha/\beta = \text{constante}$  en función de  $(\alpha/\beta)_{\text{MÁX}}$ . Podemos apreciar que el primer método varía de modo creciente con el aumento del valor  $(\alpha/\beta)_{\text{MÁX}}$ , mientras que para método  $\alpha/\beta = \text{constante}$  encontramos lo contrario.

En el caso de la próstata (tabla 2), vemos grandes diferencias en el valor absoluto de la TCP, como máxi-

**Tabla 1. Tumor: Pulmón (Adenocarcinoma).**

**Parámetros Radiobiológicos:**

$\alpha=0,45 \text{ Gy}^{-1}$ ,  $\beta=0,038 \text{ Gy}^{-2}$ ,  $\sigma_\alpha=0,32 \text{ Gy}^{-1}$ ,  $\sigma_\beta=0,033 \text{ Gy}^{-2}$ ,  $\rho=10^8 \text{ cél./cm}^3$ ,  $T_{\text{pot}}=5\text{días}$ ,  $T_k=12\text{días}$ . (Terry and Peter (1992))<sup>8</sup>

**Esquema de irradiación:** 5000cGy a 200cGy por sesión, cinco sesiones por semana,  $T_{\text{tot}}=35$  días.

HISTOGRAMAS	TCP(%)	
	Modelo $\alpha/\beta=12\text{Gy}$	Modelo $\alpha/\beta \neq \text{constante}$ $(\alpha/\beta)_{\text{MÁX}}=23\text{Gy}$
PTV1	40,7±1,9	33,1±2,4
PTV2	42,2±1,7	34,9±1,3
PTV3	36,6±2,0	28,7±1,9
PTV4	37,7±0,8	29,6±2,0
PTV5	37,9±1,3	30,6±1,1

**Tabla 2. Tumor: Próstata (Adenocarcinoma).**

**Parámetros Radiobiológicos:**

$\alpha=0,31 \text{ Gy}^{-1}$ ,  $\beta=0,103 \text{ Gy}^{-2}$ ,  $\sigma_\alpha=0,27 \text{ Gy}^{-1}$ ,  $\sigma_\beta=0,028 \text{ Gy}^{-2}$ ,  $\rho=10^8 \text{ cél./cm}^3$ ,  $T_{\text{pot}}=30\text{días}$ ,  $T_k=12\text{días}$ . (Brenner and Hall (1991))<sup>8</sup>

**Esquema de irradiación:** 7400cGy a 200cGy por sesión, cinco sesiones por semana,  $T_{\text{tot}}=52$  días.

HISTOGRAMAS	TCP(%)	
	Modelo $\alpha/\beta=3\text{Gy}$	Modelo $\alpha/\beta \neq \text{constante}$ $(\alpha/\beta)_{\text{MÁX}}=6,0\text{Gy}$
PTV1	52,3±1,1	80,1±1,1
PTV2	55,7±1,7	85,6±1,0
PTV3	54,5±1,3	82,8±1,2
PTV4	53,7±1,7	82,6±1,1
PTV5	53,0±1,5	81,2±1,1

**Tabla 3. Resultado del ajuste<sup>13</sup> de los coeficientes de la distribución de Weibull para adenocarcinoma de pulmón y próstata.**

PULMÓN		PRÓSTATA	
Para $\alpha$	Para $\beta$	Para $\alpha$	Para $\beta$
$\Lambda=1,44$	$\Lambda=1,2$	$\Lambda=1,152$	$\Lambda=4,13$
$\Theta=0,5$	$\Theta=0,04$	$\Theta=0,326$	$\Theta=0,11$

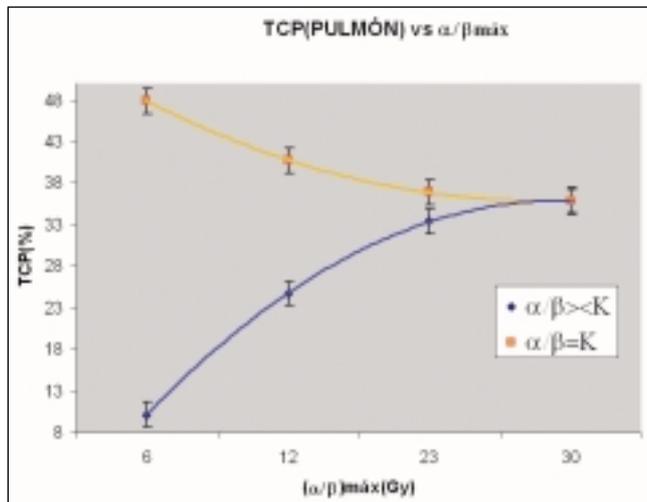


Fig. 1. TCP (pulmón) frente a  $(\alpha/\beta)_{MÁX}$ , usando los Modelos  $\alpha/\beta \neq \text{constante}$  ( $\alpha/\beta < K$ ) y  $\alpha/\beta = \text{constante}$  ( $\alpha/\beta = K$ ).  $\sigma_\beta = 0.033 \text{Gy}^{-2}$ .

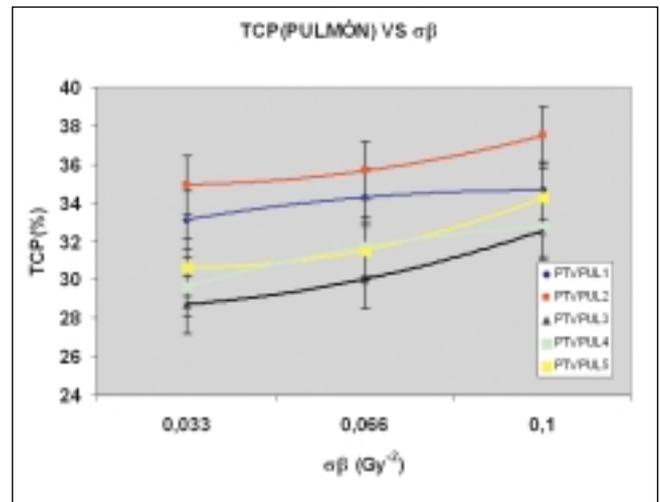


Fig. 3. TCP (pulmón) frente a  $\sigma_\beta$ , usando el Modelo  $\alpha/\beta \neq \text{constante}$ .  $(\alpha/\beta)_{MÁX} = 23 \text{Gy}$ .

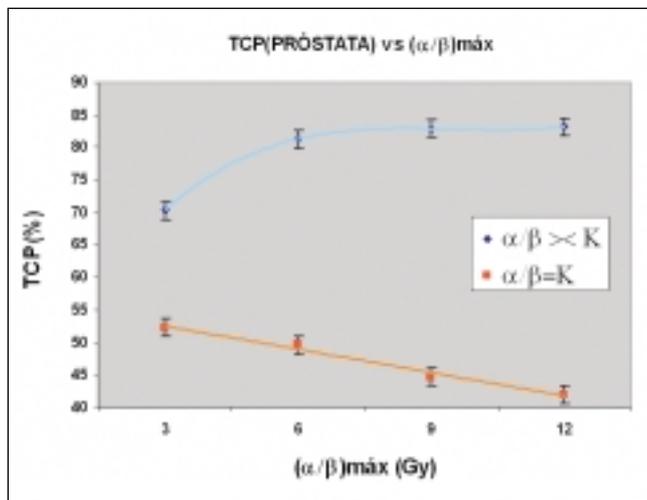


Fig. 2. TCP (próstata) frente a  $(\alpha/\beta)_{MÁX}$ , usando los Modelos  $\alpha/\beta \neq \text{constante}$  ( $\alpha/\beta < K$ ) y  $\alpha/\beta = \text{constante}$  ( $\alpha/\beta = K$ ).  $\sigma_\beta = 0.028 \text{Gy}^{-2}$ .

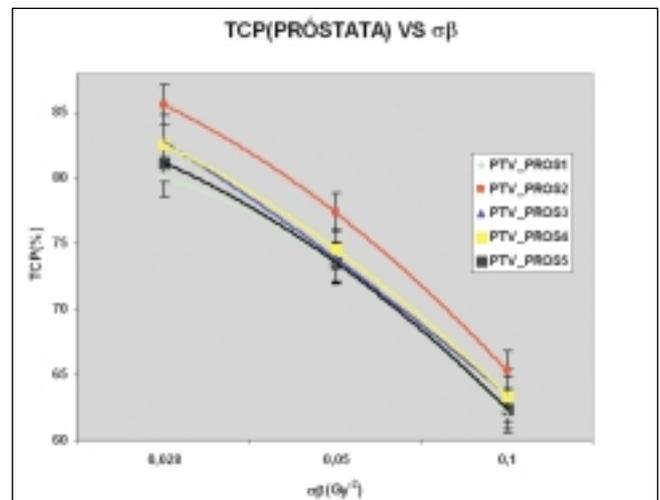


Fig. 4. TCP (próstata) frente a  $\sigma_\beta$ , usando el Modelo  $\alpha/\beta \neq \text{constante}$ .  $(\alpha/\beta)_{MÁX} = 6.0 \text{Gy}$ .

mo, de 28 puntos, a favor del método  $\alpha/\beta \neq \text{constante}$ , con  $(\alpha/\beta)_{MÁX} = 6.0 \text{Gy}$ , según la ecuación [10]. Los valores obtenidos con el método  $\alpha/\beta \neq \text{constante}$  se aproximan a datos clínicos obtenidos por algunos autores<sup>9</sup> para esta localización. En la Fig. 2, vemos variaciones en la TCP para ambos métodos con la variación de  $(\alpha/\beta)_{MÁX}$  para un PTV dado. En esta figura se aprecian las mismas tendencias que en la Fig. 1, pero con un menor gradiente en la curva para el método  $\alpha/\beta \neq \text{constante}$ .

Por otro lado, veamos cómo influye el valor de  $\sigma_\beta$  en el resultado de la TCP, en el modelo constante. En la Fig. 3 se muestra cómo varía la TCP en el caso del pulmón cuando cambia el valor  $\sigma_\beta$ . Podemos ver que existe un ligero incremento en la TCP con el aumento de la dispersión del parámetro. En el caso de los tratamientos de próstata (Fig. 4) existe una importante disminución de la

TCP con el incremento de  $\sigma_\beta$ . En algunos trabajos<sup>10</sup> se ha encontrado esta misma tendencia, pero en menor grado, en donde se indica que, para cocientes  $\alpha/\beta$  bajos (como en el caso de la próstata), el término  $\beta$  juega un papel importante en la muerte celular y, por tanto, la variación del parámetro  $\beta$  se debe considerar en el diseño de los esquemas de fraccionamiento de dosis.

## Conclusiones

En primer lugar, desde un punto de vista matemático, es sencillo introducir una distribución probabilística para  $\beta$  como elemento que, junto a la distribución del parámetro  $\alpha$ , exprese la variabilidad de radiosensibilidad entre pacientes. Así, utilizando todas las posibilidades que nos permite el modelo  $\alpha/\beta \neq \text{constante}$ , podemos tener

mayor rigor matemático, sin un coste excesivo de tiempo de cálculo.

En segundo lugar, desde un punto de vista radiobiológico, el modelo  $\alpha/\beta \neq \text{constante}$  permite una mayor versatilidad a la hora de definir un tumor a partir de sus parámetros, pues podemos encontrar diferentes valores del cociente  $\alpha/\beta$  para un mismo tumor dependiendo, por ejemplo, del grado de hipoxia en el que se encuentren sus células.

Por último, desde un punto de visto práctico, estos resultados se han de considerar como un ejercicio teórico que deben estar contrastados con datos clínicos. Éstos son necesarios para confirmar o rechazar los modelos de supervivencia, ajustar los parámetros radiobiológicos y, entre ellos, encontrar un valor apropiado para  $(\alpha/\beta)_{MÁX}$ . No obstante, aunque los resultados absolutos de estos modelos no tienen, por ahora, validez en la dosimetría clínica, sus valores relativos y sus tendencias sí que pueden ayudar a discriminar tratamientos con histogramas muy parecidos.

**ANEXO. La distribución de Weibull<sup>11</sup>.**

La función de densidad de probabilidad es:

$$f(X; \Lambda, \theta) = \frac{\Lambda}{\theta^\Lambda} X^{\Lambda-1} \cdot \exp\left[-\left(\frac{X}{\theta}\right)^\Lambda\right] \quad x > 0, \quad \theta, \Lambda > 0 \quad [11]$$

cuyos dos primeros momentos son:

$$E(x) = \theta \Gamma\left(1 + \frac{1}{\Lambda}\right)$$

$$Var(x) = \theta^2 \left[ \Gamma\left(1 + \frac{2}{\Lambda}\right) - \Gamma^2\left(1 + \frac{1}{\Lambda}\right) \right] \quad [12]$$

Para generar números aleatorios de Weibull  $X > 0$ , se resuelve la ecuación:

$$\frac{\Lambda}{\theta^\Lambda} \int_0^x t^{\Lambda-1} \cdot \exp\left[-\left(\frac{t}{\theta}\right)^\Lambda\right] \cdot dt = u \quad [13]$$

cuyo resultado es:

$$X = \theta \cdot \left[ \text{Ln}\left(\frac{1}{1-u}\right) \right]^{\frac{1}{\Lambda}} \quad [14]$$

donde  $u$  se encuentra uniformemente distribuido sobre el intervalo unitario y  $X$  son los valores  $\alpha$  y  $\beta$  que se desean generar.

Anteriormente, se tendrá que ajustar la distribución de Weibull a cada localización tumoral<sup>12</sup>. De la bibliografía, obtenemos los valores  $\alpha$  y  $\beta$  medios, y sus res-

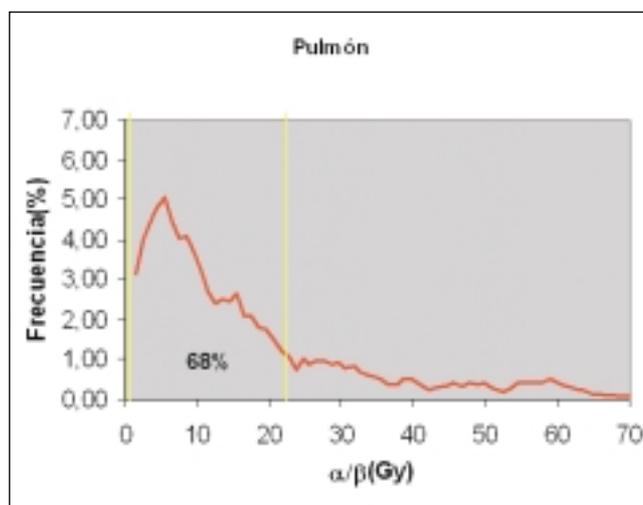


Fig. 5. Distribución de frecuencias de los valores  $\alpha/\beta$ . El valor entre líneas indica el porcentaje de los aceptados para el cálculo según las ecuaciones (9) y (10) para los valores de la tabla 1.

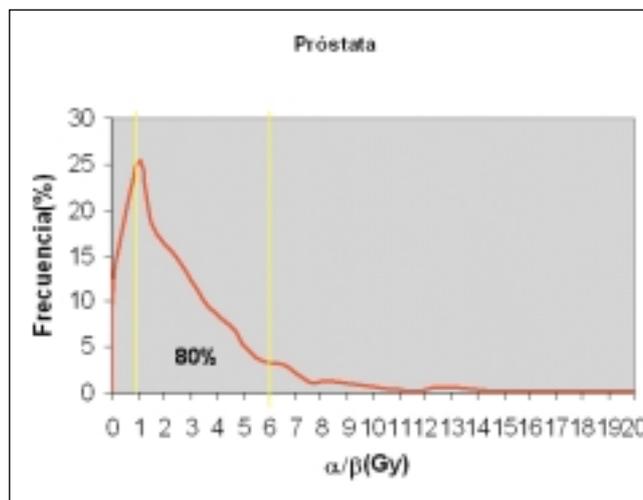


Fig. 6. Distribución de frecuencias de los valores  $\alpha/\beta$ . El valor entre líneas indica el porcentaje de los aceptados para el cálculo según la ecuaciones (9) y (10) para los valores de la tabla 2.

pectivas desviaciones, que, junto a las ecuaciones [12] nos permite formar un sistema de dos ecuaciones y dos incógnitas,  $\theta$  y  $\Lambda$ , cuyas soluciones dan, para cada tumor, una forma particular a la distribución. Los valores obtenidos para tumores de pulmón y próstata con los parámetros radiobiológicos de las tablas 1 y 2, respectivamente, se muestran en la tabla 3. Las incertidumbres asociadas a estos coeficientes dependen de las incertidumbres de los parámetros radiobiológicos obtenidos de la bibliografía.

En la Fig. 5 y Fig. 6 representamos una distribución de frecuencias de los valores  $\alpha/\beta$  para las dos localizaciones aquí estudiadas para los datos de las tablas 1 y 2, respectivamente. Los valores entre las líneas indican el porcentaje de los valores aceptados entre todos los generados.

## Referencias

1. Nahum AE Converting dose distributions into tumour control probability. IAEA, Seminar on Radiotherapy Dosimetry; 1994 Aug. 27-30; Río de Janeiro.
2. Webb S, Nahum AE. A model for calculating tumour control probability in radiotherapy including the effects of inhomogeneous distributions of dose and clonogenic cell density. *Phys Med Biol* 1993;38: 653-66.
3. Sánchez-Nieto B, Nahum AE. Bioplan: a software for the biological evaluation of radiotherapy treatment plans. *Medical Dosimetry* 2000;25(2).
4. Velázquez S. Relaciones Dosis-respuesta. En Sociedad Española de Física Médica. Radiobiología Clínica. Madrid: Servymagen Union, S.L. 2003: 52-53.
5. Sanjuanbenito S, Guirado D. Principios Básicos. En Sociedad Española de Física Médica. Radiobiología Clínica. Madrid: Servymagen Union, S.L. 2003.
6. Pedraza Muriel V. Fundamentos Científicos de la Radioterapia Oncológica.VII. Curso de Radiobiología organizado en colaboración con la AERO y la ASEICA, Granada, 2002: 26-40.
7. Wigg D.R. Applied Radiobiology and bioeffect Planning. Ed. Medical Physics Publishing.2001.
8. Macías J, Wals A. Programa Albireo 1.0 Versión 2.0, 2004. [www.Albireotarget.com](http://www.Albireotarget.com).
9. Wang JZ, Stewart RD, Li XA, Guerrero M. Reply to "Comments on 'Comparison of in vitro an in vivo  $\alpha/\beta$  ratios for prostate cancer'" *Phys Med Biol* 50 (2005) L5.
10. Xiong W, Li J, Ma C-M. Effect of patient variation on standard-and hypo-fractionated radiotherapy of prostate cancer. *Phys Med Biol* 2005;50:1483-92.
11. Canavos GC. Probabilidad y Estadística. Aplicaciones y Métodos. McGraw-Hill, España, 2003.
12. Guirado D, Métodos Computacionales en Radiobiología. Avances en Física Médica 2001. Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga 2001.
13. Spiegel MR. Manual de Fórmulas y Tablas Matemáticas. McGraw-Hill, España, 1970.

## Dosis en TC pediátricos

I. Santa-Olalla Carcedo, E. Corredoira Silva, R. Plaza Aparicio, G. Martín Martín,  
C. Huerga Cabrerizo, A. Serrada Hierro, J. Vidal Sanz,  
M. Téllez de Cepeda

*Servicio de Radiofísica-Radioprotección. Hospital Universitario La Paz. Madrid*

### Paediatric CT Doses

**Objetivos:** Determinar si, en tomografías computarizadas (TC) pediátricas, se utilizan protocolos concretos en función de las características del niño y si las dosis de radiación recibidas son inferiores a las de referencia para TC de cráneo, tórax y abdomen.

**Materiales y métodos:** Durante 10 meses se recogieron los parámetros de exploración, edad y peso de pacientes pediátricos. Para el cálculo de la dosis efectiva se utilizó la hoja de cálculo desarrollada por ImpACT y los factores de dosis efectiva normalizada relativa a las dosis de adultos para cada grupo de edad. También se calcularon los valores medios del índice de dosis de tomografía computarizada ponderado ( $CTDI_w$ ) y del producto dosis-longitud (DLP) para cada estudio y grupo de edad.

**Resultados:** Los rangos de dosis efectivas fueron de 1,21 a 2,08 mSv para TC de cráneo; 2,52 a 3,69 mSv para TC de tórax y 3,18 a 4,41 mSv para TC de abdomen. Los rangos de  $CTDI_w$  fueron 58 a 78 mGy para TC de cráneo; 11 a 15 mGy para tórax y 11 a 14 mGy para abdomen. El DLP varió desde 342 to 451 mGy.cm para cráneo; 346 a 611 mGy.cm para tórax y 293 a 618 mGy.cm para abdomen.

**Conclusiones:** Los parámetros de exploraciones pediátricas de TC no estaban ajustados en función de la edad para exploraciones de cráneo, ni del peso en exploraciones de tórax y abdomen. El valor del  $CTDI_w$  medido, en TC de cráneo, fue superior al tomado como referencia. Los valores de DLP de referencia se superaron, para cráneo y tórax en niños de menos de 1 año y para abdomen en niños entre 1 y 5 años. El resto estuvo por debajo de los valores de referencia.

*Palabras clave:* tomografía computarizada, dosis de referencia, pacientes pediátricos.

**Purposes:** To determine if specific protocols related with children sizes are used in computed tomography (CT) and if the radiation doses at head, chest and abdomen CT are inferior to the reference ones.

**Materials and methods:** Scanning parameters, age and weight of paediatric patients were taken during 10 months. To calculate effective doses the spreadsheet developed by ImpACT and the factors of normalized effective doses at each age relative to the adult dose were used. Mean weighted computed tomography dose index ( $CTDI_w$ ) and dose-length product (DLP) values were obtained for each examination type and age group.

**Results:** Effective dose ranges from 1,21 to 2,08 mSv for head CT; 2,52 to 3,69 mSv for chest and 3,18 to 4,41 mSv for abdomen CT.  $CTDI_w$  ranges from 58 to 78 mGy for head CT; 11 to 15 mGy for chest and 11 to 14 mGy for abdomen CT. DLP ranges from 342 to 451 mGy.cm for head CT; 346 to 611 mGy.cm for chest and 293 to 618 mGy.cm for abdomen CT.

**Conclusions:** Paediatric CT parameters are not adjusted on the basis of the age for head CT or weight for chest and abdomen CT. Values of  $CTDI_w$  measured for head CT were in excess of the reference ones. DLP values were greater than the reference ones for head and chest CT for children younger than one year old and for abdomen CT in children aged between 1 and 5 years.

*Key words:* computed tomography, reference dose, paediatric patients.

Correspondencia: Iciar Santa-Olalla Carcedo.  
Servicio de Radiofísica-Radioprotección.  
Hospital Universitario La Paz. Madrid  
Paseo de La Castellana, 261. 28046 Madrid  
e-mail: radprotec.hulp@salud.madrid.org  
Fecha de recepción: 7-2-2005  
Fecha de aceptación: 14-12-2005

### Introducción

La tomografía computarizada (TC) es una técnica diagnóstica habitual que emplea radiaciones ionizantes. Las indicaciones de TC en pediatría son múltiples, por ejemplo: procesos tumorales, linfomas, despistaje de enfermedad metastásica pulmonar, neumonías con

mala evolución, enfermedad pulmonar difusa, anomalías congénitas, alteraciones de la vía aérea y traumatismo para TC de tórax. La TC de abdomen se suele realizar, entre otros casos, por sospecha de enfermedad tumoral, masas abdominales, traumatismo y enfermedad linfoproliferativa. Y la TC cerebral, en caso de traumatismos graves, sospechas de malos tratos, retraso psicomotor e hipertensión intracraneal.

Aunque la proporción de exploraciones de TC pediátricas frente a las de adultos es baja, las mayores dosis recibidas por los niños y el aumento de riesgo debido a la mayor esperanza de vida de éstos, hace que las dosis de TC resulten en un riesgo de morir de cáncer significativamente mayor en niños que en adultos<sup>1</sup>. Dicho riesgo aumenta, además, al disminuir la edad a la que se produce la exposición a la radiación<sup>2</sup>.

Debido a la controversia suscitada por el artículo publicado por Hall y cols.<sup>3</sup> que concluía que la impartición de bajas dosis de radiación ionizante al cerebro durante la infancia influye en las capacidades cognitivas en la edad adulta, se realizó un estudio prospectivo sobre los parámetros de exploración en TC pediátricos en el Hospital Universitario La Paz. El estudio comenzó con TC de cráneo y, posteriormente, se amplió a exploraciones de tórax y abdomen. Los principales parámetros de exploración determinantes de la dosis son el kilovoltaje (kVp), la corriente de tubo (mA), la colimación y el *pitch*, y en los niños deben ajustarse en función del tamaño de las distintas partes del cuerpo.

Conocer los protocolos de exploración y las dosis recibidas por los pacientes en un hospital universitario de referencia en pediatría será el primer paso para la optimización.

Los objetivos planteados en este estudio son, por tanto, determinar si se utilizan protocolos concretos en función de las características morfológicas del niño y si las dosis de radiación recibidas son inferiores a los valores de referencia en TC de cráneo, tórax y abdomen.

## Material y métodos

En el año 2004 se realizaron en el hospital 47.753 exploraciones de TC de las cuales 308 (0,65%) eran de pacientes pediátricos.

Durante 10 meses se recogieron datos relativos a la técnica empleada en el escáner Siemens Somatom Plus, del Hospital Universitario La Paz, en exploraciones de tórax, abdomen y cráneo en niños de edades comprendidas entre 0 y 15 años. También se recogieron datos relativos al paciente (edad, sexo y peso), con el fin de calcular la dosis efectiva que reciben en cada exploración.

La dosis efectiva se calcula con la hoja de cálculo CT Patient Dosimetry Calculator (versión 0.99u), desa-

rollado por el ImPACT<sup>4</sup>. El método se basa en simulaciones de Monte Carlo<sup>5</sup> sobre maniqués matemáticos de adultos. Para calcular las dosis en niños, el resultado obtenido se multiplica por el factor de dosis efectiva normalizada relativa a la dosis de adultos obtenido por Khursheed y cols.<sup>6</sup>. Dichos factores dependen del modelo de escáner, de la región anatómica examinada y de la edad. Se eligen los valores calculados para el modelo de escáner Siemens DRH, ya que su factor ImPACT<sup>7</sup> se diferencia menos del 1% del obtenido para el modelo de escáner a estudiar (Siemens Somatom Plus) medido en el maniquí de cabeza.

En la hoja de cálculo es necesario introducir el valor del CTDI<sub>100</sub> normalizado medido en aire. Para ello se ha utilizado un monitor de radiación Radcal 9015 con cámara lápiz de la misma marca, modelo 20x5-3CT. El valor medido ha sido 0,156 mGy/mAs para 120 kVp y un espesor de corte de 8 mm. Para espesores de corte entre 8 mm y 2 mm varía menos de un 3%. La incertidumbre estimada de la medida es del 10% con un nivel de confianza del 95%. El resto de parámetros de entrada son datos relativos a la exploración: mA, tiempo de rotación, colimación y *pitch*.

Se ha calculado el valor del CTDI ponderado (CTDI<sub>w</sub>) y del producto dosis-longitud (DLP), para cada paciente, a partir de medidas realizadas en un maniquí cilíndrico de PMMA con una cámara lápiz de 10 cm de longitud debidamente calibrada<sup>8</sup>. Se ha elegido el maniquí cilíndrico de 16 cm de diámetro, ya que se puede considerar como un tamaño estándar para todas las exploraciones en niños de cualquier edad<sup>9</sup>. El CTDI<sub>w</sub> es una medida del promedio de la dosis local en un corte irradiado, y con la magnitud DLP se tiene una indicación de la dosis integral recibida en la exploración, teniendo en cuenta la longitud de ésta. Los valores de estos parámetros se calculan según las definiciones de la guía europea de criterios de calidad para tomografía computarizada<sup>8</sup>, teniendo en cuenta que las exploraciones de cráneo se realizan en modo secuencial y las de tórax y abdomen en modo helicoidal.

## Resultados

Se han registrado, en total, datos de 124 exploraciones: 64 de cráneo, 36 de tórax y 24 de abdomen, que constituyen el 40% de los TC pediátricos realizados en el año 2004 en nuestro hospital. Los datos de los estudios se dividen en grupos de edad como se recomienda en el documento de la Comisión Europea para exámenes de rayos X convencionales en pediatría<sup>10</sup>. Las técnicas empleadas en los distintos tipos de exploración se muestran en las Tablas 1, 2 y 3.

En la Fig. 1 se representan los valores de la corriente de tubo utilizada en función de la edad del paciente en

**Tabla 1. Técnica empleada en exploraciones de cráneo. Se realizan en modo secuencial, con un tiempo de rotación de 1,5 s y constan de dos partes con espesores de corte de 5 y 8 mm**

Grupo de edad (nº estudios)	Edad media (años)	Peso medio (kg)	kV medio (rango)	mA medio (rango)	Espesor de corte (mm)	Nº cortes Medio
0 - 1 años (16)	0,4	6,0	120 (80-140)	148,5 (50-220)	5 / 8	8,8 / 8,3
1 - 5 años (28)	2,9	14,3	120 (120-140)	165,33 (90-220)	5 / 8	8,7 / 9,9
5 - 10 años (12)	7,7	25,3	120 (120-140)	172,04 (150-220)	5 / 8	8,6 / 9,9
10 - 15 años (8)	11,8	41,6	125 (120-140)	190,25 (150-220)	5 / 8	8,6 / 9,3

**Tabla 2. Técnica empleada en exploraciones de tórax. El tiempo de rotación es de 1 s**

Grupo de edad (nº estudios)	Edad media (años)	Peso medio (kg)	kV medio (rango)	mA medio (rango)	Espesor de corte (mm)	Nº cortes Medio
0 - 1 años (3)	0,7	7,9	100 (80-120)	97,5 (90-105)	7	46,7
1 - 5 años (11)	4,3	19,1	120 (50-120)	73,1 (50-120)	7,3	43,4
5 - 10 años (7)	6,8	24,3	120 (50-200)	86,2 (50-200)	7,6	41,8
10 - 15 años (15)	13,4	53,5	120 (70-200)	105,8 (70-200)	8	55,3

**Tabla 3. Técnica empleada en exploraciones de abdomen. El tiempo de rotación es de 1 s**

Grupo de edad (nº estudios)	Edad media (años)	Peso medio (kg)	kV medio (rango)	mA medio (rango)	Espesor de corte (mm)	Nº cortes Medio
0 - 1 años (2)	0,8	8,6	100 (80-120)	81,7 (50-105)	7	42,7
1 - 5 años (12)	3,5	15,9	120 (70-110)	90 (70-110)	7,8	59,6
5 - 10 años (2)	6,58	27,8	120 (70-90)	76,7 (70-90)	8	41
10 - 15 años (8)	12,75	42,0	120 (90-185)	112,3 (90-185)	8	52,2

exploraciones de cerebro, tanto en la base de cráneo, con espesores de corte de 5 mm (Fig. 1A), como en el resto, con espesores de 8 mm (Fig. 1B). En las Figs. 2 y 3 se representan los valores de la corriente del tubo en relación con el peso de los pacientes para exploraciones de tórax y abdomen, respectivamente.

En la Tabla 4 se recoge una estimación de las dosis efectivas recibidas en los distintos grupos de edad, así como los valores del CTDI<sub>w</sub> y del DLP.

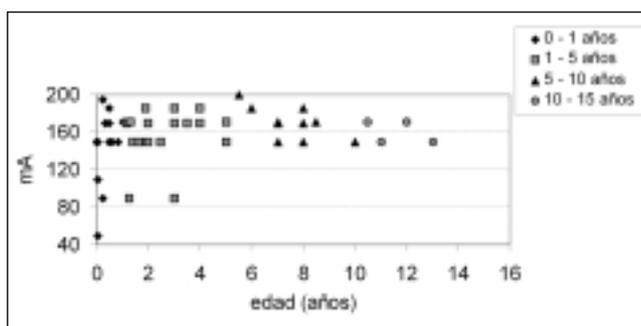


Fig. 1A. Intensidad de corriente (mA) vs. edad (años) en exploraciones cerebrales para espesores de corte de 5 mm.

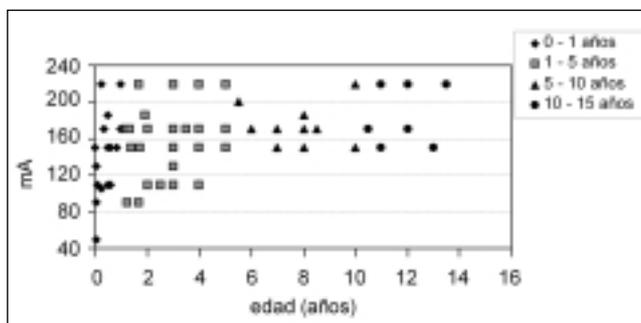


Fig. 1B. Intensidad de corriente (mA) vs. edad (años) en exploraciones cerebrales para espesores de corte de 8 mm.

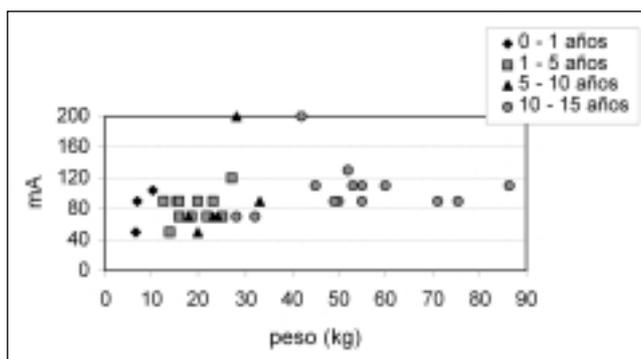


Fig. 2. Intensidad de corriente (mA) vs. peso (kg) en exploraciones de tórax.

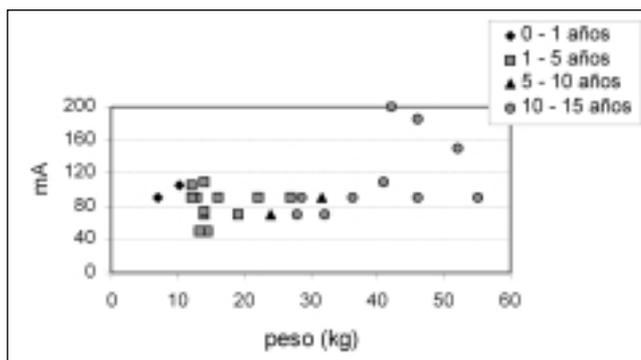


Fig. 3. Intensidad de corriente (mA) vs. peso (kg) en exploraciones de abdomen.

**Tabla 4. Dosis efectiva (E), índice de dosis de tomografía computarizada (CTDI<sub>w</sub>) y producto dosis-longitud (DLP) recibidas en TC de cráneo, tórax y abdomen en niños, distribuidas en grupos de edad**

Grupo de edad	Cráneo			Tórax			Abdomen		
	E (mSv)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	DLP (mGy.cm)
0 -1 años <i>otros autores*</i>	1,98	58 40	342 300	2,52	11 20	367 200	4,41	13 20	293 330
1 -5 años <i>otros autores*</i>	2,08	69 60	419 600	3,09	11 30	346 400	3,56	11 25	494 360
5 -10 años <i>otros autores*</i>	1,60	71 70	435 750	3,35	12 30	398 600	3,18	12 30	356 800
10 -15 años <i>otros autores*</i>	1,21	78 60	451 1050	3,69	15 30	611 650	3,53	14 35	618 780

\*Los valores de CTDI<sub>w</sub> y DLP son los propuestos por Shrimpton y Wall<sup>9</sup>, excepto el grupo de edad de 10-15 años que son valores de referencia de adultos propuestos por la Comunidad Europea<sup>8</sup>.

## Discusión

### *Protocolos de exploración de TC de cráneo*

De los datos recogidos se deduce que en las exploraciones de cráneo los espesores de corte son iguales para todas las edades, mientras que el número de cortes es ligeramente inferior en niños de menos de 1 año debido al menor tamaño del cráneo.

La selección de la corriente del tubo se realiza de manera arbitraria sin tener en cuenta las características de los niños. No existe correlación entre corriente de tubo y edad.

En 17 exploraciones (26,5%) se aumenta la corriente de tubo utilizada en los espesores de corte de 5 mm frente a los de 8 mm, y en 3 disminuye; en el resto permanece igual. Al disminuir el espesor de corte, se mejora la resolución espacial pero aumenta el ruido por lo que, para conseguir una calidad de imagen similar, se debería aumentar la corriente. El espesor de corte utilizado es el límite superior del recomendado en adultos en fosa posterior (2-5 mm)<sup>8</sup> cuando en niños, debido al menor tamaño, debería ser inferior.

### *Protocolos de exploración de TC de tórax y abdomen*

En TC de tórax y abdomen existe una ligera tendencia a reducir el espesor de corte según disminuye la edad del paciente. La selección de la corriente del tubo se realiza de nuevo de manera arbitraria, no existiendo correlación entre corriente de tubo y peso.

Otro parámetro a tener en cuenta en exploraciones helicoidales es el pitch. En un 15,8% de los TC de tórax y abdomen realizados en La Paz se ha utilizado pitch 1,5 y en el resto 1, independientemente de las características del paciente. Aumentar el pitch de 1 a 1,5 reduciría la dosis en un 33%, sin pérdida de información diagnóstica<sup>11</sup>.

La corriente de tubo utilizada para técnica de abdomen es similar a la utilizada en exploraciones de tórax cuando, debido a la menor absorción fotónica en pulmón comparada con el abdomen, debería ser superior. Donnelly recomienda utilizar en técnica de tórax una corriente 2/3 de la utilizada en abdomen y además publica una tabla con los valores recomendados de la corriente de tubo en función del peso para los pacientes pediátricos en escáner helicoidal de corte único<sup>12</sup>. Manteniendo el resto de parámetros constantes la dosis de radiación recibida por los pacientes es directamente proporcional a la corriente del tubo seleccionada. En abdomen se utiliza una corriente 18% superior a la recomendada por Donnelly (94,3 mA frente a 80 mA) y en tórax un 32 % superior (92,6 mA frente a 70 mA).

### *Índices de dosis*

Los valores de CTDI<sub>w</sub> y DLP obtenidos en el estudio se comparan con los valores de referencia propuestos por Shrimpton y Wall<sup>9</sup>, para niños entre 0 y 10 años, y con los propuestos por la Comisión de la Comunidad Europea en adultos<sup>8</sup> para niños mayores de 10 años, ya que los protocolos utilizados serán similares a los de adultos<sup>9</sup>. Estos parámetros reflejan tanto la técnica seleccionada como la longitud barrida.

### *TC de cráneo*

En las exploraciones de cráneo, se observa una disminución de la dosis efectiva al aumentar la edad del paciente, debido a que aumenta la distancia del campo de radiación a los órganos radiosensibles, localizados mayoritariamente en el tronco.

En la técnica de cráneo para niños menores de 5 años se debe disminuir el valor del producto mAs y/o de los kVp para que los valores del CTDI<sub>w</sub> sean inferiores a los de referencia.

### TC de tórax y abdomen

Las dosis efectivas en exploraciones de tórax aumentan con la edad. Se aumentan los valores de mA, exceptuando el grupo de niños menores de 1 año, en el que se aumentan los valores de mA pero se disminuye el kVp.

En tórax, para niños menores de un año, sólo se han recogido datos de 3 pacientes por lo que los resultados no son concluyentes, pero el menor CTDI<sub>w</sub> y mayor DLP obtenidos apuntan a que la zona barrida es demasiado extensa. Para niños mayores de 1 año, se obtienen valores de CTDI<sub>w</sub> del orden de 2,5 veces inferior al de referencia.

En abdomen para niños entre 1 y 5 años los valores de CTDI<sub>w</sub> obtenidos son 2,3 veces inferiores a los de referencia siendo el DLP 1,4 veces superior. Aumentando el pitch se reduciría el DLP.

### Limitaciones del estudio

La primera limitación es que el número de estudios analizados no es muy grande, existiendo en exploraciones de abdomen grupos de edad con sólo 2 pacientes y en tórax un grupo con sólo 3 pacientes. Otra limitación es que no se ha evaluado la calidad de imagen; la comisión de la Comunidad Europea<sup>8</sup> recomienda que el producto mAs debe ser lo más bajo posible consistente con la calidad de imagen requerida.

### Conclusiones

En las exploraciones de TC realizadas a pacientes pediátricos en nuestro hospital no existen protocolos concretos de exploraciones de TC en función de la edad y/o peso de los niños.

El valor de CTDI<sub>w</sub> de referencia se supera en exploraciones de cráneo en todos los grupos de edad y el de DLP sólo en el grupo de 0-1 año. Los valores de DLP para exploraciones de tórax de niños menores de 1 año y de abdomen de niños entre 1 y 5 años son superiores a los valores de referencia.

Es necesario protocolizar las exploraciones de TC pediátricas en función del peso para tórax y abdomen y en

función de la edad para cráneo porque el uso de parámetros adecuados disminuye las dosis de radiación recibida.

Por ello se realizará un esfuerzo en la optimización de técnicas de exploración, relacionándolas con parámetros de calidad de imagen y se empezará por las exploraciones en las que se superen los valores de referencia.

### Referencias

1. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE. Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT. *Am J Roentgenol* 2001; 176:289-296.
2. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxford, England: Pergamon, 1991. ICRP publication 60.
3. Hall P, Adami HO, Trichopoulos D, Pedersen N L, Lagiou P, Ek-bom A, et al. Effect of low doses of ionising radiation in infancy on cognitive function in adulthood: Swedish population based cohort study. *BMJ* 2004;328:19-23.
4. Imaging Performance Assessment of CT (ImPACT) CT Patient Dosimetry Calculator. (<http://www.impactscan.org/download/ct-dosimetrydownload.htm>).
5. Jones DG, Shrimpton PC. Normalised Organ Doses for X-Ray Computed Tomography Calculated Using Monte Carlo Techniques. NRPB-SR250. (NRPB, Chilton) 1993.
6. Khursheed A, Hillier MC, Shrimpton PC, Wall BF. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. *Br J Radiol* 2002;75:819-830.
7. Estimating patient dose on current CT scanners: Results of the ImPACT CT dose survey (<http://www.impactscan.org/dosesurvey-summary.htm>).
8. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography 1999. CEC Document; EUR 16262 Luxemburg.
9. Shrimpton PC, Wall BF. Reference doses for paediatric computed tomography. *Radiat Prot Dosim* 2000;90:249-252.
10. Commission of the European Communities. Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics (CEC XII/307/91) (CEC. Brussels), 1992.
11. Vade A, Demos TC, Olson MC, Subbaiah P, Turbin RC, Vickery K, et al. Evaluation of image quality using 1:1 pitch and 1,5:1 pitch helical CT in children: a comparative study. *Pediatr Radiol* 1996;26:891-3.
12. Donnelly LF, Emery KH, Brody AS, Laor T, Gylys-Morin VM, Anton CG, et al. Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: strategies at a large children's hospital. *AJR* 2001;176: 303-306.

# Cálculo del número CT de un material a partir de su densidad y composición química. Aplicación en radioterapia

L. C. Martínez, C. Rodríguez, B. Andrade, R. Gilarranz, M. J. Manzanos

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid*

## Calculation of the CT number of a material from its density and chemical composition. Application in radiotherapy

### Resumen

En este artículo se elabora una expresión para calcular el número CT de un material a partir de sus propiedades físico-químicas. Se obtiene añadiendo una corrección empírica a la expresión teórica propuesta por Martínez y cols. (2002). La expresión propuesta calcula los números CT en un amplio intervalo de valores con desviaciones cuadráticas medias inferiores al 5% respecto de sus valores medidos. La expresión contiene dos parámetros libres dependientes de la calidad espectral del haz. Para medirlos es necesario emplear al menos dos sustancias de referencia o calibradores, de composición química y densidad conocidas. Empleando esta expresión se calculan curvas DER (densidad electrónica relativa) para planificación en radioterapia y se analiza el efecto que el valor de los parámetros empleados tiene en el cálculo de la densidad electrónica mediante dichas curvas.

*Palabras clave:* densidad electrónica, unidades Hounsfield, planificación de tratamientos de radioterapia, calibración estequiométrica

### Abstract

An expression to calculate the CT number of any material from its physical and chemical properties is obtained. This is done by adding an empirical correction to the theoretical expression obtained by Martínez et al (2002). The expression calculates CT numbers in a large interval with mean square differences less than 5% compared to their measured values. The formula incorporates two free parameters depending on the spectral properties of the beam employed. At least two reference substances of known chemical composition and density must be employed for the measurement of these parameters. RED curves for use in radiotherapy are calculated with the new expression and the effect of the parameters employed on the values of the electron density deduced from the curves is analysed.

*Key words:* electron density, Hounsfield units, radiotherapy treatment planning, stoichiometric calibration.

### Introducción

La obtención de una expresión analítica para el cálculo del número CT de cualquier material en función de sus propiedades físico-químicas es un problema estudiado por numerosos autores<sup>1-5</sup>. Una expresión de este tipo puede ser más o menos compleja y emplear un mayor o menor número de parámetros según el planteamiento de

partida realizado. Estos parámetros serán característicos de cada haz, al ser dependientes de su calidad espectral. Sus valores pueden obtenerse a partir de la medida de los números CT de unos cuantos materiales de referencia de composición química y densidad conocidas, necesitando al menos tantos materiales como parámetros libres existan.

La resolución de este problema encuentra aplicación inmediata en el campo de la radioterapia<sup>2,3,5</sup>. A partir de las composiciones químicas y densidades de los tejidos del cuerpo tabuladas<sup>6,7</sup> y mediante una expresión analítica para calcular el número CT en función de estas propiedades, es posible obtener la curva de calibración DER (Densidad Electrónica Relativa) que relaciona los números CT de los tejidos del cuerpo con las densidades electrónicas correspondientes (calibración estequiométrica),

Correspondencia: L. C. Martínez.  
Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.  
Hospital Universitario 12 de Octubre  
Avenida de Córdoba s/n, 28041 Madrid  
e-mail: lmartinezg.hdoc@salud.madrid.org  
Fecha de recepción: 24-2-2005  
Fecha de aceptación: 9-6-2005

necesarias para el cálculo de la dosis en los planificadores actuales.

Aunque el objetivo último sea obtener una curva de calibración DER, para la obtención de los parámetros que aparezcan en la expresión del número CT no debería ser necesario elegir materiales de referencia similares a tejidos ni con ninguna característica especial. Este planteamiento es el que siguen Martínez y cols.<sup>5</sup>. Estos autores, partiendo de una parametrización del coeficiente de atenuación relativo basada en el análisis de sus valores tabulados<sup>8</sup>, deducen una expresión para el número CT en que, además de las propiedades físico-químicas del material, aparece un solo parámetro dependiente de la calidad del haz, llamado  $\alpha$ . Además, establecen una relación entre  $\alpha$  y la energía efectiva, pudiéndose interpretar ambos parámetros como equivalentes (la energía efectiva es aquella para la cual los coeficientes de atenuación de los distintos materiales y los números CT proporcionados por el escáner CT mantienen una relación lineal<sup>9</sup>). También estudian la dependencia de  $\alpha$  con el material de referencia empleado para medirlo (calibrador) y concluyen que, en primera aproximación, esta dependencia es despreciable.

En este trabajo se analiza detenidamente la pequeña dependencia del valor de  $\alpha$  con la elección del material calibrador, no considerada por Martínez y cols.<sup>5</sup>, y se deduce una nueva expresión para el número CT en que aparecen dos parámetros exclusivamente dependientes de la calidad espectral y no de los materiales calibradores. Además, esta expresión se aplica a la obtención de curvas DER y se analizan sus consecuencias.

## Objetivos

1. Deducir una expresión para calcular el número CT de un material en función de sus propiedades físico-químicas y que contenga un mínimo número de parámetros exclusivamente dependientes de la calidad del haz.
2. Contrastar experimentalmente la expresión anterior.
3. Estudiar las consecuencias que se derivan en la obtención de las curvas DER para uso en radioterapia.

## Método

Consideremos un material cualquiera y sean  $Z$  su número atómico efectivo relativo al del agua,  $\rho$  su densidad electrónica relativa a la del agua y  $H$  su número CT. De acuerdo a Martínez y cols.<sup>5</sup>:

$$\alpha = \frac{\frac{H}{1000} + 1}{\rho} - Z^{3.2} \quad [1]$$

en donde  $\alpha$  es un parámetro directamente relacionado con la energía efectiva mediante la expresión:

$$E_d = 70 \cdot \exp(20,920 \cdot \alpha^2 - 33,141 \cdot \alpha + 12,772) \quad [2]$$

La densidad electrónica y el número atómico efectivo se pueden calcular a partir de la composición química y la densidad másica del material, mediante las expresiones:

$$\rho_e = N_A \cdot \rho_m \cdot \frac{\sum N_i \cdot Z_i}{\sum N_i \cdot A_i} \quad [3]$$

$$Z_{ef} = \left( \frac{\sum N_i \cdot Z_i^{3.2}}{\sum N_i} \right)^{\frac{1}{3.2}} \quad [4]$$

donde  $\rho_m$  es la densidad másica de la sustancia,  $N_i$  el número de átomos de la especie  $i$  que componen la sustancia y  $Z_i$  y  $A_i$  los números atómico y másico de dichos átomos.  $N_A$  es el número de Avogadro.

Si  $\alpha$  no fuera independiente del material calibrador dependería de alguna de sus propiedades físico-químicas, esto es, de la densidad electrónica y del número atómico efectivo. Podemos suponer razonablemente que la dependencia en ambas variables se pueda resumir en una única dependencia con el número CT. Debido a que esta dependencia no puede ser demasiado grande, asumamos que se pueda expresar de la forma más simple posible, esto es, mediante una relación lineal del tipo:

$$\alpha = \alpha_0 + \beta \cdot H \quad [5]$$

Una relación de este tipo debe tener, necesariamente, un intervalo restringido de variación, puesto que, entre otras cosas, el parámetro  $\alpha$  está acotado entre 0 y 1. Supongamos, sin embargo, que la aproximación empleada es suficientemente buena para dar cuenta de la posible variación de  $\alpha$  entre  $H=200$  y  $H=1300$ , región que resulta de particular interés al ser la correspondiente a los distintos tipos de hueso existentes. Introduciendo esta expresión en [1] y despejando  $H$  se obtiene:

$$H = \frac{\alpha_0 \cdot (1 - Z^{3.2}) + Z^{3.2} - \frac{1}{\rho}}{\frac{1}{1000\rho} - \beta \cdot (1 - Z^{3.2})} \quad [6]$$

Esta expresión es la buscada. Contiene dos parámetros exclusivamente dependientes de la calidad espectral puesto que la dependencia de  $\alpha$  con el material calibrador se separa en dos componentes,  $\alpha_0$  y  $\beta$ . La expresión propuesta por Martínez y cols. para  $H$  se puede considerar una aproximación de la expresión [6] en la que  $\beta=0$  y  $\alpha_0 \approx \alpha$  (para un material cualquiera de referencia).

La expresión [5] se puede contrastar experimentalmente midiendo el parámetro  $\alpha$  para distintas sustancias y estudiando su variación con  $H$ . Para comprobar la exactitud de la expresión [6] se puede estudiar la diferen-

cia entre los valores calculados de  $H$  mediante esta expresión y los medidos experimentalmente.

La expresión [6] puede emplearse para obtener curvas DER a partir de las composiciones químicas y densidades de los tejidos del cuerpo<sup>6,7</sup>. Estas curvas pueden ser comparadas con las obtenidas para el caso  $\beta=0$  y  $\alpha_0 \approx \alpha$  (para un material cualquiera de referencia).

## Materiales

Para las medidas se han empleado dos maniqués, uno comercializado por la firma RMI y otro similar diseñado y fabricado por los autores.

El comercializado por la firma RMI es un maniqué cilíndrico de 32 cm de diámetro (estándar de cuerpo) que dispone de un alojamiento central tronco-cónico, de unos 3,5 cm de diámetro en su parte central, para introducir muestras de materiales sustitutos de tejidos o para evaluación de calidad de imagen. En este caso se ha empleado SB3 (sustituto estándar de hueso). La composición química y densidad electrónica de dicho material se describe en<sup>10</sup> y se detalla en la Tabla 1.

El maniqué fabricado es un cilindro de PMMA de 32 cm de diámetro (estándar de cuerpo) y 4 cm de espesor con un alojamiento central cilíndrico de 3,2 cm de diámetro para introducir muestras de distintos materiales. Se han empleado los descritos en la Tabla 1 (excepto el SB3). Todos ellos pueden conseguirse fácilmente a bajo precio. Se presentan en forma de polvo, de manera que se pueden preparar muestras de las sustancias introduciendo el polvo dentro de recipientes cilíndricos de 3,2 cm diámetro y 5 cm de altura que pueden ser insertados en el alojamiento central del maniqué. Una vez preparadas, las muestras quedan herméticamente cerradas.

La composición química detallada es proporcionada por el fabricante (productos químicos COFARES) en las especificaciones del producto, que incluye una lista de las impurezas contenidas y su abundancia en partes por millón. Todas las impurezas presentes se encuentran limitadas a valores inferiores a los límites marcados por la farmacopea española, de forma que la pureza de las sustancias se encuentra garantizada.

Las densidades másicas de todos los materiales (salvo el SB3) se han determinado experimentalmente por cociente de la masa y el volumen de las muestras. Para la medida de la masa se ha empleado una balanza de precisión. La determinación del volumen se ha realizado a par-

tir de las dimensiones interiores de los recipientes cilíndricos que alojan las muestras, medidas con un calibre.

Las medidas se realizan en un escáner CT *Picker PQ2000S* empleado de forma rutinaria para planificación en radioterapia, por lo que se encuentra sometido a un programa de control de calidad que cubre todos los aspectos relevantes en este caso. Diariamente se realizan las comprobaciones y calibraciones recomendadas por el fabricante. Para la realización de las medidas se ha empleado el mismo protocolo para los dos maniqués, un protocolo estándar de pelvis para adultos, con todos los kilovoltajes disponibles.

## Resultados

Los valores del número atómico efectivo relativo y la densidad electrónica relativa de todos los materiales empleados, calculados con las expresiones [3] y [4] a partir de la densidad másica y composición química, se reflejan en la Tabla 1, junto con las incertidumbres estimadas.

La incertidumbre en la determinación de la densidad electrónica de todos los materiales, excepto el SB3, se debe fundamentalmente a la imprecisión en la determinación del volumen de las muestras. Para el SB3 se ha estimado a partir de los distintos valores de densidad másica recogidos en la literatura. Para el número atómico efectivo se ha considerado una incertidumbre despreciable.

Los resultados para el número CT medido de los distintos materiales se resumen en la Tabla 2.

### Variación de $\alpha$ con $H$

Los valores de  $\alpha$  calculados con la expresión [1] son los de la Tabla 3. En la Fig. 1 se representan gráficamente en función de  $H$  para dos de las tensiones empleadas, la mínima y la máxima. Los valores de  $\alpha_0$  y  $\beta$  se obtienen ajustando estos datos a la expresión [5]. Los resultados se expresan en la Tabla 4 y se representan gráficamente en función del kilovoltaje en la Fig. 2 y la Fig. 3.

Las diferencias entre el valor del número CT calculado a partir de la expresión [1] empleando los parámetros  $\alpha_0$  y  $\beta$  encontrados y el valor medido se reflejan en la Tabla V. La máxima diferencia es del 11%, para el fosfato cálcico, siendo bastante inferiores para el resto. La diferencia cuadrática media es del 4,5%.

**Tabla 1. Materiales empleados. Las cantidades entre paréntesis indican la incertidumbre con  $k=2$**

	Fosfato cálcico	Azufre	Carbonato cálcico	Sal común	SB3
Fórmula	CaHPO <sub>4</sub> ·2H <sub>2</sub> O	S	CaCO <sub>3</sub>	NaCl	H <sub>62</sub> C <sub>625</sub> N <sub>20</sub> O <sub>751</sub> Ca <sub>541</sub> Cl
Z	1,89	2,14	2,06	2,04	1,82
$\rho$	0,89	0,78	1,20	1,20	1,71
	(±3,8%)	(±3,8%)	(±3,8%)	(3,8%)	(±1%)

**Tabla 2. Números CT medidos para los distintos materiales y distintas tensiones**

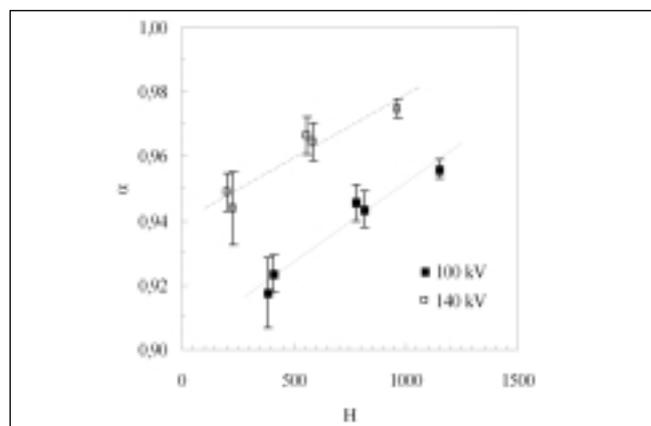
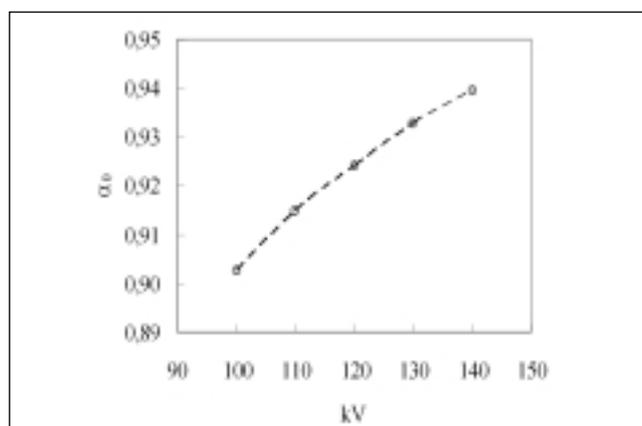
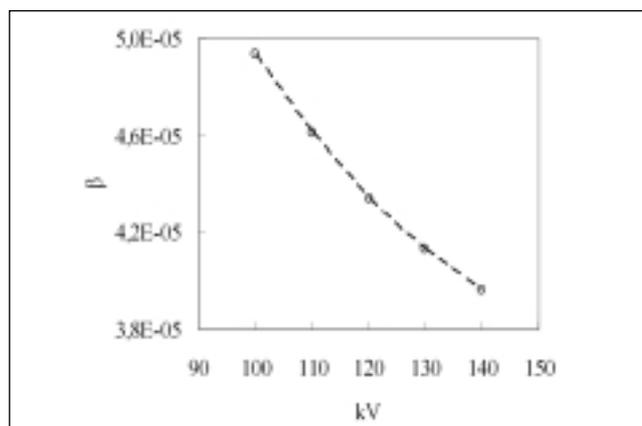
Kilovoltaje	Fosfato cálcico	Azufre	Carbonato cálcico	Sal común	SB3
100	381	411	812	777	1149
110	332	345	741	707	1091
120	294	292	685	653	1047
130	257	244	630	600	1001
140	227	203	585	556	963

**Tabla 3. Valores del parámetro calculado con la expresión [1]. Los valores de la última fila son las incertidumbres con k=2 para toda la columna**

Kilovoltaje	Fosfato cálcico	Azufre	Carbonato cálcico	Sal común	SB3
100	0,918	0,924	0,944	0,946	0,956
110	0,926	0,932	0,950	0,952	0,962
120	0,932	0,938	0,955	0,957	0,966
130	0,939	0,944	0,960	0,962	0,971
140	0,944	0,949	0,964	0,966	0,975
Incertidumbre	±1,2%	±0,6%	±0,6%	±0,6%	±0,3%

**Tabla 4. Parámetros  $\alpha_0$  y  $\beta$  para el protocolo y las tensiones empleadas. Los valores de la última fila son las incertidumbres con k=2 para toda la columna**

Kilovoltaje	$\alpha_0$	$\beta$
100	0,902	$4,9 \cdot 10^{-5}$
110	0,915	$4,6 \cdot 10^{-5}$
120	0,924	$4,3 \cdot 10^{-5}$
130	0,933	$4,1 \cdot 10^{-5}$
140	0,939	$4,0 \cdot 10^{-5}$
Incertidumbre	±0,5%	±16%

**Fig. 1. Variación de  $\alpha$  con  $H$  para las distintas tensiones empleadas. Las barras de incertidumbre para  $\alpha$  que aparecen en la gráfica corresponden a k=2.****Fig. 2. Valores del parámetro  $\alpha_0$  en función del kilovoltaje.****Fig. 3. Valores del parámetro  $\beta$  en función del kilovoltaje.****Tabla 5. Diferencia relativa entre los números CT calculados mediante la expresión [6] y los medios para todas las sustancias y todos los kilovoltajes**

Kilovoltaje	Fosfato cálcico	Azufre	Carbonato cálcico	Sal común	SB3
100	-4,4%	1,2%	0,9%	4,4%	-1,8%
110	-5,7%	1,6%	1,3%	5,0%	-2,0%
120	-7,2%	2,4%	1,5%	5,4%	-2,2%
130	-8,6%	2,8%	1,9%	6,1%	-2,2%
140	-10,4%	4,0%	2,2%	6,5%	-2,2%

En comparación, cuando se emplea la expresión simplificada con  $\alpha_0=0,955$  (promedio para todas las sustancias medidas) y  $\beta=0$ , se obtienen diferencias máximas entre los valores del número CT calculados y los medidos de hasta un 40%, siendo la diferencia cuadrática media del 24%.

#### Modificación de la curva DER

En la Fig. 4 se pueden apreciar dos curvas de calibración DER para el protocolo de pelvis para adultos (130 kV) del escáner CT empleado en las medidas (*Picker PQ2000S*). Los tejidos elegidos para definir las curvas, junto con sus números atómicos efectivos y densidades

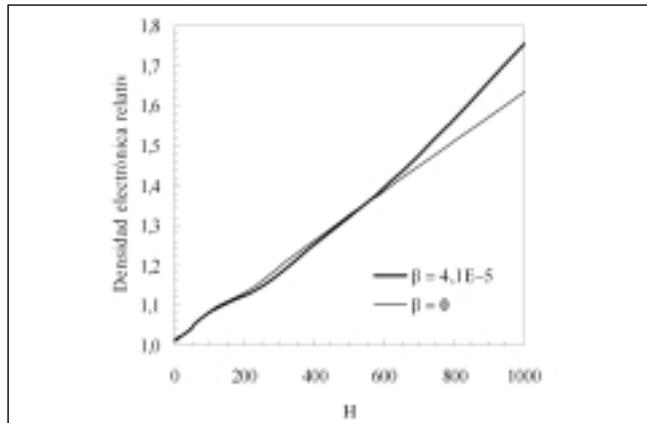


Fig. 4. Curvas DER obtenidas para el mismo haz considerando  $\beta=0$  y  $\beta=4,1 \cdot 10^{-5}$

**Tabla 6. Número atómico efectivo y densidad electrónica de los tejidos empleados para la obtención de las curvas DER de la Figura 4**

Tejido	Z	$\rho$
Aire	1,030	0,001
Pulmón	1,014	0,258
Tejido adiposo	0,857	0,951
Médula amarilla	0,843	0,982
Mama	0,937	1,014
Testículo	1,007	1,032
Cartilago	1,070	1,083
Hueso (esponjoso)	1,350	1,15
Hueso (sacro)	1,450	1,24
Hueso (cost. 10ª)	1,628	1,441
Hueso cortical	1,813	1,781

electrónicas, se reflejan en la Tabla 6. Una de las curvas se obtiene considerando en [6]  $\alpha_0=0,955$  y  $\beta=0$ , que corresponde a la aplicación del método de Martínez y cols.<sup>5</sup> empleando para  $\alpha$  el valor promedio para todas las sustancias medidas. La otra curva se obtiene con  $\alpha_0=0,933$  y  $\beta=4,1 \cdot 10^{-5}$ , de acuerdo a los valores medidos. En la gráfica sólo se muestra el intervalo correspondiente a los tejidos duros, esto es, los tipos de hueso, desde  $H=200$  hasta  $H=1000$ . Para los tejidos blandos las curvas coinciden, ya que estos tejidos tienen números atómicos efectivos similares al del agua y su número CT no se modifica apreciablemente al considerar las pequeñas variaciones de  $\alpha$  o el cambio que introduce  $\beta$ . Las curvas prácticamente coinciden hasta  $H=600$ . Observemos que para  $\beta=0$  la curva DER es prácticamente lineal en todo el intervalo correspondiente a los tipos de hueso. El efecto de  $\beta$  consiste en curvar ligeramente este tramo rectilíneo.

En la Fig. 5 se representa la diferencia entre las densidades electrónicas obtenidas para un mismo valor de  $H$  con ambas curvas en todo el intervalo de  $H$  (desde pulmón hasta hueso compacto). Vemos que las diferencias de densidad electrónica permanecen por debajo del 1% desde  $H=-1000$  hasta  $H=600$ , aunque para  $H=1000$  la diferencia es de un 10%. La diferencia cuadrática media es del 3,3%.

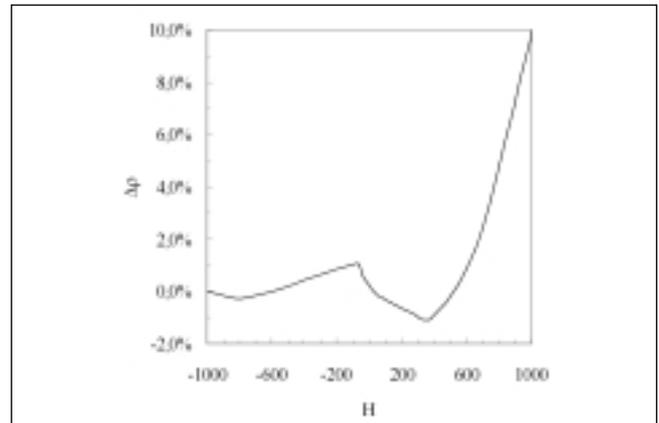


Fig. 5. Diferencias de densidad obtenidas con las curvas DER de la Fig. 4.

### Análisis y comentarios

El planteamiento contenido en el presente trabajo puede considerarse una corrección empírica a la solución teórica propuesta por Martínez y cols.<sup>5</sup> al problema del cálculo del número CT de un material. Podríamos pensar en sucesivas correcciones planteando una expresión general del tipo:

$$\alpha = \alpha_0 + \beta \cdot H + \gamma \cdot H^2 + \dots, \quad [7]$$

Se debe tener en cuenta que la aproximación lineal propuesta aquí no puede extrapolarse hasta valores arbitrariamente grandes de  $H$  puesto que  $\alpha$  es un parámetro inferior a la unidad, por definición<sup>5</sup>. En este sentido, en la Figura 1 podría apreciarse una cierta tendencia a la saturación del valor de  $\alpha$  para el material SB3. Sin embargo, la aproximación lineal elegida describe convenientemente toda la variación de  $\alpha$  en el rango que nos interesa (el de los distintos tipos de hueso), por lo que no parece necesario considerar órdenes superiores de aproximación con la consecuente introducción de nuevos parámetros.

Conviene también destacar que el valor de  $\alpha$  para materiales blandos no tiene porqué adecuarse a la aproximación lineal propuesta en [5]. Además, la incertidumbre asociada al cálculo de  $\alpha$  para un material blando, con número atómico efectivo cercano a la unidad, es muy grande, como se puede comprobar a partir de [1]. De cualquier forma, esto no representa ninguna limitación para la utilización de la expresión [6] para todo tipo de materiales, ya que la variación del número CT con la calidad del haz (o con los valores de  $\alpha_0$  y  $\beta$ ) para materiales blandos es muy pequeña.

Es interesante notar que dos de los materiales empleados, el fosfato cálcico y el azufre, poseen números CT muy similares y aunque sus densidades electrónicas y números atómicos efectivos son bastante distintos, proporcionan valores de  $\alpha$  muy similares. Esto está en consonancia con la hipótesis planteada de que la dependencia de  $\alpha$  con las propiedades físico-químicas del material se puede resumir en una dependencia en exclusiva con el número CT.

En este sentido, es importante destacar que la forma en que se han obtenido los parámetros  $\alpha_0$  y  $\beta$  en este trabajo a partir de las medidas experimentales (esto es, a partir de la variación del valor de  $\alpha$  para los distintos materiales) responde más a la necesidad de contrastar la hipótesis que conduce a la fórmula [6] partiendo del método de Martínez y cols., que a un planteamiento riguroso de obtención de estos parámetros una vez que se acepta como válida dicha fórmula. Si se dispone de un conjunto de sustancias de referencia para hallar los valores de  $\alpha_0$  y  $\beta$ , lo mejor es obtenerlos a partir de un ajuste de mínimos cuadrados empleando directamente la fórmula [6], sin necesidad de pasar por el valor de cada material obtenido con la expresión [1]. De cualquier forma, se ha comprobado que ambos métodos conducen al mismo resultado. (Las variaciones en  $\alpha_0$  según el método empleado son inferiores al 0,2% y las de  $\beta$  inferiores al 3%.)

Los parámetros introducidos,  $\alpha_0$  y  $\beta$ , deben estar ligados a la calidad del haz y por tanto, para un maniquí concreto, deben ser dependientes del kilovoltaje y de la filtración total empleados. El escáner CT utilizado para la realización de este estudio, el modelo *Picker PQ2000S*, tiene una filtración total muy baja en relación con otros equipos (2,5 mm de aluminio), por lo que los valores de  $\alpha_0$  y  $\beta$  medidos en este caso pueden no resultar representativos y ser anómalos respecto del que se pueda medir en otros escáneres. En particular, el valor del número CT para el SB3 es anormalmente bajo (entre 100 y 200 HU, dependiendo del kilovoltaje; véase por ejemplo<sup>4,11,12</sup>) lo que podría indicar valores de  $\beta$  anormalmente altos.

En la práctica, la expresión [6] propuesta en este trabajo para la obtención del número CT de un material cualquiera implica que son necesarias al menos dos sustancias de referencia (calibradores) para poder calcular los dos parámetros  $\alpha_0$  y  $\beta$ . Se deberán elegir dos sustancias relativamente duras respecto al agua y cuyos números CT se diferencien lo suficiente como para medir correctamente  $\beta$ . Dos buenas sustancias para realizar esta calibración son el fosfato cálcico y el carbonato cálcico (o el cloruro de sodio, prácticamente equivalente), materiales que se pueden conseguir fácilmente.

El hecho de manejar materiales en forma de polvo tiene ventajas e inconvenientes. La principal ventaja es que se pueden preparar fácilmente muestras con una gran variedad de materiales que siempre se ajustan al maniquí. Para todos los materiales empleados el tamaño del grano es suficientemente fino como para conseguir una densidad muy homogénea dentro de las muestras, como se puede apreciar en las imágenes o mediante la realización de distintos cortes. El principal problema está asociado al cálculo de la densidad, aunque si se toman ciertas precauciones en la preparación de las muestras se pueden conseguir precisiones razonables, como se aprecia en las incertidumbres reflejadas en la Tabla 1.

## Conclusiones

Se ha presentado una expresión analítica para el cálculo del número CT de un material en función de sus pro-

piedades físico-químicas. Esta expresión se obtiene introduciendo una corrección empírica a la expresión teórica propuesta por Martínez y cols.<sup>5</sup>.

La expresión contiene dos parámetros dependientes de la calidad del haz y reproduce los valores medidos de los números CT en un amplio intervalo de densidades electrónicas con una desviación cuadrática media del 4,5%. Para la medida de estos parámetros se necesitan al menos dos sustancias de referencia, de composición química y densidad conocidas, relativamente duras y con números CT distantes.

Las diferencias en las densidades electrónicas deducidas de la curva DER calculadas con esta expresión respecto de las obtenidas con el método descrito en<sup>5</sup> dependen del valor de los parámetros en cada haz. En general, estas diferencias son despreciables para tejidos blandos, pero pueden ser de hasta un 10% para los distintos tipos de hueso.

## Agradecimientos

Queremos expresar nuestro agradecimiento al profesor A. Calzado, de la Universidad Complutense de Madrid, por su colaboración para la realización de este trabajo.

## Referencias

1. Henson PW. A relationship between CT number, effective atomic number and electron density. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine* 1984;7(2).
2. Schneider U, Pedroni E, Lomax A. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol* 1996; 41: 111-124.
3. Matsufuji N, Tomura H, Futami Y, Yamashita H, Higashi A, Minohara S, Endo M, Kanai T. Relationship between CT number and electron density, scatter angle and nuclear reaction for hadrontherapy treatment planning. *Phys Med Biol* 1998; 43: 3261-3275.
4. Watanabe Y. Derivation of linear attenuation coefficients from CT numbers for low-energy photons. *Phys Med Biol* 1999;44:2201-2211.
5. Martínez LC, Rodríguez C, Muñoz C, López A. Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT. *Revista de Física Médica* 2002;3(1):19-25.
6. ICRU Report 44. Tissues substitutes in radiation dosimetry and measurement. ICRU, 1989.
7. ICRP Publication 23. Report of the task group on reference man. ICRP, 1975.
8. Boone J M, Chávez A E. Comparison of X-ray cross-sections for diagnostic and therapeutic medical physics. *Med Phys* 1996; 23: 1997-2005.
9. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, SEFM-SEPR, 2002.
10. White DR, Martin RJ, Darlison R. Epoxy resin based tissue substitutes. *British Journal of Radiology* 1977;50:814-821.
11. Constantinou C, Harrington JC, DeWerd LA. An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers. *Med Phys* 1992;19(2):325-327.
12. Muñoz C, Picón C, Alonso C, Lineros D, Lizuain MC, De Blas R. Comparación de dos métodos para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica en diversos escáneres CT. Libro de Comunicaciones del XIV Congreso Nacional de Física Médica de la SEFM, Vigo, 2003.

# Influencia del efecto de láminas redondeadas en tratamientos con intensidad modulada con aceleradores Elekta

Manuel Llorente Manso, Jaime Martínez Ortega

*Centro Oncológico M D Anderson. Madrid.*

## Rounded leaves effect influence in intensity modulated treatments using Elekta accelerators

### Resumen

En los aceleradores fabricados por Varian Medical Systems (Palo Alto, E.E.U.U) y Elekta (Crawley, Reino Unido) el haz de radiación se conforma mediante láminas con borde redondeado. Esto produce una discrepancia entre el campo teórico definido por la posición de la lámina y el campo de luz y entre éste y el de radiación. A diferencia de versiones anteriores, la versión 7.4 del sistema de planificación Pinnacle3 permite introducir las correcciones necesarias en la posición de las láminas para hacer coincidir el campo planificado con el suministrado por el acelerador. En el presente trabajo deducimos la expresión analítica de dicha corrección y verificamos su validez mediante dosimetría de película. Asimismo, proponemos un método para su implementación clínica.

*Palabras clave:* Borde redondeado de láminas, transmisión parcial de láminas, control de calidad en IMRT

### Abstract

In the linear accelerators manufactured by Varian Medical Systems (Palo Alto, USA) and Elekta (Crawley, U.K.) the radiation field is conformed using rounded-end leaves. This leads to a discrepancy between the theoretical field size defined by the leaf position and the light field and also between the light and the radiation field. In the version 7.4 of Pinnacle3 treatment planning system, corrections in the leaf position can be introduced to match the planned and the delivered fields. In this paper, we find the analytical expression of that correction and verify it by film dosimetry. We also propose a method for clinical implementation.

*Key Words:* Rounded leaf end, partial leaf transmission, QA in IMRT.

### Introducción

En los tratamientos de Radioterapia con Intensidad Modulada, es de gran importancia comprobar que el tratamiento suministrado coincide con el planificado. El uso de campos muy pequeños, con pocas unidades monitor y los altos gradientes de dosis debidos a la superposición de segmentos, entre otros motivos, hace necesaria la comprobación de la dosis suministrada por el acelerador antes del tratamiento del paciente. Por esta razón, se verifica la dosis absorbida mediante una medida con cámara de ionización en un maniquí. Para verificar la distribu-

ción relativa de dosis se puede utilizar película radiográfica. Es aquí donde se suelen localizar la mayoría de los errores debido a una discrepancia entre la posición teórica de las láminas y la real. En consecuencia, es posible que haya zonas infra o sobredosificadas y esto puede repercutir en el control de la enfermedad y las complicaciones en tejido sano.

Las fuentes de error atribuibles a las láminas en la distribución de dosis calculada y la suministrada son fundamentalmente tres: incorrecta calibración de la posición de las láminas en el acelerador; el llamado efecto "tongue and groove" y en los aceleradores Elekta y Varian, el efecto de las láminas redondeadas<sup>1,2</sup>.

Existen numerosas publicaciones refiriendo estos efectos y proponiendo soluciones. Algunas de ellas sugieren el uso de un programa que corrige la posición de las láminas en su paso del sistema de planificación al acelerador<sup>3</sup>. Dicho programa se encuentra ya incorpora-

Correspondencia: M. Llorente Manso.  
Centro Oncológico M D Anderson  
C/ Gómez Hemans, 2. 28033 Madrid  
e-mail: mllorente@mdanderson.es, jmartinez@mdanderson.es  
Fecha de recepción: 18-7-2005  
Fecha de aceptación: 14-11-2005

do al propio sistema de planificación en la versión 7.4 de Pinnacle<sup>3</sup>. En el presente trabajo describimos la implementación de esa utilidad para su uso en la práctica clínica.

## Material y métodos

En nuestra institución se utiliza un acelerador Elekta Precise con capacidad para el tratamiento con Radioterapia de Intensidad Modulada mediante segmentos. Los tratamientos llegan al acelerador a través de un sistema de verificación y registro desde un sistema de planificación Pinnacle3 (Philips Radiation Oncology Systems, Milpitas, EE.UU.).

El colimador multiláminas de los aceleradores Elekta modelo Precise consta de 40 pares de láminas de 1 cm de anchura en el isocentro con un tamaño de campo máximo de 40x40 cm. Las láminas pueden rebasar el eje del campo hasta 12 cm y no están focalizadas, sino que se mueven horizontalmente. Con objeto de que la penumbra del haz se mantenga aproximadamente constante para todos los tamaños de campo, las láminas tienen forma redondeada con un radio de curvatura de 15 cm. En consecuencia, la posición del borde de la lámina no coincide con la del borde del campo de radiación, debido a la transmisión parcial de la lámina en la zona redondeada. Un segundo efecto es que la diferencia es variable con el tamaño de campo. Los aceleradores Varian aplican una tabla de corrección de la posición de las láminas a la que los usuarios pueden, normalmente, tener acceso. Los aceleradores Elekta también aplican una corrección pero

ésta no es accesible al usuario. El sistema de planificación ADAC utiliza un algoritmo de convolución<sup>4,5</sup> para el cálculo de la distribución de dosis que, a grandes rasgos, genera una fluencia de radiación en el blanco y simula su paso por el filtro aplanador, los colimadores, láminas y el propio paciente, con lo que el tamaño de campo y la forma de la penumbra va a depender, entre otras cosas, de la posición de las láminas, su radio de curvatura y la transmisión. En consecuencia, para que el tamaño de campo planificado coincidiera plenamente con el suministrado por el acelerador, debería aplicarse la misma tabla de corrección en el sistema de planificación. Hasta ahora, el sistema de planificación ADAC no tenía en cuenta esto y el usuario debía aplicar la corrección de manera "manual". La versión 7.4 del sistema de planificación Pinnacle3 sí incorpora esta corrección y el usuario puede introducir dicha tabla.

Mediante medidas con diodos en un maniquí de agua (Scanditronix Wellhöfer) y película radiográfica (Kodak EDR2) digitalizada con un escáner Lumisys 4100, determinamos la diferencia entre los tamaños de campo de radiación y nominal para diferentes tamaños de campo. Esto permitió construir la tabla e introducirla en el sistema de planificación.

Calculamos la expresión teórica de la corrección para comparar con nuestras medidas. Dicha expresión es  $T_{cl} - T_{ct}$ , donde (ver Fig. 1)  $T_{ct}$  denota el tamaño de campo nominal, definido por la posición de la punta de la lámina, y  $T_{cl}$ , el de luz. Utilizando la notación explicada en la Fig. 2.

$$T_{cl} = \frac{p \cdot SAD}{L} \quad [1]$$

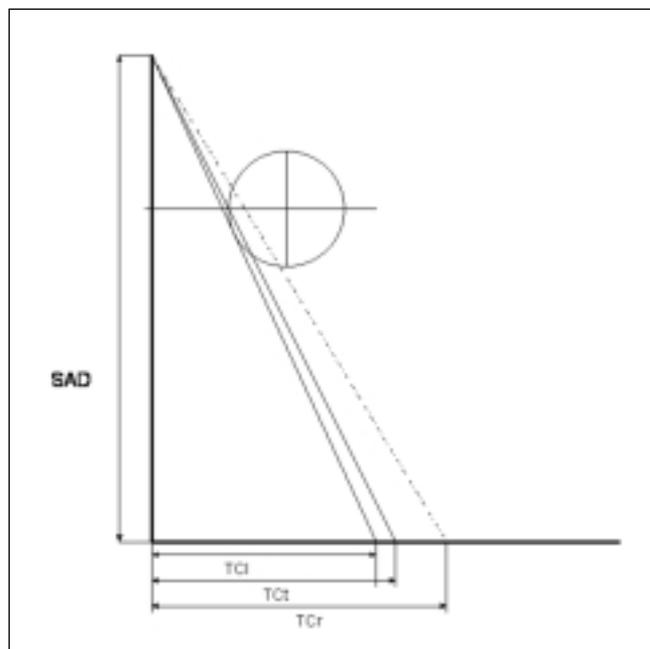


Fig. 1. Esquema para definir tamaño de campo luminoso ( $T_{cl}$ ), nominal ( $T_{ct}$ ) y de radiación ( $T_{cr}$ ).

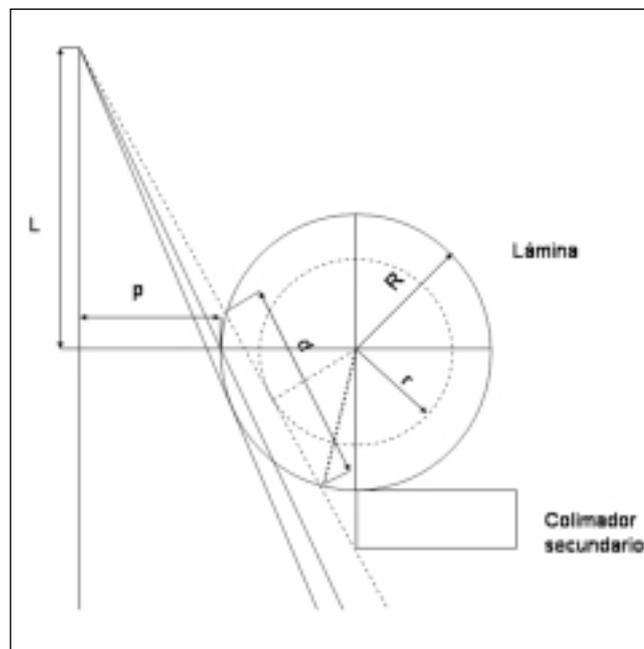


Fig. 2. El campo de radiación (línea discontinua) está definido por una línea que atraviesa un espesor fijo de lámina.

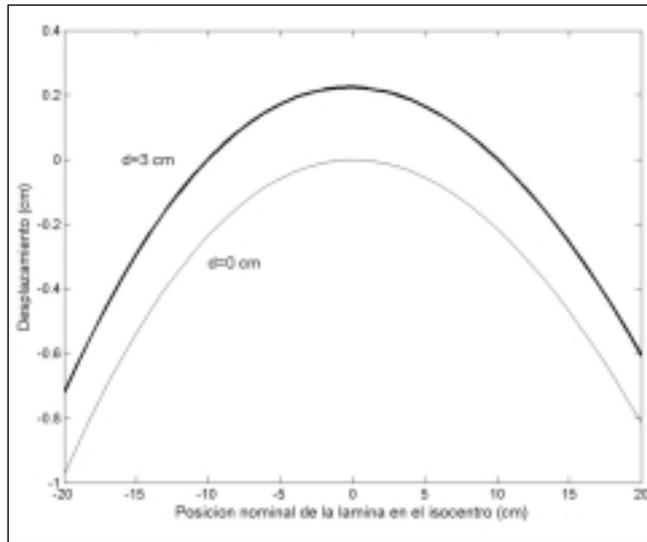


Fig. 3. Corrección en la posición de la lámina (en cm) sin tener en cuenta la transmisión parcial de la lámina (trazo fino) y teniéndola en cuenta (trazo grueso).

Obsérvese que Tc1 es el campo definido por una recta que pase por el foco de radiación y que sea tangente a la circunferencia definida por el borde de la lámina.

Situando el origen de coordenadas en el centro de la circunferencia, esta recta tiene ecuación

$$y = t \cdot (x + R + p) + L \quad [2]$$

siendo  $t$  la pendiente de la recta, el único dato no conocido. Imponer la condición de que la recta sea tangente a la circunferencia es equivalente a hacer que el sistema de ecuaciones

$$y = t \cdot (x + R + p) + L$$

$$x^2 + y^2 = R^2$$

tenga solución única. Si se define  $A$  como la distancia del centro de la circunferencia al eje del haz:

$$A = R + p \quad [3]$$

Finalmente, se obtiene

$$t = \frac{-L \cdot A - R \cdot \sqrt{A^2 - R^2 + L^2}}{A^2 - R^2} \quad [4]$$

La diferencia entre campo luminoso y nominal es, pues,

$$F = -SAD \cdot \left( \frac{p}{L} + \frac{1}{t} \right) \quad [5]$$

Sin embargo, debido a la transmisión parcial de la lámina, el campo luminoso y el de radiación no coinciden.

Lo que define el tamaño de campo de radiación es el punto en el que el haz atraviesa un espesor de lámina  $d$  que hace que la dosis sea el 50% de la dosis en el eje. Ese espesor de lámina es desconocido pero se ha de suponer constante para todos los tamaños de campo. Suponiendo  $d$  conocido, el problema de calcular la diferencia entre el tamaño de campo nominal y el de radiación se reduce a uno similar al anterior sólo que el radio de la circunferencia no es  $R$  sino

$$r = \sqrt{R^2 - \left(\frac{d}{2}\right)^2} \quad [6]$$

pudiendo expresarse el problema con el siguiente sistema de ecuaciones:

$$y = t \cdot (x + A) + L \quad [7]$$

$$x^2 + y^2 = r^2$$

Obtenemos que la diferencia entre campo de radiación y nominal es:

$$F_x = -SAD \cdot \left( \frac{p}{L} + \frac{1}{rad} \right) \quad [8]$$

Siendo

$$rad = \frac{-L \cdot A - r \cdot \sqrt{A^2 - r^2 + L^2}}{A^2 - r^2} \quad [9]$$

la pendiente de la recta que pasa por la fuente y es tangente a la circunferencia de radio  $r$ .

El valor de  $F_x$  en función de la posición de la lámina nos daría la teórica tabla de corrección que aplica el acelerador para corregir el efecto de las láminas redondeadas y hacer coincidir el tamaño de campo nominal con el de radiación. Como el sistema de planificación reproduce el comportamiento de la radiación al pasar por los elementos del cabezal de acelerador y en concreto, las láminas, esa misma corrección debe ser tenida en cuenta por aquél. Un valor positivo de  $F_x$  se traduce en que la lámina se abre.

Como el valor de  $d$  es desconocido, lo ajustamos mediante medidas experimentales. Para ello, irradiamos una placa con un campo tipo "picket fence"<sup>6</sup> y comparamos perfiles de dosis en la placa en la dirección de movimiento de la láminas con los perfiles calculados por el sistema de planificación para dicho campo. Modificamos el parámetro  $d$  hasta que los picos de baja dosis que se aprecian en la placa coinciden con los calculados (ver Fig. 6). Modificar el parámetro  $d$  equivale, aproximadamente, a sumar o restar el mismo valor a todos los puntos de la curva que marca la diferencia entre el tamaño de campo nominal y el de radiación. Como el tamaño de la rejilla de cálculo usado en el sistema de planificación y la precisión de nuestro acelerador en el posicionado de

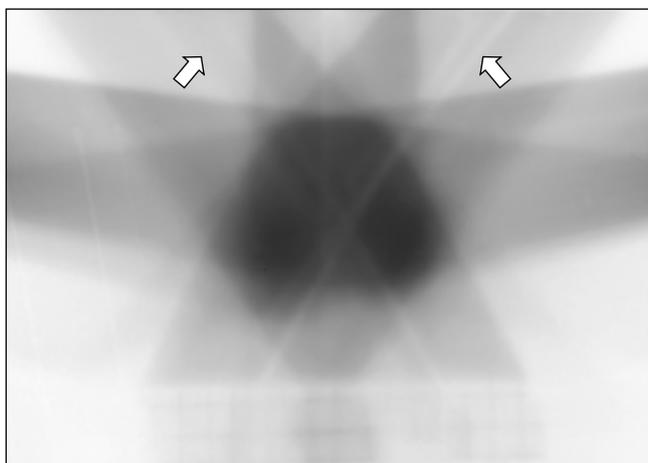


Fig. 4. Placa irradiada con un tratamiento de IMRT antes de corregir la posición de las láminas. Las flechas señalan franjas infradosificadas.

las láminas es de 1 mm, el modo de determinar el valor de  $d$  fue buscando los valores que hacían que el desplazamiento de la lámina fuera un número entero de milímetros y eligiendo el que mejor ajustara visualmente los perfiles arriba mencionados. Según nuestros datos experimentales, cuando la lámina está en el eje, el desplazamiento debe de ser de 2 mm. Para ello,  $d$  debe tener un valor de 3 cm aproximadamente.

## Resultados

Una comprobación indirecta de la corrección de este ajuste y de su importancia clínica la obtuvimos al administrar sobre un maniquí con película radiográfica un tratamiento de IMRT. Éste había sido calculado, en primer lugar con la versión 6.2b de Pinnacle, que no aplica corrección en la posición de las láminas. Un plano axial de la distribución de dosis suministrada se puede ver en la Fig. 4. En ella, se aprecian diversas franjas infradosificadas. Éstas son debidas a que el sistema de planificación, al hacer la conversión de los mapas de fluencia en segmentos, divide el haz en dos: la mitad de los segmentos irradian a la derecha de la franja infradosificada y la otra mitad, a la izquierda. Cuando, para el mismo mapa de fluencias, hicimos la conversión a segmentos en la versión 7.4f del sistema de planificación que sí tiene en cuenta la diferencia entre campo teórico y campo de radiación, el resultado fue el que se muestra en la figura 5. Las franjas infradosificadas casi desaparecen. Sin embargo, aún persiste una franja mucho más estrecha. Analizando una placa de un campo cuadrado en ese acelerador, descubrimos que la penumbra era ligeramente mayor en uno de los lados que en el otro. Pedimos a los técnicos de Elekta que retrajeran el colimador secundario 0,5 mm en el lado de menor penumbra para que quedaran ambas igualadas y fueran las láminas, y no el colima-

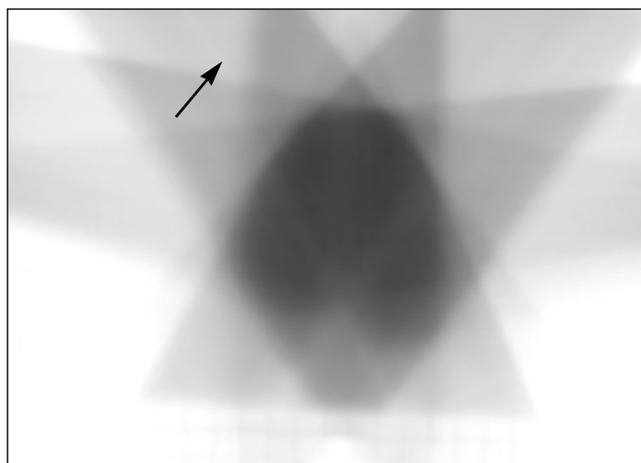


Fig. 5. Placa irradiada con con tratamiento de IMRT. La posición de las láminas se ha corregido pero uno de los colimadores secundarios sigue produciendo, aunque menor, una franja infradosificada.

dor, las que definieran el tamaño de campo. Tras este ajuste, desapareció la última franja infradosificada.

Una forma sencilla de comprobar que la calibración de las láminas en el sistema de planificación es la correcta es generando en éste la dosis planar de un campo tipo "picket fence"<sup>6</sup> y compararlo con uno medido. En la Fig. 6 se compara un perfil de dicho campo medido con los generados por el sistema de planificación con la curva teórica de corrección de láminas y sin curva de corrección.

Se aprecia cómo la curva teórica reproduce un patrón uniforme con una franja fría de anchura constante mientras que sin la corrección, el perfil generado tiene franjas sobredosificadas en el centro que se atenúan hasta convertirse en infradosificadas en los extremos.

Como se puede apreciar en la Fig. 6 la verificación experimental llega hasta posiciones de las láminas de 12,5 cm a un lado y otro del eje. Ésta es, precisamente, la zona de interés para tratamientos de intensidad mo-

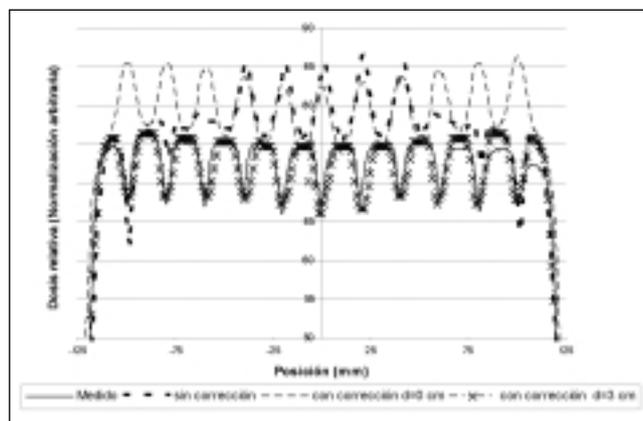


Fig. 6. Perfiles en un campo tipo "picket fence". Aplicando la corrección a la posición de las láminas con un desplazamiento de 2 mm, que corresponde con un valor de  $d=3$  cm, se consigue coincidencia entre las medidas y los cálculos.

duladada con aceleradores Elekta, porque las láminas no pueden rebasar el eje en más de 12,5 cm. Eso significa que más allá de estas posiciones no se superpondrán penumbras de campos, origen, como explicamos antes, de posibles franjas infra o sobredosificadas. Fuera de este rango, lo explicado arriba pierde rigor pues las láminas no forman una circunferencia completa sino truncada. La recta que define el tamaño del campo de radiación tiene su punto de tangencia fuera de la parte curvada de la lámina para posiciones de ésta mayores de 12 cm en el isocentro. Fuera de ahí, el comportamiento es más complejo y está fuera del objetivo de este trabajo.

### Conclusiones

En sistemas de planificación con algoritmo de convolución donde la distribución de dosis se ve afectada por la geometría del acelerador, y en particular de las láminas, es necesaria una tabla de corrección para la posición de las mismas. Esto tiene especial relevancia clínica en tratamientos de intensidad modulada.

Formulamos una expresión analítica para la corrección del efecto de las láminas redondeadas y un método sen-

cillo para verificar que la distribución de dosis calculada por el sistema de planificación coincide con la administrada por el acelerador.

Hemos comprobado experimentalmente la validez de las expresiones teóricas dentro del rango en el que son aplicables. Queda pendiente el estudio de la influencia de la forma de la lámina fuera del rango indicado.

### Referencias

1. Kung JK, Chen GT. Intensity modulated radiotherapy dose delivery error from radiation field offset inaccuracy. *Med Phys* 2000; 27: 1617-22.
2. Cadman P, et al. Dosimetric considerations for validation of a sequential IMRT process with a commercial treatment planning system. *Phys Med Biol* 2002; 47:3001-3010.
3. Graves et al. Calibration and quality assurance for rounded leaf-end MLC systems. *Med Phys* 2001; 28 (11):2227-33.
4. Mackie T R et al. A convolution method of calculating dose for 15 MV x-ray. *Med Phys* 1985; 12 (2):1985 188-196.
5. Ahnesjö A, et al. Calculation and application of the point spread function for treatment planning with high energy photon beams. *Acta Oncol* 1987; 26:49-56.
6. Ezzell et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys* 2003; 30 (8): 2089-2115.

# Reconocimiento de cualificaciones profesionales en el caso de los físicos médicos. Situación actual y opciones considerando la directiva 2005/36/CE

(Versión en español de la presentación hecha por el autor en el Colloquium organizado por el European Institute of Public Administration con el tema titulado "Mutual recognition of diplomas and the New Directive" que se desarrolló en Maastricht (Holanda) los días 24, 25 y 26 de Octubre de 2005).

Autor: José Hernández Armas

*Catedrático de Física Médica de la Universidad de La Laguna (Tenerife)*

*Jefe del Servicio de Física Médica y Jefe de Protección Radiológica del Hospital Universitario de Canarias. La Laguna (Tenerife).*

*Actual Officer del Comité de la EFOMP para asuntos de la Unión Europea.*

El Instituto Europeo de Administración Pública (EIPA) organizó un "colloquium" de 3 días de duración con el título genérico de "The Mutual Recognition of Foreign Diplomas and the New Directive", con ocasión de la publicación y entrada en vigor el día 20 de octubre de 2005 de la Directiva 2005/36/EC. El "Project Leader" del Colloquium, Dr. Timm Rentrop, invitó a la EFOMP para que presentara el estado de la cuestión y las posibilidades futuras del reconocimiento de la cualificación de los Físicos Médicos en Europa. La EFOMP designó para este cometido al actual Officer del "Committee on European Union matters", Prof. Dr. José Hernández Armas, quien hizo la presentación el día 23 de octubre en la sede del EIPA en Maastricht (Países Bajos) de los diferentes aspectos que consideró como definitorios de la profesión de Física Médica y de la aplicación a la misma de lo establecido en la Directiva citada. Los idiomas oficiales del Colloquium fueron el inglés y el alemán.

Se presenta a continuación la versión en español de la presentación realizada en inglés.

## Índice:

- 1.1. ¿Qué es la Física Médica? ¿Quiénes son los físicos médicos?
- 1.2. ¿Cómo se educan actualmente en Europa los físicos médicos?
- 1.3. ¿Qué actividades realizan los físicos médicos?
- 1.4. ¿Cómo están considerados los físicos médicos en las Directivas Europeas?
- 1.5. ¿Es la Física Médica una profesión regulada?
- 1.6. ¿Hay registros nacionales de físicos médicos en los países de la Unión Europea?
- 1.7. La profesión de la Física Médica y la Directiva 2005/36/CE.

## Introducción

La presentación la hace el firmante como actual Officer del Comité de la EFOMP para asuntos de la Unión Europea.

EFOMP es la Federación Europea de Organizaciones de Física Médica. Fue fundada en Londres hace 25 años. Actualmente, esta federación agrupa a 35 organizaciones nacionales de Física Médica que son las Organizaciones Nacionales Miembros (NMO en sus iniciales en inglés) cuya denominación genérica es "Sociedad Nacional de Física Médica".

Cuando EFOMP inició sus actividades en Mayo de 1980, fijó como principal objetivo el que actualmente sigue siéndolo: armonizar y promover la mejor práctica de la Física Médica en Europa.

De acuerdo con lo establecido en su constitución, la misión de la EFOMP incluye, entre otras cosas:

- a) Impulsar y coordinar las actividades de las Organizaciones Nacionales Miembros (NMO) en el campo de la Física Médica.
- b) Impulsar los intercambios entre las NMO y diseminar información profesional y científica mediante publicaciones y reuniones.
- c) Impulsar la formación y el intercambio de físicos médicos entre diferentes países.
- d) Proponer guías para elaborar programas de educación, formación y acreditación.

Todas las Sociedades Nacionales de Física Médica que existen en los Estados miembros de la Unión Europea forman parte de la EFOMP (Alemania, Austria, Bélgica, Chipre, Chequia, Dinamarca, Eslovaquia, Eslovenia, España, Estonia, Finlandia, Francia, Grecia, Hungría, Irlanda, Italia, Lituania, Países Bajos, Polonia, Portugal, Reino Unido de Gran Bretaña y Suecia).

Además, las Sociedades de Física Médica de Argelia, Bulgaria, Croacia, Antigua República Yugoslava de Macedonia, Israel, Moldavia, Noruega, Rumania, Rusia, Serbia y Montenegro, Suiza, Turquía y Ucrania son también miembros de EFOMP. La Sociedad de Física Médica de Sud-África es miembro afiliado.

Actualmente, la inmensa mayoría de los físicos médicos europeos están adscritos a alguna de estas sociedades.

Desde el punto de vista de la amplia federación que es la EFOMP, a cuyas organizaciones nacionales miembros pertenecen los profesionales de la Física Médica dedicados a un área especializada del cuidado de la salud, es necesario la existencia de claras guías sobre el conocimiento científico y las competencias prácticas que deben ser poseídos por un físico médico.

Vamos a dar una introducción sobre la Física Médica y la profesión de los físicos médicos.

### 1.1. ¿Qué es la física médica? ¿Quiénes son los físicos médicos?

La Física Médica puede definirse como sigue:

"La Física Médica es una ciencia aplicada internacionalmente reconocida, que consiste en la aplicación de principios, conceptos métodos y técnicas de Física en Medicina para la prevención, el diagnóstico y el tratamiento de enfermedades humanas con el objetivo específico de mejorar la salud y el bienestar de los seres humanos".

Esta definición general, que es aceptada por la EFOMP, tiene gran parecido con las ofertadas por la Organización Internacional de Física Médica (IOMP). La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) da como definición la siguiente: "La Física Médica es la rama de la física asociada a la práctica de la medicina que engloba la física radiológica, la radioterapia, las imágenes diagnósticas, la medicina nuclear y la física de la salud",

Tanto las actividades de investigación como de formación son vitales para el desarrollo de la Física Médica.

Es una disciplina amplia, mucho más que sólo la Física de Radiaciones aplicada a la Medicina, como en muchos casos se tiende a simplificarla.

Los físicos médicos son los profesionales que desarrollan en la práctica las actividades que se derivan de la definición de Física Médica. También han sido definidos por EFOMP y por IOMP con muchos puntos en común. La siguiente puede ser considerada como una definición de consenso:

"Los físicos médicos son personas con un grado universitario o equivalente en física, matemáticas, informática, química física, mecánica, ingeniería eléctrica o electrónica, etc. (aunque la mayoría de ellos son físicos), que usando principios, métodos y técnicas científicas, trabajan en colaboración personal médico en hospitales, universidades y/o centros de investigación. Con sus trabajos desarrollan tecnologías médicas que se usan en la práctica clínica y en la investigación de medidas preventivas y

diagnósticas así como en tratamientos de enfermedades humanas. Además los físicos médicos imparten cursos en universidades y centros de formación para físicos, ingenieros, técnicos y médicos".

Se sigue de esta definición que:

- La mayoría de los físicos médicos trabajan en hospitales, colaboran con médicos en el cuidado de los pacientes y en general están aceptados como profesionales de la salud.

- Las actividades y los deberes de los físicos médicos, están ligados principalmente al uso de equipos radiológicos, usados tanto con finalidad diagnóstica como terapéutica en pacientes y que implican la toma de decisiones que afectan a los pacientes. Los trabajos clínicos de los físicos médicos tienen muchas similitudes con los realizados por otros profesionales titulados superiores en el ámbito hospitalario.

- En Agosto de 1996, la Organización Internacional del Trabajo (ILO) clasificó a los físicos médicos entre los profesionales sanitarios.

La profesión de Física Médica está ya (o está en proceso de estarlo) clasificada como Profesión Sanitaria en diversos países: Australia, Canadá, China y USA. En Europa en Italia, Holanda y España.

### 1.2. ¿Cómo se educan actualmente en Europa a los físicos médicos?

Actualmente, los grandes hospitales de los países europeos tienen Servicios de Física Médica. Como otros servicios hospitalarios modernos con claras misiones en el Cuidado de la Salud, los de Física Médica se enfrentan con unas demandas cada vez más exigentes en cuanto a competencia, especialización y conseguir una buena relación costo/eficacia.

Los físicos médicos necesitan una cualificación especial para desarrollar sus actividades. Hablando de manera general, hay un amplio consenso en Europa sobre la formación que necesita un Físico Médico: deben tener un grado universitario o equivalente, mayoritariamente en Físicas, con varios años de educación y formación especializada de carácter práctico que han de desarrollarse, necesariamente, en un hospital.

La situación actual en Europa es parcialmente confusa debido básicamente a tres motivos. En primer lugar, hay aún diferencias entre los países sobre los requisitos de conocimientos, habilidades y experiencia que se necesitan para obtener la cualificación como profesional en Física Médica; en segundo lugar, hay variaciones en las denominaciones oficiales de los físicos médicos en los distintos países y en tercer lugar, los trabajos y responsabilidades de los físicos médicos en los entornos clínicos no están claramente establecidos en algunos países europeos (y tampoco sus derechos).

Para conocer la situación presente sobre distintos aspectos de la profesión de Física Médica en Europa, EFOMP envió hace algunos meses (abril de 2005) un cuestionario

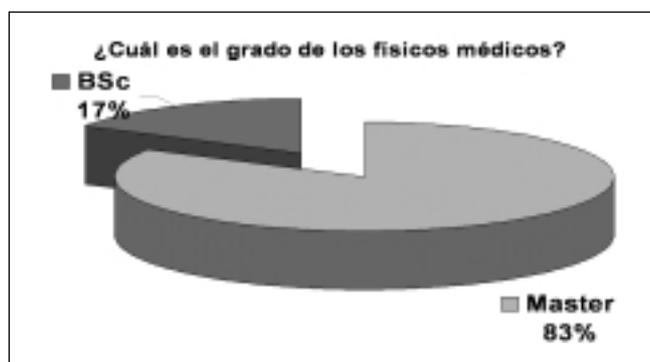


Fig. 1.

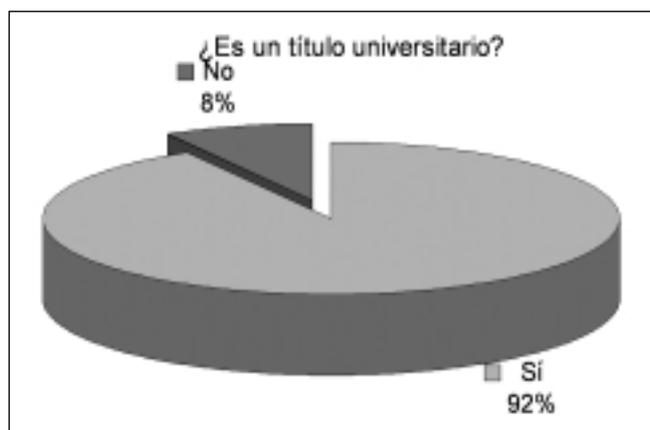


Fig. 2.

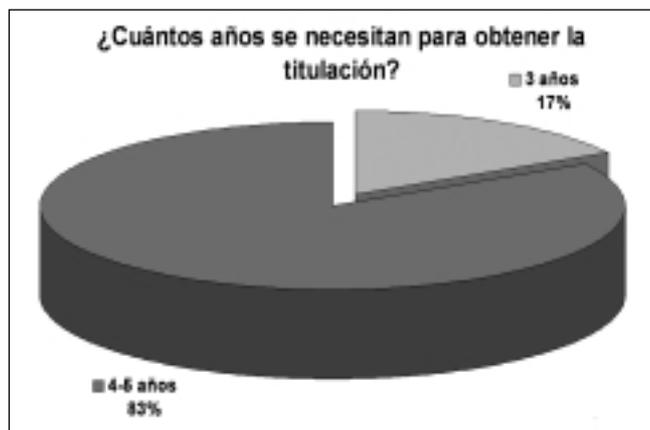


Fig. 3.

a las organizaciones miembros (NMO). Hasta el momento presente han contestado a la misma 15 NMO (si bien no a todas las cuestiones planteadas en algunos casos).

Las Fig. 1, Fig. 2 y Fig. 3 representan los resultados porcentuales de las respuestas dadas por las NMO a algunas de las cuestiones planteadas en la encuesta.

Las diferencias que pueden observarse en las anteriores gráficas se deben, al menos parcialmente, al hecho de que la Física Médica no está, aún, considerada en algunos países como una profesión sanitaria, a todos los efectos.

IOMP ha solicitado a la ILO que mantenga a la Física Médica en el grupo 222 (profesiones sanitarias) de la clasificación de las profesiones hecha por la ILO. Actualmente, ILO está poniendo al día su Clasificación Internacional Estándar de Ocupaciones (ISCO-88). Deberá estar acabada a finales de 2007. Esperamos que ILO mantenga su posición inicial y la Física Médica forme parte de las profesiones sanitarias en el grupo 222.

La situación indicada, se debe al hecho de que la ILO hizo una primera consideración sobre la profesión como verdadera profesión sanitaria que luego cambió y ahora está sometida a análisis. Es una consecuencia de la falta general de conocimiento sobre las actividades realizadas por los físicos médicos y las diferencias en la educación y formación necesarias según los países para llegar a ser un físico médico.

A pesar de los esfuerzos de la EFOMP para armonizar la educación de los físicos médicos en Europa, aún permanecen algunas diferencias. Sin embargo, puede asegurarse que en muchos países el proceso a seguir para alcanzar la titulación de físico médico consiste en:

a) Educación básica: consistente en obtener un grado universitario o equivalente en una disciplina científica, principalmente en física. Esta formación se refleja en un título o diploma que certifica que se ha completado con éxito una formación universitaria de cuatro años.

b) Educación posgraduada: la formación en Física Médica se lleva a cabo esencialmente con una formación específica obtenida trabajando en un hospital, bajo la supervisión de un Físico Médico experimentado, durante unos 2 a 4 años, terminando con el reconocimiento por una autoridad competente.

La educación de los físicos médicos en muchos países de la UE corresponde, pues, a una combinación universitaria y pos-universitaria, necesitando de promedio unos 7 años, de los cuales al menos dos han de tener lugar en un hospital con capacidad reconocida para enseñar a estos profesionales.

En cualquier caso, la educación real, en el momento presente, de los físicos médicos en Europa, difiere entre los distintos países. En efecto, como puede observarse en las Fig. 4, Fig. 5 y Fig. 6, el objetivo de la armonización de es-

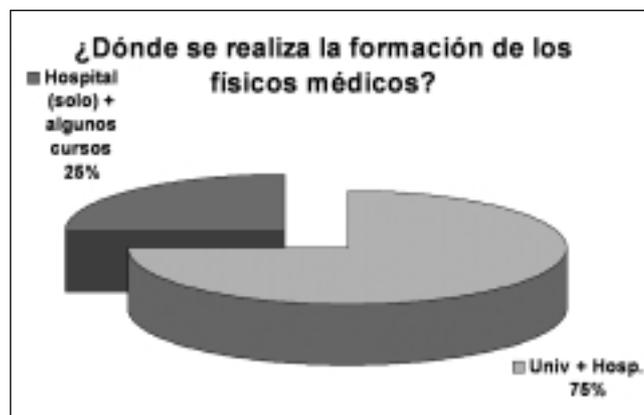


Fig. 4.

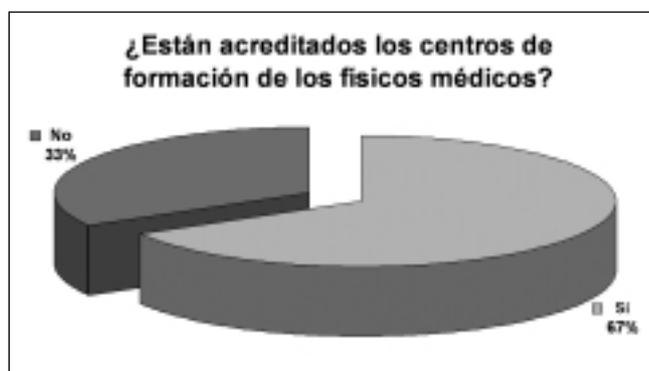


Fig. 5.

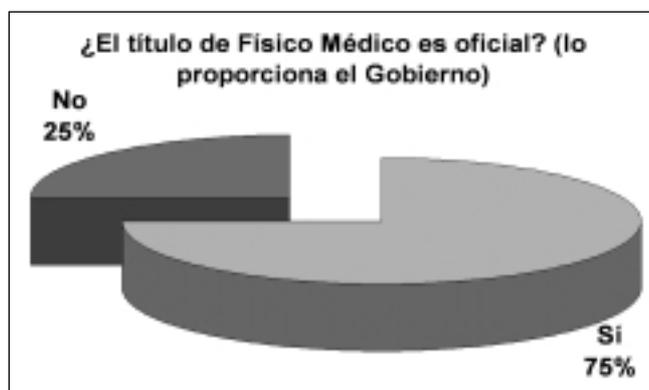


Fig. 6.

ta educación, que es uno de los objetivos de la EFOMP, no puede decirse que haya sido alcanzado completamente.

EFOMP ha hecho recomendaciones sobre educación y formación de los físicos médicos, prácticamente desde su constitución en 1980. Algunos de los documentos producidos (*Policy Statements*) están dedicados a recomendar los contenidos mínimos del currículo en la formación de los Físicos Médicos y la estructura de los programas de formación para intentar alcanzar la completa armonización en toda Europa.

De acuerdo con las recomendaciones de la EFOMP, la educación de los físicos médicos puede dividirse en varias etapas. La primera corresponde al periodo universitario. La segunda introduce la educación posgraduada en los hospitales y la tercera es la formación durante el trabajo como físicos médicos ya cualificados. Una vez completada la tercera, el físico médico puede ser reconocido como un Especialista en Física Médica o Experto en Física Médica.

Después de las dos primeras etapas, el Físico Médico es competente para actuar independientemente y tiene las cualificaciones mínimas necesarias para inscribirse en cualquier Registro Nacional, reconocido por la EFOMP, como físico médico. La tercera etapa es necesaria a la vista de la velocidad a la que ocurren los cambios tecnológicos y el progreso científico aplicado a la Medicina. Los Especialistas en Física Médica deberán mantener una actividad de aprendizaje a lo largo de toda su vi-

da para asegurar el mantenimiento de su alta cualificación como profesionales de la salud.

### 1.3. ¿Qué actividades realizan los físicos médicos?

Los físicos médicos trabajan como profesionales en todos los países europeos. Tienen una importante responsabilidad en la calibración, seguridad, garantía de calidad y control de calidad de los equipos usados en los pacientes, especialmente cuando estos equipos están relacionados con la radiación ionizante. También tienen responsabilidad en la introducción, adaptación y optimización de nuevo equipamiento y nuevos métodos de utilización del mismo en hospitales. Además, los físicos médicos realizan o supervisan la dosimetría y planificación de los tratamientos para los pacientes con cáncer, lo cual es esencial para los tratamientos radiológicos de esta enfermedad.

La distribución de los profesionales de la Física Médica en los diferentes campos muestra que los servicios que prestan son mayoritarios en radioterapia (65%). Los servicios de Física Médica en medicina nuclear y en radiodiagnóstico dan cuenta aproximadamente de la actividad desarrollada por un 20% de los físicos médicos en los hospitales. Aproximadamente el 5% realizan actividades unidas a la producción de imágenes médicas. El resto realiza actividades de protección radiológica de los pacientes, personal, y público en general. El número de físicos médicos que trabajan en áreas hospitalarias, donde no se usan radiaciones ionizantes tales como ultrasonografía, biomecánica o resonancia magnética, es aún muy limitado en toda Europa.

La actividad más frecuentemente realizada por los físicos médicos es la ligada al uso médico de las radiaciones. Para un buen ejercicio de la misma se necesita una profunda comprensión de la radiación ionizante y de la forma en que interacciona con el cuerpo humano. También necesitan adquirir una considerable experiencia antes de que puedan actuar independientemente. No se puede olvidar que uno de los primeros objetivos generales de los hospitales es la seguridad y bienestar de los pacientes. De forma particular, es necesario asegurar el adecuado uso de la radiación con propósitos diagnósticos o terapéuticos.

Como resumen, las misiones más frecuentes de los físicos médicos en los actuales hospitales europeos, son:

- La determinación de las dosis a los pacientes debidas a los exámenes diagnósticos con radiación ionizante.
- La ejecución o supervisión de la planificación necesaria para proporcionar dosis terapéuticas de radiación a los pacientes, principalmente en el tratamiento del cáncer.
- La realización de las actividades de Garantía de Calidad para el funcionamiento de todos los equipos que emitan o detecten radiación en los hospitales.
- El establecimiento de las necesarias etapas que aseguren las dosis más bajas posibles a los pacientes, trabajadores y público en general, de conformidad con la legislación actual para proteger a las personas contra la radiación ionizante.

– Colaborar en la educación y entrenamiento de personal médico, sanitario y técnico de los hospitales.

La responsabilidad primaria del físico médico es el paciente. El papel del físico médico ha llegado a ser indispensable en los hospitales.

Además de la actividad hospitalaria, se pueden encontrar físicos médicos trabajando en universidades, centros de investigación, fábricas de equipos médicos y como consultores.

De especial importancia para la profesión de la física médica es la rápida aparición de nueva tecnología aplicada a la práctica médica. La mejora continua de los físicos médicos es esencial para asegurar su alta cualificación como profesionales de la salud en esta era de rápido avance tecnológico. Esto significa que, para mantenerse competentes, los físicos médicos deben adquirir formación sobre los nuevos desarrollos. Para ello, EFOMP ha proporcionado unas guías sobre Desarrollo Profesional Continuado (CPD).

#### 1.4. ¿Cómo están considerados los físicos médicos en las directivas europeas?

La Directiva 97/43/EURATOM de 30 de junio de 1997, sobre la protección sanitaria de los individuos contra los peligros de la radiación ionizante utilizada en las exposiciones médicas, define el Físico Médico Experto como sigue:

"Un experto en física de radiación o tecnología de la radiación aplicada a la exposición, dentro del planteamiento de la directiva, cuya formación y competencia para actuar esté reconocida por las autoridades competentes; y quien, de forma apropiada actúa o supervisa en dosimetría de los pacientes, en el desarrollo y uso de técnicas y equipos complejos sobre optimización, garantía de calidad, incluyendo control de calidad y sobre otros asuntos relativos a la protección radiológica de los pacientes, en lo que se refiere a las exposiciones dentro del planteamiento de esta Directiva".

Este es, hasta ahora, el principal reconocimiento EUROPEO de los físicos médicos como miembros de una profesión.

Es importante señalar que esta directiva da la responsabilidad de la protección radiológica de los pacientes a los físicos médicos expertos.

La Protección Radiológica es un asunto de gran importancia en el medio ambiente médico, principalmente en grandes hospitales, debido al amplio uso de la radiación ionizante en la práctica clínica, tanto para procedimientos diagnósticos como terapéuticos. La exposición médica es, con mucho, la principal fuente de radiación a las personas. Por otra parte el incremento de la pública percepción de los efectos negativos de la radiación es obvio. Debido a este hecho, la adecuada actividad de Protección Radiológica en los hospitales de-

berá ser responsabilidad de los profesionales que tengan una buena formación para tomar las decisiones necesarias, tanto técnicas como administrativas, necesarias para asegurar la mejor protección frente a la radiación tanto a los pacientes como a los trabajadores o miembros del público.

Teniendo en cuenta la formación que reciben los físicos médicos expertos, está claro que estos profesionales están en la mejor posición posible para asumir la responsabilidad de la totalidad de la Protección Radiológica en el Medio Ambiente Clínico. De hecho, la actividad clínica ha de ser considerada como un conjunto. Así, las actividades de protección radiológica de los pacientes tienen claras consecuencias en los trabajadores y público y viceversa muchas veces. Por tanto es importante que el mismo profesional sea responsable de estas misiones, mejorando así la eficiencia de los hospitales. Los Expertos en Física Médica pueden realizar estas actividades de la forma más eficiente y costo eficaz.

Como una consecuencia de lo anteriormente dicho, el Consejo de Officers de la EFOMP adoptó en abril de 2005 la siguiente posición: "El Experto en Física Médica debe ser el profesional que supervise y asuma las responsabilidades de las actividades de Protección Radiológica en los hospitales incluyendo pacientes, personal trabajador, miembros del público y visitantes de los hospitales". La DG de Energía y Transporte de la EC ha establecido recientemente una Plataforma interna para clarificar la posición y el papel de los Expertos en Físicas Médicas y la de los responsables de Protección Radiológica en los hospitales. La plataforma sigue la línea recomendada por la EFOMP. Una decisión positiva podría reforzar el estatus de la profesión de físico médico en Europa.

Las respuestas que dieron diferentes organizaciones nacionales a un cuestionario enviado por la EFOMP confirma este planteamiento, tal como puede observarse en las Fig. 7 y Fig. 8.



Fig. 7.



Fig. 8.

### 1.5. ¿Es la física médica una profesión regulada?

"Profesión regulada" es una definición que se da en la Directiva 2005/36/EC del 7 de septiembre de 2005 sobre el reconocimiento de cualificaciones profesionales que fue publicada en el Diario Oficial de la Unión Europea C58 de 30 de septiembre de 2005. La definición se aplica perfectamente a la profesión de Física Médica porque:

a) "Los físicos médicos" desarrollan "una actividad profesional o grupo de actividades profesionales" con el objetivo de la seguridad y el bienestar de los pacientes y/o la investigación y uso de equipo médico y/o las actividades de enseñanza en su campo de aplicación.

b) La actividad profesional como físico médico "está sujeta, directa o indirectamente, en virtud de provisiones legislativas, reguladoras o administrativas a la posesión de cualificaciones profesionales específicas". Los físicos médicos tienen cualificaciones profesionales específicas correspondientes a la formación recibida en los hospitales antes de realizar su actividad como profesionales.

c) El uso del título profesional de "físico médico" (con diferentes denominaciones) está "limitado por ordenación legislativa, reguladora o administrativa a los titulares" y esa posesión "constituye un modo de realización y control de las actividades profesionales".

En consecuencia, la respuesta a la pregunta 1.5 es SI.

Toda organización reguladora europea debería adoptar la consideración de la Física Médica como una profesión regulada ya que la Física Médica cumple los requisitos establecidos por la definición dada en la Directiva 2005/36. Sin embargo, a pesar de ello, algunos países de la Unión europea no han regulado esta profesión. De hecho, en los Estados miembros, las profesiones se regulan por:

1) Leyes que determinan las cualificaciones nacionales.

2) La restricción del uso de los títulos y los diplomas a los concedidos por asociaciones profesionales, que son Colegios Profesionales.

EFOMP ha solicitado (como Chapter Europeo de la IOMP) el reconocimiento generalizado de la Física Médica como una Profesión Regulada dentro del campo del Cuidado de la Salud Humana.

### 1.6. ¿Hay registros nacionales de físicos médicos en los países de la Unión Europea?

EFOMP publicó, en 1995, un "Policy Statement," sobre "Guías recomendadas para los Esquemas Nacionales de Registro de físicos médicos". La intención fue establecer un mecanismo para el adecuado reconocimiento de estos profesionales por medio de Esquemas o Sistemas Nacionales de Registro que pudieran ser aceptados por la Federación. Los dos principios en que se basa la constitución de un Esquema Nacional de Registro son:

1. Hacer avanzar la aplicación de las ciencias físicas en la prevención, diagnóstico y control de enfermedad o incapacidad.

2. Promover estándares de cualificaciones, competencia y conducta de los profesionales que ejerzan en esta esfera de actividad.

Aunque los sistemas Nacionales de Registro pueden ser bastante diferentes debido a circunstancias locales variadas, deben satisfacer 8 criterios generales establecidos por EFOMP para que puedan ser reconocidos por esta organización.

EFOMP recomienda a las Organizaciones Nacionales Miembros que establezcan Sistemas Nacionales de Registro y actúen para que cumplan las condiciones necesarias para su reconocimiento. Actualmente EFOMP ha reconocido estos Registros en 11 países (algunos de forma total y otros parcialmente hasta que cumplan totalmente los criterios EFOMP). Esta situación puede facilitar el libre movimiento de los físicos médicos que quieran trabajar en un país diferente de aquél en que se hayan formado.

Las respuestas de las NMO de EFOMP a algunas cuestiones relacionadas con este tema son la que se observan en las Fig. 9, Fig. 10 y Fig. 11.



Fig. 9.



Fig. 10.



Fig. 11.

EFOMP desea promover la Física Médica como una carrera con buenas perspectivas de trabajo. EFOMP no desea animar la inscripción de físicos médicos en Registros, si no están adecuadamente cualificados. Esto ocasionará riesgos a los pacientes y directa o indirectamente perjudicará a la profesión como un conjunto.

Los físicos médicos engloban a un grupo de profesionales que realizan trabajos altamente especializados. No hay, actualmente, un gran movimiento de físicos médicos entre los estados miembros pero con la reciente incorporación de nuevos países a la UE, puede esperarse un incremento en el movimiento de físicos médicos dentro de la Unión.

Los Registros Nacionales de Físicos Médicos pueden promover la introducción, a nivel europeo, de carnés profesionales de Físicos Médicos. Esta acción podría facilitar la movilidad de profesionales acelerando el intercambio de información entre el Estado Miembro de acogida y el Estado Miembro de origen del físico médico que desee cambiar de lugar de establecimiento.

### 1.7. La profesión de la Física Médica y la directiva 2005/36/CE

La Física Médica es una profesión con fuertes conexiones con otras profesiones del cuidado de la salud.

Los físicos médicos son profesionales con claras cualificaciones profesionales cuya formación consta de un diploma universitario y de un entrenamiento profesional.

El Artículo 47(1) del Tratado que estableció la Comunidad Europea establece que deberán dictarse directivas para el reconocimiento mutuo de diplomas, certificados y otras evidencias de cualificaciones formales. La Directiva 2005/36 trata de establecer un sistema simple para alcanzar el reconocimiento de cualificaciones profesionales.

El reconocimiento general, a nivel europeo, de la cualificación y competencia de Físico Médico es muy aconsejable. El reconocimiento deberá estar basado en el convencimiento de la aceptación del siguiente principio: "Todo el que esté cualificado en uno de los países miembros de la Unión Europea para hacer el trabajo de Físico Médico, deberá considerarse como titulado para hacer el mismo trabajo en otro país de la Unión Europea".

La actual situación sobre el mutuo reconocimiento de cualificaciones extranjeras en la profesión de la Física Médica, hasta tanto la nueva directiva se vierta en las leyes nacionales, está basada en la aplicación de la Directiva 89/48/CEE y la Directiva 92/51/CEE. Como resumen de ambas, el reconocimiento se basa en el análisis del *currículum vitae* de los candidatos que deseen establecerse en un Estado para ejercer la profesión de Físico Médico para la que está cualificado en otro Estado. El Estado miembro de acogida exige al solicitante que realice o bien un periodo práctico de adaptación (mínimo 2 años) o bien un examen de aptitud.

La aplicación de las normas establecidas en la Directiva 2005/36 a la Física Médica puede hacerse considerando:

- "libre prestación de servicios" o
- "libertad de establecimiento".

#### a) "Libre prestación de servicios"

Considerando el Artículo 5(1), en principio, cualquier físico médico nacional de un Estado miembro, legalmente establecido en ese Estado, puede proporcionar servicios de forma temporal y ocasional en otro Estado miembro utilizando su título profesional original sin tener que solicitar el reconocimiento de sus cualificaciones profesionales, pero:

- La naturaleza temporal y ocasional de la prestación de los servicios de Física Médica tendrá que estar asegurada, caso por caso, en particular en relación con su duración, su frecuencia, su regularidad y su continuidad.

- El Estado de acogida puede exigir "evidencia de cualificaciones profesionales" para la primera prestación de servicios porque los mismos han de proporcionarse en el contexto de un estricto respeto a la salud y seguridad pública debido a que aquellos servicios tienen claras consecuencias en la salud pública.

- Si la profesión de Físico Médico o la educación y formación que conduce al ejercicio de la profesión no es-

tán regulados en el Estado miembro de origen del solicitante, el/ella debe proporcionar evidencia de una experiencia de 2 años durante los 10 años anteriores a la prestación de los servicios.

b) "*Libertad de establecimiento*"

Con respecto a la libertad de establecimiento, la Directiva describe tres sistemas de reconocimiento de cualificaciones profesionales:

- Reconocimiento automático de cualificaciones demostradas por experiencia profesional.
- Reconocimiento automático sobre la base de coordinación de las condiciones mínimas de formación.
- Sistema general.

La Directiva establece que el reconocimiento automático, basado en la experiencia profesional, se aplica a una serie de actividades listadas en el Anexo IV de la Directiva. Las profesiones son actividades industriales, artesanales o comerciales y el reconocimiento de cualificaciones está basado en un número de años de experiencia profesional. La Física Médica no está, naturalmente, en esa lista.

El reconocimiento automático sobre la base de la coordinación de las condiciones mínimas de formación está restringido en la Directiva a algunas profesiones sanitarias (médicos, enfermeras de cuidados generales, matronas, dentistas, veterinarios y farmacéuticos). La profesión de arquitecto está, también, considerada bajo este principio del reconocimiento automático.

El conjunto de disposiciones establecidas en el sistema general se aplica a todas las profesiones que no están cubiertas por los otros dos sistemas. Por tanto, actualmente, la Física Médica ha de contemplarse con el sistema general para considerar el mutuo reconocimiento de diplomas entre Estados. En principio, cualquiera que tenga una cualificación que le tittle para practicar la profesión de Físico Médico en un Estado Miembro de la UE es elegible para ser considerado, bajo el Sistema General, para actuar como tal profesional en otro Estado Miembro.

El sistema general puede resumirse diciendo que el reconocimiento completo de las cualificaciones como físico médico de solicitantes extranjeros está basado en el reconocimiento de cualificaciones que aseguren el nivel de educación y formación más la aplicación de algunas medidas compensatorias.

Aplicando el sistema general, es posible considerar diferentes situaciones (Artículo 13):

1. Que la Física Médica esté como profesión regulada tanto en el Estado de origen del solicitante como en el Estado de acogida.

En este caso, la autoridad competente en el Estado Miembro de acogida permitirá el acceso al solicitante extranjero a la profesión de físico médico desarrollando su actividad en las mismas condiciones que a los nacionales

del Estado miembro, si el solicitante extranjero posee una cualificación oficial de formación obtenida en un Estado miembro, que asegure que el nivel de formación es al menos equivalente al nivel inmediatamente anterior al exigido en el Estado Miembro de acogida.

2. Que la Física Médica sea una profesión regulada en un país y no lo sea en otro país de la UE.

A fin de alcanzar el acceso a la profesión en el Estado Miembro de acogida que regula la profesión por parte de un solicitante de un país donde la profesión no esté regulada, el físico médico solicitante debe proporcionar pruebas de una experiencia profesional de 2 años a tiempo completo durante los precedentes 10 años y proporcionar pruebas de uno o más certificados de competencia que evidencien las cualificaciones formales.

El Artículo 14 establece que el Artículo 13 no evita que el Estado Miembro de acogida exija al solicitante que complete un periodo de adaptación de hasta 3 años como máximo o que realice un examen de aptitud.

En aquellos casos en que la Física Médica esté regulada en un país y no en el otro, se produce una situación poco clara y limita seriamente la movilidad en el mercado laboral europeo de la Física Médica. En algunos casos, donde haya diferencias en la duración de la formación o donde el Estado de acogida tenga regulaciones muy restrictivas para el ejercicio de la profesión, el conjunto de medidas compensatorias es, generalmente, de tal naturaleza que hacen prácticamente imposible su cumplimiento.

La buena noticia para la libertad de establecimiento de físicos médicos en los países de la Unión europea, a la luz de la Directiva, es que los 2 años de experiencia profesional puede que no sean necesarios si el físico médico posee certificados de educación regulada y formación en el nivel e) de cualificación fijado por la Directiva.

La mala noticia es que la aplicación de las medidas compensatorias por un comité apropiado puede no ser objetiva. Desde luego, si la profesión de Físico Médico está regulada en el Estado Miembro de acogida y la formación que el solicitante extranjero ha cubierto está formada por materias sustancialmente diferentes (en términos de duración o contenido) a las exigidas en el Estado Miembro de acogida, las medidas compensatorias pueden ser muy variables.

No es difícil afirmar que la profesión de Física Médica tiene varias características interesantes desde el punto de vista de la aplicación de la Directiva 2005/36/EC:

a) Los físicos médicos en muchos países europeos cumplen los requisitos para ser considerados como personal con cualificaciones profesionales del nivel e) que establece la directiva (4 años de formación universitaria).

b) Los físicos médicos son profesionales que, en la práctica clínica, forman parte de un equipo con otros profesionales que proporcionan cuidados a la salud humana. La responsabilidad primaria de los físicos médicos es el paciente.

c) En Europa, la Física Médica es una profesión cuyos profesionales se encuentran adscritos mayoritariamente a Sociedades Nacionales. Todas las Organizaciones Nacionales Europeas de Física Médica son miembros de la EFOMP. Hay un amplio consenso en la profesión sobre la conveniencia de alcanzar una armonización de los planes de enseñanza y formación de los físicos médicos a través de las recomendaciones dadas por EFOMP en forma de Policy Statements.

d) Está reconocido por todos los profesionales que la formación a lo largo de la vida es necesaria y obliga a algún tipo de desarrollo profesional continuado. Esta formación continuada puede regularse y controlarse a través de los Registros Nacionales aprobados con las normas establecidas por la EFOMP.

EFOMP considera que los físicos médicos son profesionales que cumplen los requisitos necesarios para poder ser considerados como una de las profesiones listadas en el sistema automático de reconocimiento de cualificaciones sobre la base de la coordinación de las condiciones mínimas de formación. Esta actitud puede ser aceptada por los gobiernos de los Estados Miembros y presenta algunas ventajas comparadas con el Sistema General, tales como: 1) la homogeneización de la formación (inicial y continua) de los profesionales en Física Médica será alcanzada con facilidad en poco tiempo; 2) la investigación y el desarrollo europeo en el campo de la Física Médica irá mejor y más rápido que en el momento presente porque estos profesionales trabajarán con métodos similares, equipamientos e ideas; 3) la situación proporcionará a los estudiantes de Física Médica mejor movilidad para seguir sus actividades de aprendizaje en cualquier país europeo. Esta consideración es especialmente importante teniendo en cuenta la futura aplicación, en 2010, de los principios establecidos en la declaración de Bologna.

Con todas las consideraciones anteriores, EFOMP puede proponer a las Sociedades Nacionales de Física Médica de todos los países europeos que hagan una propuesta razonable a la Comisión Europea para que sea tenida en cuenta la posible corrección de la Directiva a fin de incluir a la Física Médica en el grupo de profesiones

sanitarias con reconocimiento automático de cualificaciones, sobre la base de la coordinación de las condiciones mínimas de formación apoyándose en lo establecido en el párrafo 29 del preámbulo de la Directiva 2005/36/EC.

Si no es posible que la Comisión asuma la petición correspondiente al anterior posicionamiento, EFOMP puede actuar como representante de las Sociedades Europeas de Física Médica para proponer una plataforma común a nivel europeo que haga prácticamente innecesarias la aplicación de engorrosas medidas compensadoras. De hecho, una vez que la homogeneización de la educación y formación de los físicos médicos europeos se haya conseguido (lo cual es un objetivo que en este momento es plausible alcanzar en un plazo relativamente corto), la plataforma puede estar conformada por un único criterio que consista en la exigencia de un nivel mínimo de práctica profesional.

Así EFOMP ayudará a promover un reconocimiento casi automático de las cualificaciones profesionales de los físicos médicos, bajo el sistema general, conduciendo a un tratamiento igual de las cualificaciones que es, también, el objetivo establecido en la Directiva 2005/36/EC. Este tipo de reconocimiento facilitará, en grado sumo, el libre movimiento y el libre establecimiento de físicos médicos en los países de la Unión Europea.

EFOMP considera que esta futura situación beneficiará a los pacientes, a los profesionales, a los estudiantes de Física Médica y la mejor práctica de la profesión.

#### **Agradecimiento:**

El autor desea agradecer la colaboración prestada por los Officer de los distintos Comités del Consejo de la EFOMP: Dr. Sharp, Dra. Eudaldo, Dr. Christophides y Dr. Olsen. También se agradece el apoyo prestado por el Presidente, Dr. Del Guerra.

Además desea agradecer al Dr. Francisco Hernández Suárez y a D. Antonio Catalán Acosta sus sugerencias y colaboración para alcanzar el formato final de esta presentación.

### **Informe del curso "Control de calidad de sistemas de planificación de radioterapia externa y braquiterapia". C03-SEFM/05**

Los objetivos generales que se plantearon al organizar este curso fueron por una parte concienciar a los radiofísicos de la necesidad de realizar un Control de Calidad de los Sistemas de Planificación como etapa constituyente del proceso radioterápico y, por otra, presentar el protocolo elaborado por el grupo de trabajo de la SEFM de CC de Planificadores.

Los compañeros de la SEFM que trabajamos durante unos cuantos años en la elaboración del citado protocolo y que participamos como profesores del curso, nos planteamos preparar unos contenidos que permitieran al alumno:

- Actualizar sus conocimientos sobre el estado actual de los algoritmos de planificación.
- Ser consciente de las diferentes partes de los sistemas de planificación que requieren de verificación.
- Estudiar el contenido del protocolo descendiendo a la aplicación práctica de las pruebas que contiene.
- Poder plantear actuaciones sistemáticas de fácil realización para un adecuado CC de los sistemas de planificación, de acuerdo con normativas y recomendaciones.

El curso se celebró en Jaca (Huesca), durante los días 17 y 18 de Noviembre de 2005. Si bien alguno de los asistentes tuvo algunas dificultades de desplazamiento, creo que el entorno "incomparable" del Pirineo Aragonés compensó con creces ese inconveniente.



Las clases se desarrollaron en la Residencia Universitaria y se plantearon tanto como presentaciones del contenido teórico como en forma de mesas de discusión con puesta en común de experiencias de centros. En el mismo recinto se ofreció alojamiento, lo cual supuso una ventaja adicional para el desarrollo del curso.

Al inscribirse se pidió a los alumnos que prepararan un trabajo que deberían aportar al inicio del curso. Soy consciente de que no a todos les pareció bien en un primer momento, pero se confirmó claramente su utilidad ya que:

- Ayudó a una toma de conciencia previa sobre el tema que íbamos a desarrollar.
- Permitted recopilar datos de los diferentes SP comerciales con los que trabajaban los distintos centros que, por otra parte, comprendía un amplio abanico (12 diferentes de RT externa y 7 de BT).
- Tener información de las metodologías de CC utilizadas por los asistentes, que ayudaron a plantear posibles procedimientos globales de verificación periódica.
- Y, fundamentalmente, sirvió de base para las mesas de discusión.

El número de alumnos fue de 34, de los cuales 6 eran residentes y una alumna procedía del ámbito universitario. El resto eran especialistas, muchos de ellos con años de experiencia en trabajo con Sistemas de Planificación, lo cual permitió también que los debates que se plantearon fueran muy participativos y enriquecedores. Esa fue la sensación general y ayudó mucho al éxito del curso. La presencia de los cinco profesores a lo largo del curso también favoreció la consecución de los objetivos previstos. Adjuntamos una foto de los que estuvimos allí.

El material docente utilizado fue el libro "Protocolo para CC en SP de terapia con radiaciones ionizantes" publicado en 2005 por la SEFM, y un texto adicional conteniendo los temas teóricos que no estaban incluidos en el libro. Algunas presentaciones sobre aplicaciones prácticas del protocolo, que resultaron de gran interés, así como unas hojas de cálculo que se presentaron, se han enviado a los alumnos una vez finalizado el curso.

Se pasó la encuesta de evaluación preparada por la Comisión de Docencia de la SEFM.

Una valoración de la misma, en aquellos apartados para los que se solicitaba un valor numérico (entre 1 y 5, siendo 5 el valor más positivo), se adjunta en la siguiente tabla.

	V media	Desv. Est
<b>APROVECHAMIENTO DEL CURSO</b>		
Valore sus conocimientos previos sobre los temas tratados en el curso	2,9	0,6
Califique su actitud y participación durante el curso	3,5	0,9
Valore la utilidad de este curso para su actividad profesional	4,5	0,6
¿Cuál ha sido su grado de asimilación de los temas tratados en el curso?	3,9	0,6
¿Ha respondido el curso a sus expectativas?	4,1	0,7
¿Cree que se han alcanzado los objetivos expresados en el programa?	4,0	0,6
Valore si el contenido real del curso se ha adaptado al programa propuesto del mismo	4,3	0,5
Valore la calidad de los contenidos teóricos impartidos	4,1	0,6
<b>ORGANIZACIÓN DEL CURSO</b>		
Valore la información previa que recibió sobre este curso	3,6	0,8
Valore la ayuda que ha recibido por parte de la organización durante la etapa previa a la realización del curso	4,2	0,8
Valore el lugar donde se ha realizado el curso y los medios técnicos empleados	4,1	1,0
Valore el desarrollo del programa (horarios, ritmo de las clases, etc.)	3,8	1,0
¿Cree que la duración del curso es adecuada?	3,7	1,0
Valore la documentación que ha recibido	4,1	0,6
Valore la labor de dirección de este curso	4,4	0,6
Promedio contenidos y preparación temas	4,2	0,2
Promedio claridad en la exposición y la labor docente	4,1	0,3

La valoración que han dado a los diferentes apartados ha sido muy positiva, destacando la adecuación de contenidos al programa y la labor del profesorado, y podemos deducir que los alumnos han considerado el curso de gran utilidad para su trabajo. Sólo algunos comentarios respecto a la duración (pudo parecer algo escasa) podrían conducir a replantearla si es que se realizan otras convocatorias del mismo.

Quiero agradecer, no sólo en mi nombre sino también en el de todos los compañeros que hemos participado en la elaboración del Protocolo y ahora en la impartición de este curso, el interés demostrado por los alumnos en el contenido del mismo, ya que por una parte nos ha "reconciliado" con el trabajo que realizamos en su momento y, por otra, nos ha confirmado su utilidad práctica. Para la preparación del documento se realizó un esfuerzo un tanto arduo al que los nuevos avances de la tecnología no nos dejaban ponerle fin, pero que hubo que terminar.

Precisamente estos días aprovechamos para llamar la atención sobre las limitaciones que pueda presentar ya, a pesar de lo reciente de su publicación, en relación a nue-

vas técnicas de planificación o tratamiento. Queda pues lanzado un reto, que alguien pueda retomar, para actualizarlo.

En relación a la aplicación práctica del Protocolo actual, constatamos que la mayor parte de los asistentes se encontraban iniciándola, y convinimos a esforzarnos para la elaboración de programas y procedimientos para el conjunto de pruebas que se consideran imprescindibles para la verificación de los SP.

Y ..... unos cuantos de los asistentes ampliamos un día más con otro tipo de actividad más lúdica. Subimos a un pico en el valle de Broto desde donde, con la única compañía de un grupo de rapaces, se nos apareció una visión increíble de todo (casi) el Pirineo Aragonés, con sus cimas nevadas. Un día precioso ayudó a sobrellevar las más de 6 horas de marcha. ¡Creo que los especialistas de RFH hemos dejado bien alto el pabellón de montañismo también en esta ocasión!.

**Esther Millán**  
*Directora del Curso*

### **Jornadas Internacionales de Trabajo: "Modelos de gestión para la participación de los agentes sociales en la toma de decisiones en Protección Radiológica". Salamanca 16-18 Noviembre 2005**

La Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR), en colaboración con la Sociedad Francesa de Radioprotección (SFRP), la Sociedad de Protección Radiológica del Reino Unido (SRP) y la Universidad de Salamanca, ha organizado estas jornadas internacionales de trabajo con el principal objetivo de contribuir al desarrollo y difusión de una cultura de participación de los grupos de interesados en las decisiones que afectan a la protección radiológica. La Universidad de Salamanca ha sido la anfitriona de las jornadas a las que han asistido 66 personas de 7 países y que han contado con el patrocinio del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), la Empresa Nacional de Residuos Radiactivos (ENRESA), ENUSA Industrias Avanzadas y la Asociación Española de la Industria Eléctrica (UNESA).

Las jornadas se celebraron en La Hospedería del Colegio Arzobispo Fonseca, construido en el siglo XVIII y completamente renovado.

A partir de la presentación de casos y experiencias prácticas recientes, las jornadas han proporcionado una oportunidad de debatir, desde una perspectiva práctica, e identificar las necesidades futuras para una mejor participación de los grupos de interesados en la evaluación y gestión de los riesgos radiológicos. La presencia e implicación en las jornadas de representantes de los citados grupos como autoridades nacionales, operadores, expertos, ONGs, autoridades locales, representantes sindicales, profesionales, etc. que han tomado parte direc-

tamente en procesos recientes de participación ha resultado esencial.

Las jornadas de trabajo se estructuraron de manera que permitieran a los participantes mejorar su conocimiento y entendimiento sobre los procesos, metodología y herramientas para la implicación de los grupos de interesados, basándose en la reciente experiencia internacional en los siguientes cuatro ámbitos de la PR: 1) Regulación de instalaciones operativas, incluyendo el control y vigilancia radiológica ambiental; 2) Emplazamiento, licenciamiento y desmantelamiento de instalaciones; 3) Preparación y gestión de situaciones de emergencia y 4) Recuperación y rehabilitación de lugares y territorios contaminados.

En la inauguración se contó con la presencia del Prof. Francisco Fernández, Decano de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Salamanca, D<sup>a</sup> Paloma Sendín, Consejera del Consejo de Seguridad Nuclear, D. Jacques Lochard, representante de la SFRP, D<sup>a</sup> Anne Nisbet, representante de la SRP y D. José Gutiérrez, Presidente de la SEPR.

Paloma Sendín realizó la presentación introductoria bajo el título de "Acercamiento de la protección radiológica a la sociedad". Dos sesiones de trabajo agruparon la presentación y el debate de los casos prácticos seleccionados, un total de 11 más una presentación especial sobre el proyecto piloto de protección radiológica de Montbéliard, en los ámbitos antes mencionados, contando con los correspondientes moderadores en las personas de Anne Nisbet (HPA, RU), Francisco Fernández (U. Salamanca, España), Jacques Lochard (CEPN, Francia) y Eduardo Gallego (UPM, España).

Finalizadas las dos sesiones de presentación y debate, los participantes se dividieron en cuatro grupos de trabajo. Cada grupo, con un coordinador al frente, discutió sobre todos los temas de las jornadas, bajo una estrategia y metodología de trabajo comunes, centrada en la identificación de problemas, diagnóstico de la situación, perspectivas de actuación bajo diferentes escenarios de aplicación, oportunidades y amenazas esperables y acciones clave a abordar para el proceso de cambio. Los resultados y conclusiones de los grupos de trabajo fueron presentados y debatidos de nuevo en sesión plenaria, moderada por Jorge Lang-Lenton (ENRESA, España), tras la que se pusieron en común las conclusiones provisionales de los grupos de trabajo en una sesión abierta moderada por Leopoldo Arranz (Hospital Ramón y Cajal, Madrid, España) para la presentación y debate público de las conclusiones generales alcanzadas. Entre ellas se adelantan aquí algunas de las más representativas que tienen que ver con:

- Transparencia de los procesos de decisión en un contexto de democracia participativa.
- Apoyo económico como garantía de continuidad de implicación de grupos en el proceso.
- Tendencia actual positiva aunque en período de transición bajo diferentes "amenazas".

- Desarrollo de un código de conducta sobre la implicación en el proceso (posible papel de las Sociedades de PR con IRPA).

- Estructuración y regulación del proceso de participación a nivel nacional y europeo.

Además, durante las jornadas tuvo lugar una mesa redonda sobre "Perspectiva internacional sobre la participación de grupos interesados en procesos de toma de decisiones", moderada por Juan Carlos Lentijo (CSN, España), en la que participaron Annie Sugier (Comité 4 ICRP), Ted Lazo (NEA/CRPPH), Agustín Alonso (INSAG, OIEA) y Rick Jones (consultor de NEA/CRPPH), realizando diferentes presentaciones de la visión y el estado actual del tema en los diferentes organismos y comités internacionales, y sobre las lecciones extraídas al respecto del caso de Chernóbil, después de 20 años.

La clausura de las jornadas contó con la participación e intervención de representantes de las sociedades de PR organizadoras y de las organizaciones patrocinadoras.

Estas jornadas de trabajo tendrán continuación en los próximos años, por lo que constituyen las primeras de una serie de tres, de las cuales las segundas se celebrarán previsiblemente en Francia y las terceras en el Reino Unido.

Se pretende publicar un trabajo más amplio sobre las jornadas en el próximo número de la revista de la SEPR "*Radioprotección*".

**Manuel Fernández Bordes y José Gutiérrez**

### **Impresiones sobre el curso "IMRT and other conformal techniques in practice" de la ESTRO**

Como en años pasados, se celebró en Amsterdam entre el 3 y el 7 de Julio el curso "IMRT and other conformal techniques", organizado por la ESTRO. El curso está dirigido a radiofísicos, radioterapeutas y técnicos y tiene un programa ambicioso, ya que trata desde el punto de vista físico y clínico la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), pero también profundiza en la Radioterapia Guiada por Imagen (IGRT), las distintas estrategias hacia la adaptación de márgenes durante el tratamiento y otras técnicas como el empleo de partículas cargadas pesadas. En concreto, el programa del curso aborda la IMRT desde el punto de vista de su implementación en un servicio, el control de calidad específico, el cálculo, evaluación de las incertidumbres presentes en un tratamiento, herramientas para realizar la IGRT y resultados clínicos, dejando claro cuándo el empleo de intensidad modulada es adecuado y los pros y contras que tiene respecto a la CRT.

El curso se ha organizado en cuatro bloques: las lecciones teóricas, la visita al Instituto Holandés para el Cáncer (NKI), la discusión de casos clínicos y las demostraciones de las casas comerciales. Durante la visita

al NKI nos han mostrado cómo llevan a cabo la IMRT, los controles rutinarios que realizan, el empleo del Cone Beam CT para el control del posicionamiento del paciente, dosimetría in-vivo mediante el dispositivo de imagen portal, entre otras cosas. La organización en pequeños grupos facilitó la participación de todos en la discusión de los casos clínicos. Estas discusiones resultaron de gran utilidad, ya que se trató a fondo y desde diversos puntos de vista cada caso. Constatamos que para un mismo caso clínico se aportaban las más variadas soluciones.

En el debe del curso señalaría lo poco que se ha hablado de los problemas prácticos a los que uno se enfrenta cuando pone en marcha la IMRT. No se han tratado con detalle temas como el modelado de las máquinas, los problemas en la medida de campos pequeños e irregulares y, sobre todo, muy poco se ha hablado de la verificación del plan de tratamiento.

Los cinco días de curso han resultado enormemente provechosos y por ello no puedo dejar de agradecer a la SEFM la concesión de la ayuda de 700 euros, sin la cual la asistencia a cursos de esta clase por parte de los residentes supondría una carga económica notable.

**Camilo José Sanz Freire**

*Residente III - Hospital Universitario de Salamanca.*

### **Informe sobre el curso “Garantía de calidad en TC multicorte”**

Del 2 al 5 de Noviembre de 2005 se celebró en el Palacio de Congresos de Tarragona la tercera edición del curso "Garantía de calidad en TC multicorte". Participaron 20 alumnos, entre ellos especialistas y residentes de Radiofísica Hospitalaria, trabajadores de UTPR, etc.

La tomografía computarizada es un método de imagen diagnóstica en plena evolución. Cada vez es mayor el porcentaje de exploraciones diagnósticas realizadas por medio de la tomografía computarizada y con ello mayor la dosis colectiva recibida en exploraciones médicas. De ahí la importancia de conocer los nuevos avances en este tipo de equipos para optimizar su uso.

El curso proporcionó conocimientos sobre los equipos de TC multicorte desde diversos puntos de vista: componentes de los equipos, adquisición de datos, algoritmos de reconstrucción de las imágenes, calidad de las imágenes, artefactos y sus causas, dosimetría de los pacientes, control de calidad, especificaciones de compra, aplicaciones especiales y técnicas tan sofisticadas como las aplicaciones en Cardiología.

El profesorado estuvo compuesto por facultativos especialistas en Radiofísica, especialistas en cada materia de fabricantes como Siemens, Philips o Toshiba, del grupo de expertos ImPACT, profesores de universidades como Leiden, Complutense de Madrid y Rovira i Virgili así



como un facultativo especialista en Radiología del Hospital Universitario Príncipe de Asturias.

El contenido y duración del curso ha sido el adecuado para proporcionar los conocimientos necesarios sobre los equipos de TC multicorte para ayudar al radiofísico hospitalario a garantizar la calidad de estos equipos.

**Yolanda Prezado**

*Residente II - Hospital Universitario de Salamanca*

### **“Curso de simulación MONTECARLO en Física Médica”**

Los pasados 5, 6 y 7 de septiembre del pasado año se realizó en Barcelona el Curso de Simulación Montecarlo en Física Médica organizado por la SEFM y dirigido por Alberto Sánchez-Reyes. Dicho curso se impartió en un aula cedida generosamente por la Escola Bonanova, escuela dedicada a la formación de técnicos de radioterapia. Dicha aula proporciona un sitio perfecto y adecuado para la exposición de las ponencias de los profesores. El número de participantes fue de 23, siendo los asistentes al mismo aproximadamente en partes iguales residentes en formación en Radiofísica Hospitalaria y radiofísicos con trabajo en activo.



El objetivo general del curso era presentar una introducción a los métodos de Montecarlo aplicados en los principales campos de la Física Médica (radioterapia, medicina nuclear y radiodiagnóstico). Para cumplir este fin el curso ofreció una amplia visión de la técnica de Montecarlo aplicada tanto a radioterapia, como medicina nuclear y radiodiagnóstico, así como una descripción general de los principales códigos actualmente utilizados para la simulación y se contó con un plantel de magníficos profesores y profesionales del campo como pueden ser el Profesor Antonio Lallena (Catedrático de Física Moderna de la Universidad de Granada), los doctores Francisco Sánchez Doblado (Profesor titular de la Universidad de Sevilla), Facundo Ballester (Profesor titular de la Universidad de Valencia), José Pérez Calatayud y Damian Guirado entre otros. Así mismo se entregó a los participantes de dicho curso una exhaustiva documentación en CD que recogía todos los campos, tanto básicos como de aplicación, de la utilización actual de las técnicas de Montecarlo en la Física Médica recopilada

en Internet de las más importantes páginas web sobre este tema.

Los resultados de la encuesta de los alumnos posterior al curso nos permiten valorar muy positiva la exposición de la mayoría de los ponentes así como los temas impartidos en las diversas charlas. Sin embargo, algunos de los alumnos presentes echaron en falta una parte más práctica (como pudiera ser la utilización y conocimiento en profundidad de un código concreto Montecarlo mediante prácticas con ordenador). Este tema es quizá un poco complicado ya que existen cursos periódicos y específicos de cada código Montecarlo en particular, siempre organizados por los creadores del mismo. Quizá, en una próxima ocasión sí que sería conveniente, de acuerdo con la opinión de los alumnos, introducir ejemplos prácticos de ordenador para visualizar de una forma más clara la problemática de esta técnica.

**Alberto Sánchez-Reyes**  
*Director del Curso*

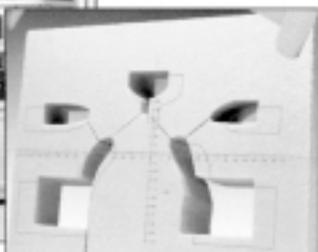
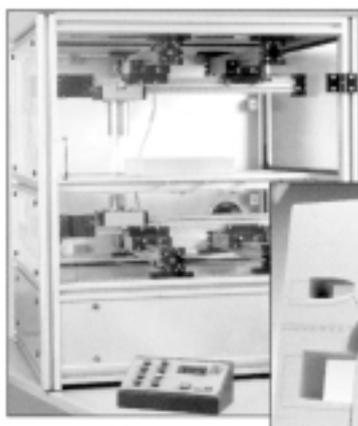
## POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA

### 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.

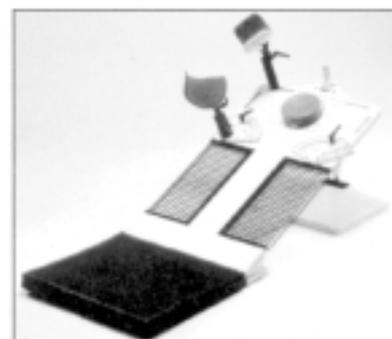
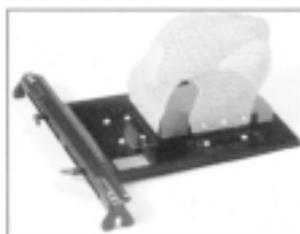
**Bloques de poliestireno** cortados a medida. **Crisoles de fusión** de diferentes capacidades. **Aleaciones de baja fusión** con o sin cadmio. **Bandejas de enfriamiento**. **Pupitres con vibradores**. **Placas y bandejas portamoldes**. Sistema de bloques satélites. **Materiales para bolus**. **Marcadores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



### Manuel Tormo Ferrero

El pasado día 7 de Octubre tuvimos la lamentable noticia del fallecimiento de Manuel Tormo Ferrero, Jefe de Inspección de Instalaciones Radiactivas del Consejo de Seguridad Nuclear, compañero de tareas profesionales y entrañable amigo de muchos de nosotros.

Manolo, como todos le conocíamos, se licenció en Ciencias Químicas en la Universidad Complutense

de Madrid y enseguida se incorporó al Departamento de Seguridad de la Junta de Energía Nuclear, participando activamente en la constitución y puesta en marcha del grupo de Inspección de Instalaciones Radiactivas. En 1983 se incorporó al Consejo de Seguridad Nuclear donde siempre ha continuado dedicado a esa misma actividad.

Su continúa y extensa labor en la inspección reguladora de las instalaciones radiactivas estuvo siempre orientada a aumentar la concienciación y el compromiso de los titulares con la protección radiológica. Sus conocimientos, experiencia y trato personal dieron casi siempre como resultado un enfoque compartido, pragmático y eficaz de los temas de protección radiológica.

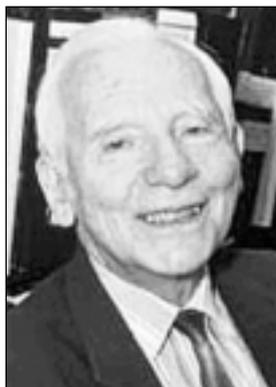
Siempre dispuesto a ponerte en camino en cualquier época del año. Tus virtudes humanas, tus cualidades profesionales, tu constancia, tu bondad y tu carácter abierto han dejando muchos amigos en todas las ciudades en las que has estado, al igual que en el CSN, tu segunda casa, a la que has dedicado la mayor parte de tu vida y en la que has dejado muchos recuerdos imborrables.

Los que tuvimos la ocasión de trabajar contigo siempre te recordaremos y agradecemos habernos podido contar entre tus amigos.

Transmitimos a su familia nuestro pesar por esta pérdida irreparable.

Descansa en paz.

*La Sociedad Española de Física Médica  
y tus compañeros del CSN*



### Joseph Rotblat

El pasado 31 de Agosto falleció a los 96 años el Prof. Dr. Joseph Rotblat, premio Nobel de la Paz en 1995 y figura señera de la Física Médica británica, desde su puesto como Jefe de Física en el Hospital de St.Bartholomew de Londres, desde 1950 a 1976, con trabajos sobre acelerador lineal, radiología y radiobiología, además de

editor de la revista *Physics in Medicine and Biology*, y presidente de la HPA y del BIR.

Con ocasión del centenario del descubrimiento de la radiactividad natural la SEFM le solicitó una colaboración para nuestro Boletín. Nos autorizó a publicar una traducción de una conferencia que había pronunciado recientemente con ocasión del mismo centenario, y que apareció publicada en el BOLETIN SEFM nº 3 de 1996, pag. 14 - 19, con el título "Cien años de radiactividad". Se puede acceder a su contenido en [www.sefm.es/revista/boletin3/ArtInvitado.html](http://www.sefm.es/revista/boletin3/ArtInvitado.html).

El Prof. Rotblat, conocido mundialmente por su lucha durante muchos años en contra de la proliferación de las armas nucleares en el mundo, a través del movimiento Pugwash, es un ejemplo de compromiso ético, conciencia crítica y de juventud militante, por unos ideales altruistas y benefactores del género humano.

# Agenda

## Próximas convocatorias

### ESO Course on "Advances in Radiation Therapy"

Milan (Italia), 15 - 17 febrero 2006.

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

### II International Workshop in IMRT/IGRT

Río de Janeiro (Brasil), 21-23 febrero 2006.

*Información:* [www.ckes.com](http://www.ckes.com)

### BIROW 4. Biomedical Imaging Research Opportunities Workshop

North Bethesda (USA), 24-25 febrero 2006.

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

### ESTRO Teaching Course on Radiotherapy Treatment Planning: Principles and Practice

Dublín (Irlanda), 26 - 30 marzo 2006.

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

### Short Course on Monte Carlo Treatment Planning.

Philadelphia (USA), 6 - 8 abril 2006.

*Información:* [www.fccc.edu/clinical/radiation\\_oncology/monte\\_carlo\\_course.html](http://www.fccc.edu/clinical/radiation_oncology/monte_carlo_course.html)

### First European Conference on Molecular Imaging Technology

Marseille (Francia), 9 - 12 mayo 2006.

*Información:* [www.cern.ch/euromedim2006](http://www.cern.ch/euromedim2006)

### Stereotactic Body Radiotherapy 3rd Acta Oncologica Symposium

Copenhague (Dinamarca), 15 - 17 junio 2006.

*Información:* [www.sbirt2006.dk](http://www.sbirt2006.dk)

### World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006

Seúl (Corea), 27 agosto - 1 septiembre 2006.

*Información:* [www.wc2006-seoul.org](http://www.wc2006-seoul.org)

### ESTRO 25

Leipzig (Alemania), 8 - 12 octubre 2006.

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

### First European Workshop on Monte Carlo Treatment Planning

Gent (Bélgica), 22 - 25 octubre 2006.

*Información:* [www.ewg-mctp.ugent.be/](http://www.ewg-mctp.ugent.be/)

## Cursos de formación continuada. SEFM - 2006

### Acreditados por la Comisión de Docencia de la SEFM

#### Dosimetría in vivo en radioterapia externa

*Código:* C01-SEFM/06

*Director:* Montserrat Ribas Morales. Dra. en Ciencias Físicas. Jefe del Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

*Fecha y lugar de celebración:* Barcelona. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. 26 al 29 de Abril de 2006.

*Objetivo del curso:*

- Indicar los conceptos necesarios así como los procedimientos a seguir para implementar la dosimetría in vivo en un programa de garantía de calidad en RT.
- Exponer detalladamente los sistemas de medida más habituales: diodos y TL.
- Exponer otro sistema de detección: Mosfet.
- Familiarizarse en el ámbito práctico en el manejo y calibración de diodos.

*Temario:*

1. Finalidad de la dosimetría in vivo. Principales modalidades de la realización de las medidas in vivo. Problemas planteados.

2. Principios físicos de la dosimetría por termoluminiscencia (TL). Curva de emisión TL. Aplicación de la dosimetría TL en dosimetría in vivo.
3. Equipos de medida y principales materiales termoluminiscentes.
4. Propiedades de los semiconductores. Modelo de bandas. Semiconductor intrínseco. Semiconductor extrínseco. El semiconductor como detector de radiación (diodo). Detector de semiconductor de unión. Su aplicación en dosimetría in vivo.
5. Equipo de medida y tipos de diodos comercializados.
6. Test de aceptación de diodos.
7. Calibración de diodos. Calibración a la entrada. Calibración a la salida.
8. Determinación de los factores de corrección. Incertidumbre en la determinación de la dosis.
9. Calibración de dosímetros TL para dosimetría in vivo. Incertidumbre en la determinación de la dosis.
10. Detectores Mosfet. Su uso en dosimetría in vivo.
11. Implementación clínica de la dosimetría in vivo.
12. Algoritmos de cálculo.
13. Interpretación de resultados en pacientes. Nivel de tolerancia. Nivel de acción. Errores detectados.

14. Point detectors for in vivo dosimetry in IMRT.
15. The use of EPIDs for pretreatment verification and in vivo dosimetry
16. In vivo dosimetry during IMRT.

*Prácticas:*

- Práctica 1: Calibración de diodos  
 Práctica 2: Correlación de datos entre sistema de planificación y algoritmo de cálculo  
 Práctica 3: Medida de la dosis y evaluación de resultados

*Número de puntos de FCP:* 24 puntos (1 punto/hora lectiva)

### **Simulación Montecarlo en Física Médica con PENELOPE y MCNP**

*Código:* C02-SEFM/06

*Director:* José María Fernández-Varea. Doctor en Ciencias Físicas. Profesor Titular. Facultad de Física (ECM). Universitat de Barcelona

*Fecha y lugar de celebración:* Baeza (Jaén). Sede "Antonio Machado" UNIA. 15 al 17 de Noviembre de 2006.

*Objetivos del curso:*

- Presentar los fundamentos conceptuales de la simulación Monte Carlo del transporte acoplado de fotones, electrones y neutrones.
- Introducir a los asistentes en el uso práctico de los programas PENELOPE y MCNP.
- Aplicar las técnicas anteriores a situaciones de interés en física médica, para lo cual se abordarán ejercicios de radioterapia (braquiterapia y teleterapia), medicina nuclear y simulación de detectores.

*Temario:*

1. Conceptos generales sobre simulación Monte Carlo.
2. Introducción al programa PENELOPE.
3. Uso práctico de PENELOPE.
4. Introducción al programa MCNP.
5. Uso práctico de MCNP.

*Requisitos previos:*

Nociones de programación científica, preferiblemente en FORTRAN.

*Número de puntos de FCP:* 24 puntos (1 punto/hora lectiva)

### **Radiología digital**

*Código:* C03-SEFM/06

*Directores:* Ignacio Hernando González. Doctor en Ciencias Físicas. Hospital del Río Hortega. Valladolid.

Manuel Alonso Díaz. Doctor en Ciencias Físicas. Hospital Marqués de Valdecilla. Santander.

*Fecha y lugar de celebración:* Valladolid: Hospitales Universitarios "del Río Hortega" y "Clínico". 25 al 28 de Octubre de 2006.

*Objetivo del curso:*

Ofrecer una visión global y coherente del estado actual de la tecnología digital disponible para la obtención, tratamiento, análisis y gestión de imágenes en radiología. Facilitar elementos para la planificación de sistemas de radiología digital en centros de tamaño y características diversos. Presentar modelos para la elaboración de especificaciones y para la realización de pruebas de aceptación en el área de la radiología digital. Proponer procedimientos básicos de control de calidad de parámetros físico-técnicos en radiología digital.

*Temario:*

1. Conceptos básicos en radiología digital.
2. Sistemas de adquisición de imagen digital: Los sistemas digitales clásicos: TC y RM. Digitalización con cámaras CCD. Sistemas de fósforos fotoestimulables (CR). Sistemas de radiología directa (DR). Digitalización de imágenes sobre película radiográfica.
3. Sistemas de procesamiento de la imagen digital: Algoritmos y filtros. Estaciones de trabajo.
4. Visualización de la imagen digital: Monitores de diagnóstico y de visualización. Impresoras láser húmedas y secas. Sistemas alternativos. Impresión sobre papel.
5. Archivo de imágenes digitales: Sistemas de archivo masivo. Sistemas auxiliares de archivo. Compresión de imágenes.
6. Sistemas de gestión integral de imágenes: Conectividad. El estándar DICOM. Sistemas de comunicación y archivo de imágenes (PACS). Integración del PACS y los sistemas de información generales (RIS y HIS). Telerradiología.
7. Evaluación de imágenes digitales: Parámetros descriptivos de las características de una imagen. Resolución. Contraste. Eficiencia de detección cuántica (DQE). Archivos de imagen.
8. Implantación de un sistema de radiología digital: Definición de necesidades. Especificaciones técnicas. Criterios de implantación de equipos. Pruebas de aceptación.
9. Control de calidad en radiología digital: Control de calidad de sistemas de adquisición de imágenes. Control de calidad de sistemas de sistemas de visualización y presentación. Control de calidad de sistemas de transmisión y gestión de imágenes. Evaluación de imágenes clínicas. La dosis a pacientes en sistemas de radiología digital.
10. Desarrollos basados en la radiología digital: Diagnóstico asistido por ordenador. Desarrollos en investigación y docencia.

*Número de puntos de FCP:* 36 puntos (1.2 puntos/hora lectiva)

# Cursos básicos de formación en Física Médica 2006

Organizados por la SEFM (Sociedad Española de Física Médica)

## 1. Presentación

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

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

## 2. A quienes van dirigidos?

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

## 3. Objetivos

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

## 4. Estructura de los cursos

### CURSO "FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA"

**Del 30 de Enero al 17 de Febrero de 2006.**

Sede "Antonio Machado" de la Universidad Internacional de Andalucía. BAEZA (Jaén)

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

### Contenidos

#### CB1. Medida de la radiación

Magnitudes y unidades. Teoría de la Cavidad de Bragg-Gray. Equilibrio electrónico. Principios físicos de los distintos sistemas de medida. Precisión en la medidas. Incertidumbres. Errores.

*Coordinador:* Antonio Brosed.

#### CB2. Bases físicas, equipos y Control de Calidad en Radiodiagnóstico

RX. Producción. Radiología convencional. Mamografía. TC.

*Coordinadores:* Xavier Pifarrer, Cristina Nuñez de Villavicencio.

#### CB3. Bases físicas, equipos y control de calidad en Radioterapia Externa I

Equipos de tratamiento. Dosimetría física. Protocolos.

*Coordinadores:* Mari Cruz Lizuain, Araceli Hernández.

#### CB4. Bases físicas, equipos y control de calidad en Radioterapia Externa II

Dosimetría clínica. Sistemas de planificación.

*Coordinador:* Esther Millán.

#### CB5. Bases físicas, equipos y control de calidad en Braquiterapia

Equipos. Calibración. Sistemas de planificación. Nuevas técnicas.

*Coordinador:* José Pérez Calatayud.

#### CB6. Bases físicas, equipos y control de calidad en Medicina Nuclear

Gammacámaras. Activímetros. PET. SPECT.

*Coordinador:* Rafael Puchal.

#### CB7. Funciones del Radiofísico en la Protección Radiológica Hospitalaria

Legislación. PR operacional. Residuos. (En todas las áreas).

*Coordinador:* Mari Cruz Paredes.

#### CB8. Oncología básica para Radiofísicos y principios de Radiobiología

(Curso impartido en colaboración con la AERO).

Terminología básica. Biología del proceso tumoral. Tipos de tumores.

Principios de Radiobiología. Curvas de supervivencia. Curvas dosis-efecto. Modelos Radiobiológicos.

*Coordinador:* Damián Guirado.

### CURSO BÁSICO DE ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA PARA RADIOFÍSICOS

**Del 26 al 30 de Junio de 2006.**

Universidad de Sevilla. SEVILLA.

### Contenidos

Formación básica en anatomía y fisiología humanas.

Análisis, desde un punto de vista anatómico-fisiológico, de distintas patologías oncológicas utilizando imágenes isotópicas, imágenes de tomografía computarizada y tomografía por emisión de positrones.

*Coordinador:* Juan Carlos Mateos.

## Listado de publicaciones

**SEFM 2003/ICRU Report 62. Prescripción, Registro y elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotones (Suplemento al ICRU Report 50)**

En venta: Socios 18 €. No Socios 36 €

**SEFM 2003/ICRU Report 60. Magnitudes y Unidades Fundamentales para la Radiación Ionizante.**

En venta: Socios 18 €. No Socios 36 €

**SEFM 2003/Radiobiología Clínica 2003**

En venta: Socios 5 €. No Socios 12 €

**SEFM 2001/Avances en Física Médica 2001**

En venta: Socios 6 €. No Socios 9 €

**SEFM 1999/Versión Oficial Española del "ICRU REPORT 50" preinscripción, registro y elaboración de informes en la terapia con haces de fotones**

En venta: Socios. 18 €. No Socios 36 €

**SEFM/SEPR 1996/Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico (Aspectos técnicos), 1996**

En venta: Socios 20 €. No Socios 36 €.

**SEFM 1994/Criterios de calidad en Radioterapia y Medicina Nuclear para garantizar la protección radiológica del paciente, 1994**

En venta: Socios 11 €. No Socios 15 €.

**Protocolo para Control de Calidad de Sistemas de Planificación de Terapia con Radiaciones Ionizantes**

En venta: Socios 20 €. No Socios 50 €.

**SEFM 1/1991/Informe del accidente ocurrido en el acelerador lineal de electrones en el Hospital Clínico de Zaragoza entre los días 7-20 de Diciembre de 1990, Junio 1991**

En venta: Socios 3 €. No socios 6 €

**SEFM 3/1989/Objetivos docentes de Física Médica (Facultades de Medicina), 1989**

En venta: Socios 6 €. No Socios 9 €

**SEFM 2/1987/Suplemento al documento SEFM nº 1/1984: Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos, SEFM y CDR 1987**

En venta: Socios 12 €. No Socios 24 €

**SEFM 1a/1984/Normas para la determinación de dosis absorbida en agua, para radiación gamma de Co-60, partiendo de medidas realizadas en aire y en unidades de exposición, SEFM y CDR 1984**

En venta: Socios 24 €. No Socios 36 €

**SEFM 1/1984/Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos, SEFM y CDR 1984**

En venta: Socios 24 €. No Socios 36 €

**Procedimientos recomendados para la dosimetría de rayos X de energías entre 20 y 150 KeV en radiodiagnóstico**

En venta: Socios 20 €. No Socios 50 €.