

El primer número del año 2008 está en vuestras manos con algún retraso y con el propósito de cambiar algunas prácticas de nuestra Sociedad en relación con esta publicación. Para empezar, queremos constatar la renovación masiva, anunciada en el comentario editorial del nº 3 de 2007, del Comité de Redacción de la revista: se han incorporado cinco miembros nuevos, Antonio Catalán Acosta, José Luis Carrasco Rodríguez, Margarita Chevalier del Río, Vicente Crispín Contreras y Miguel Ángel López Bote; además, Damián Guirado Llorente pasa a ser el nuevo editor de la revista. Si hacemos memoria y recordamos que otros dos miembros, Carles Muñoz Montplet y Rafael Puchal Añé, se incorporaron a lo largo del pasado año al Comité, es evidente esa renovación masiva. Para que dicha renovación no se reduzca a algo meramente formal, queremos plantear en este comentario la necesidad de cambiar (ampliar) algunos planteamientos y estimular un cambio paralelo en las actitudes con respecto a la revista de diferentes instancias.

Nos gustaría abrir una sección en la revista en la que se expongan controversias sobre temas candentes de nuestra especialidad (del estilo de la sección *point-counterpoint* de la revista *Medical Physics*) y para ello, entre otras fuentes, incluidas las propuestas de la redacción de la revista, apelamos a las iniciativas y sugerencias de los socios de la SEFM para formular temas e incluso participar en la defensa de alguna propuesta o contrapropuesta. Otra sección que nos planteamos abrir a partir del próximo número contendrá los artículos de revisión sobre temas de actualidad y de interés especial para las diferentes (sub)especialidades, que serán encargados a los coor-

dinadores de los grupos de trabajo de la SEFM y a expertos que puedan aportar su pericia y su perspectiva sobre las cuestiones que se traten. En cuanto a los temas a proponer, aunque hay varios en preparación, el Buzón de la Sociedad y nuestra dirección de correo electrónico (revistafisicamedica@sefm.es) también estarán abiertos a las sugerencias. Otro aspecto muy importante, que puede ser decisivo, en nuestra opinión, para el futuro de la revista, es la imbricación de la actividad investigadora en la formación de los residentes. Un elemento que podría servir al propósito de que los especialistas en formación alcancen un entrenamiento suficiente en las tareas de investigación, podría consistir en establecer como objetivo de las unidades docentes de Radiofísica Hospitalaria que los residentes realicen al menos una publicación en una revista con evaluadores, entre las que está la Revista de Física Médica. Confiamos en que se trate este asunto en la próxima Jornada Debate de Unidades Docentes que se celebrará en Zaragoza en junio. Esperamos, en fin, que todos estos desafíos sirvan para que la Revista de Física Médica pueda dar un nuevo salto cualitativo en el nuevo periodo que se abre.

Ahora vienen inevitablemente las noticias. Empezamos con el deceso de nuestro joven colega residente Claudio Romero Coronado durante los cursos de Baeza que ha sido motivo de sobresalto y tristeza entre sus compañeros, profesores y, sobre todo, su familia. Desde aquí nuestro homenaje póstumo.

Una mirada al futuro para terminar: en este número publicamos la primera llamada del congreso conjunto de la SEFM-SEPR en Alicante-2009. La vida sigue.

Desarrollo y verificación de un programa de cálculo de unidades monitor basado en un modelo gaussiano de dispersión en aire y en el método de Clarkson

D. Martínez, C. Prieto, A. Floriano, J. M. Ordiales

Servicio de Física Médica. Hospital Clínico Universitario San Carlos. Madrid.

Development and verification of a software to calculate monitor units based on a Gaussian model for the air scattering and the Clarkson method

Resumen

Se presenta un método de cálculo independiente de unidades monitor (UM), basado en dispersión gaussiana para el cálculo del factor de campo en aire y en el método de Clarkson para calcular la dispersión en el maniquí. La razón tejido-maniquí $T(z,s)$ se calcula mediante el ajuste obtenido de la parametrización de *pencil beams*.

El modelo se ejecuta en una hoja de cálculo que, mediante una macro, adquiere automáticamente todos los parámetros que definen el haz, incluida la posición de las láminas del campo exportado desde el sistema de planificación, y ofrece el resultado de la desviación respecto al cálculo del sistema de planificación.

Para el cálculo del factor de campo en aire en una situación cualquiera se requiere la medida en el isocentro de los factores de campo en aire $Oo(c)$ para campos cuadrados y, para el cálculo en puntos fuera del eje, la medida adicional de la variación de la fluencia primaria relativa al eje en el plano del isocentro.

Se han contrastado los cálculos respecto a las medidas para campos cuadrados, rectangulares, asimétricos e irregulares, se obtiene una desviación máxima en torno al 2% para $Oo(c)$ y para el factor de campo total, $OR(s)$.

El presente modelo de cálculo sirve como método de verificación de UM complementario a otros métodos convencionales de cálculo paralelo de UM, y es útil en situaciones clínicas complejas de campos irregulares y prescripciones fuera del eje.

Palabras clave: Cálculo de UM. Modelo de dispersión del cabezal. Factor de campo en aire. Método de Clarkson.

Abstract

A method to calculate monitor units (MU), based on a Gaussian model to calculate the output factor in air and the Clarkson method to calculate the scattering in the phantom is presented. The tissue-phantom ratio, $T(z,s)$, is evaluated using the fit obtained from a pencil beam parameterization. The model runs in a calculation sheet which reads, automatically, all the parameters defining the beam, even the MLC leave positions, exported from the planning system and gives the deviations with respect to its calculation. For $Oo(c)$ calculations in an arbitrary situation, the measurement of the air output factors for square fields at the isocenter are required. In addition, for calculations in off-axis points, the primary fluence variation relative to the fluence at the axis must be measured at the isocenter plane. The results of the calculations have been compared to measurements for square, rectangular, asymmetric and irregular fields. A maximum deviation of about 2% in $Oo(c)$ and $OR(s)$ have been found. The present model can be used as an alternative MU verification method. Compared to other conventional MU calculation methods, this method is useful in complex clinical situations including irregular fields and off axis prescriptions.

Key words: MU calculation. Head scatter model. Output factor in air. Clarkson method.

Introducción

La verificación de unidades monitor (UM) en los tratamientos actuales de radioterapia conformada mediante un método alternativo al que ofrece el sistema de planificación es una tarea recomendable en cualquier pro-

grama de garantía de calidad en radioterapia^{1,2}. Adicionalmente, y según se establece en el Real Decreto 1566/1998, en España es de obligado cumplimiento tal verificación.

En nuestro Servicio se desarrolló originalmente una hoja de cálculo basada en el formalismo de la ESTRO^{2,3}, la cual en general ofrece buenos resultados en la comparativa con el cálculo del sistema de planificación (desviaciones usualmente menores al 5%).

En situaciones complejas en la práctica clínica tales como determinados campos irregulares, asimétricos, o muy rectangulares, o bien para prescripciones fuera del eje del haz o campos típicos de intensidad modulada, puede resultar adecuado el cálculo basado en un modelo físico. El objetivo del presente trabajo es mostrar la implementación en una hoja de cálculo de un modelo que usa una distribución gaussiana para el cálculo de la radiación dispersa generada por el cabezal y el método de sectores de Clarkson para el cálculo de dispersa en el medio.

El factor de campo se define, siguiendo la notación de la ESTRO^{2,3}, como:

$$O_R(z_{ref},s) = O_o(c) \cdot S_p(z_{ref},s) \quad (1)$$

donde c y s , se refieren a los tamaños de campo equivalentes de colimador y de dispersa en maniquí, respectivamente (que no tienen por qué ser iguales), y z_{ref} es la profundidad de referencia (usualmente, 10 cm). $O_o(c)$ representa el factor de campo en aire y S_p el factor de dispersión en maniquí, también denominado $V(z_{ref},s)/V(z_{ref},c_{ref})$.

Las UM se calculan para cada campo de radiación mediante:

$$(UM)_i = \frac{(D_{presc})_i}{\dot{D}_R \cdot O_R(z_{ref},s) \cdot T(z,s)} \quad (2)$$

donde $(D_{presc})_i$ es la dosis absorbida a impartir por el campo i en el punto de prescripción, \dot{D}_R son los cGy/UM medidos en condiciones isocéntricas (SSD= 90cm, z_{ref} = 10 cm profundidad) y $T(z,s)$ es la razón tejido-maniquí (TPR) a la profundidad del punto de prescripción y para el campo irregular s .

La diferencia de la metodología presentada aquí respecto a la propuesta por la ESTRO para la obtención de las UM es el método de cálculo de O_R , y de la razón tejido-maniquí $T(z,s)$. La dependencia con la distancia a la fuente de radiación o el efecto *off axis* se incluyen en este artículo implícitamente en $O_R(z_{ref},s)$ (concretamente, en el factor $O_o(c)$, como se verá más detalladamente en el apartado 1).

La comparativa final en la práctica clínica entre cálculos de UM de la hoja independiente se realiza respecto a los cálculos del sistema de planificación Pinnacle³ 7.4f (Philips Medical Systems, Madison, WI), tanto en desviación en porcentaje de UM para cada haz como en desviación ponderada en dosis absorbida (en adelante dosis) en el punto de prescripción, según:

$$(\text{desv. UM } \%)_i = \frac{(UM_{cal} - UM_{pinnacle})_i}{(UM_{pinnacle})_i} \cdot 100 \quad (3)$$

para cada campo i de la planificación.

$$(\text{desv. UM ponderadas})_{i,j} = \frac{(UM_{cal} - UM_{pinnacle})_i}{(UM_{pinnacle})_i} \cdot \frac{(\text{dosis campo})_i}{(D_{Total/session})_j} \quad (4)$$

para cada campo i perteneciente a la prescripción j . La ecuación (4) muestra la desviación de UM ponderada con dosis, de modo que si el peso del campo es pequeño, la desviación ponderada con dosis será pequeña aunque (3) sea grande. Así, una desviación de muy pocas UM en un campo con bajas UM puede suponer una desviación grande en (3), pero dado que su peso dosimétrico es pequeño, mostrará un valor pequeño con la fórmula (4). En lo que sigue se usará sólo la ecuación (3), pero se ha incluido la ecuación (4) por ser de uso en la práctica clínica para haces con pocas UM.

1. Obtención del factor de dispersión del cabezal o factor de campo en aire, $O_o(c)$.

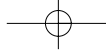
Para calcular $O_o(c)$ se necesita modelar la fuente de radiación dispersa extrafocal. Para ello hemos adaptado las ideas expuestas en el artículo de Oloffson et al⁴ en el que se modela la fluencia generada en el cabezal del acelerador basándose fundamentalmente en los trabajos previos de Ahnesjö et al⁵⁻⁷. La fluencia total del haz de radiación Ψ_{tot} se puede separar en: *fluencia primaria*, Ψ_p (la que alcanza el punto de cálculo proveniente directamente desde el blanco); *fluencia extra focal*, Ψ_e (proviene de la parte visible de la base del filtro aplanador desde el punto de cálculo); *fluencia del colimador*, Ψ_c (proviene de la radiación dispersa producida en los bordes del colimador); y *fluencia del modulador*, Ψ_m , si hubiera uno presente en el haz (cuñas, compensadores, etc.). La fluencia del modulador no se incluye en el trabajo de Oloffson et al⁴ ni en éste. Por tanto⁴⁻⁷:

$$\Psi_{tot}(x,y,z) = \Psi_p(x,y,z) + \Psi_e(x,y,z) + \Psi_c(x,y,z) \quad (5)$$

(x,y,z) = coordenadas del punto de cálculo, siendo (0,0,0) el isocentro.

Las UM también se pueden descomponer según el origen:

$$UM_{tot} = UM_p + UM_e + UM_c = UM_o + UM_c \quad (6)$$



donde UMc son las unidades monitor contadas por el acelerador debidas a la radiación retrodispersada desde los colimadores hasta las cámaras monitoras y $UMo = UMp + UMe$ (debidas al haz primario y extrafocal, respectivamente). UMc es el único componente de $UMtot$ que depende del tamaño de campo.

El factor de campo en aire, generalizado a cualquier campo y punto del espacio (x,y,z) relativo a las condiciones de referencia (campo 10 cm x 10 cm en el isocentro) se expresa mediante⁴:

$$Oo(c)(x,y,z) = \frac{[\Psi_p + \Psi_e + \Psi_c]f(x,y,z)}{[\Psi_p + \Psi_e + \Psi_c]ref(0,0,0)} \cdot \frac{[UMp + UMe + UMc]f(0,0,0)}{[UMp + UMe + UMc]ref(0,0,0)} \quad (7)$$

Al definir en este artículo y en las referencias 4-7 $Oo(c)$ para cualquier punto del espacio y no sólo en el isocentro, la definición mostrada en (7) es diferente a la definición de $Oo(c)$ tal y como se cita en los documentos de la ESTRO^{2,3}, cuyos procedimientos son sólo para cálculos en el isocentro.

Tras restar la contribución del colimador, se puede demostrar que en el isocentro se cumple que⁴:

$$[Oo(c) - \Psi_c]f(0,0,0) = [\Psi'_p + \Psi'_e]f(0,0,0) + K\Psi_e \cdot E(0,0,0) \quad (8)$$

donde $\Psi'_p = \frac{[\Psi_p]f}{[UMp + UMe + UMc]ref}$; y similar expresión para Ψ'_e .

$K\Psi_e$ es una constante y $E(0,0,0)$ es la integral de radiación dispersa debida a la fuente extendida que alcanza el isocentro para un campo irregular genérico, modelada mediante una distribución gaussiana (ver anexo B para detalles).

Realizando un ajuste lineal sobre la ecuación (8) usando las medidas experimentales de $Oo(c)$ en el isocentro para campos de 3 cm x 3 cm a 40 cm x 40 cm, se obtiene como pendiente el parámetro del modelo $K\Psi_e$, y como término independiente Ψ'_p (al ser fluencia primaria, no depende de la apertura de los colimadores y por tanto: $\Psi'_p,f = \Psi'_p,ref = \Psi'_p$).

Como se ha comentado, la fluencia Ψ_e de radiación dispersa de la fuente extendida depende de la porción visible del filtro aplanador desde el punto de cálculo. Se puede estimar fácilmente, para una geometría de cabezal dada, el tamaño de campo a partir del cual se vería la totalidad del filtro desde el isocentro (campos mayores de 21 cm x 21 cm para el acelerador Primus de Siemens, ver anexo A para detalles). A partir de ese tamaño de campo, la contribución de dispersa en el isocentro por parte de la fuente extendida se estabiliza a una constante y no aumentará con el tamaño de campo. Si se estima

para esos campos Ψ_c / Ψ_{ref} basándonos en la literatura^{5,6} y se descuenta esta contribución a $Oo(c)$, la variación de $Oo(c) - \Psi_c / \Psi_{ref}$ con el tamaño de campo para campos mayores a 21 cm x 21 cm se deberá únicamente a UMc , el único componente que queda en $Oo(c) - \Psi_c$ dependiente del tamaño de campo. Se puede realizar entonces una aproximación con un ajuste lineal de tipo⁴:

$$\frac{1}{Oo(c) - \Psi_c} = UMo + UMc = UMo + KUMc \cdot MC(X1, X2, Y1, Y2) \quad (9)$$

donde:

$$MC = \frac{\sqrt{\frac{\pi}{2}} \cdot FSmax \cdot \sqrt{\frac{\pi}{2}} \cdot FSmax - Y1 - Y2}{ds - dcm} + \frac{(Y1 + Y2) \cdot \left[\sqrt{\frac{\pi}{2}} \cdot FSmax - X1 - X2 \right]}{di - dcm} \quad (10)$$

Siendo:

$FSmax$: tamaño de campo máximo, usualmente 40 cm x 40 cm.

ds, di, dcm : distancias fuente - colimador superior, inferior, y distancia fuente - cámara monitora respectivamente (fig. B1 de anexo B para más detalles).

Una vez obtenidos los parámetros del modelo $UMo, KUMc, \Psi'_p$ y $K\Psi_e$, se puede obtener el factor de campo en aire mediante la ecuación (7), teniendo en cuenta que para un punto genérico (x,y,z)⁴:

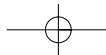
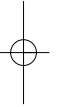
$$\Psi_p(x,y,z) = \Psi_p(0,0,0) \cdot \frac{100^2}{x^2 + y^2 + (100 - z)^2} \cdot p(r) \quad (11)$$

$$\Psi_e(x,y,z) = K\Psi_e \cdot E(x,y,z) \cdot Cang(\gamma) \cdot \frac{(diso - de)^2}{x^2 + y^2 + (diso - de - z)^2} \quad (12)$$

$$\Psi_c / \Psi_{ref} = K\Psi_c \cdot 2(X1 + X2 + Y1 + Y2) \cdot \frac{(diso - dl)^2}{(diso - dl - z)^2} = \frac{[-0,0026 \ln(MV) + 0,01091]}{4 FSmax} \cdot 2(X1 + X2 + Y1 + Y2) \cdot \frac{(diso - dl)^2}{(diso - dl - z)^2} \quad (13)$$

$Cang(\gamma)$ es un factor^{4,5} que tiene en cuenta la variación de la sección eficaz de dispersión y pérdida de energía por efecto Compton de los fotones al atravesar el filtro aplanador en la línea oblicua que une la fuente con el punto de cálculo (x,y,z). $Cang(0) = 1$ si no hay oblicuidad (es decir, cálculo en el eje del haz).

$diso$ y de son las distancia fuente isocentro y distancia fuente - base del filtro aplanador, respectivamente.



di es la distancia fuente-base superior del colimador inferior (X , ver fig. B1 en apéndice B para detalles).

$p(r)$ es un factor que tiene en cuenta la variación relativa de fluencia fuera del eje⁵ (sin incluir la ley del inverso del cuadrado de la distancia). Para la obtención de este factor se efectúan medidas fuera del eje del haz para diferentes coordenadas r , como se describe más adelante en el apartado de material y métodos. Se realiza entonces de nuevo el ajuste propuesto en la ecuación (8) para cada posición fuera del eje y se obtienen para cada posición un par de valores diferentes ($\Psi p(r)$, $K\Psi e(r)$), donde r es la distancia radial al eje del haz). Como existe simetría radial en el modelo [$\Psi p(r)$, $K\Psi e(r)$] \rightarrow [$\Psi p(x)$, $K\Psi e(x)$]. Entre las posiciones de x medidas, se interpolan los valores de Ψp y $K\Psi e$.

Los cocientes cuadráticos en (11)-(13) son la ley del inverso del cuadrado desde el origen de cada tipo de radiación (primaria, dispersa, o de colimadores). En el caso de colimadores, se ignora el efecto *off axis*, que tiene poca relevancia dado que la influencia de Ψc y UMc es pequeña (partes por mil como mucho⁶, por lo que tampoco es mala aproximación obviar por completo la contribución del colimador en este modelo). En el presente trabajo se ha optado por incorporar este efecto al modelo.

Por tanto, mediante un modelo semiempírico de ajustes lineales de las ecuaciones (8) y (9), a partir de medidas de $Oo(c)$ en el propio acelerador de cada usuario, se pueden obtener las constantes "locales": $K\Psi e$, Ψp , $KUMc$ y UMo , y hacer a partir de estos parámetros el cálculo de $Oo(c)$ para campos de forma cualquiera.

Hay que reseñar que la ley del inverso del cuadrado de las expresiones (11), (12) y (13) es para brazo a 0°. Para brazo distinto a 0° se utiliza una transformación matricial de coordenadas[†] de modo que se tenga en cuenta la variación de posición al girar el brazo en la fuente u origen de cada tipo de radiación (Ψp , Ψe , Ψc)

Este modelo tiene en cuenta el efecto de intercambio de colimadores de modo natural, dado que se basa en aspectos físicos y geométricos.

2. Obtención del factor de dispersión de maniquí, Sp .

Siguiendo el método de integración de sectores de Clarkson⁸,

$$Sp(s) = 1/n \sum_{i=1}^n Sp(ri/0,5611) \quad (14)$$

donde ri son los radios de los sectores circulares y se ha aplicado la equivalencia⁹ entre campos cuadrados y circulares de:

$$s = r / 0,5611 \quad (15)$$

[†]http://idam.ladei.org.ar/Tutoriales/Direct3D/Intro_MatTransf.html

En la hoja de cálculo se introducen por tanto los factores de dispersión de maniquí para campos cuadrados, y a partir de las ecuaciones (14) y (15) (con $n=36$) se estima el Sp para el campo irregular s .

En el anexo C se incluyen los detalles básicos necesarios para la implementación del método de Clarkson en la hoja de cálculo.

3. Obtención de la razón tejido-maniquí $T(z,s)$.

Tufve Nyholm et al.¹⁰ proponen una interesante parametrización de la dosis en profundidad en función del $TPR^{20,10}$ del haz partiendo de la integración de *pencil beams*.

Para campos circulares, suponiendo fluencia homogénea Ψo dentro del haz la integración sobre el radio R del campo para el *pencil beam*:

$$D(z,R) = \Psi o \int_0^R \int_0^{\rho} (r,z) 2\pi r dr = 2\pi \Psi o \left[\frac{A}{a}(z)[1-\exp(-azR)] + \frac{B}{b}(z)[1-\exp(-bzR)] \right] \quad (16)$$

Aplicando la equivalencia de la ecuación (15):

$$T(z,Se) = \frac{D(z,Se)}{D(10,Se)} = \frac{\left[\frac{A}{a}(z) \cdot (1 - \exp[-0,5611az \cdot Se]) + \frac{B}{b}(z) \cdot (1 - \exp[-0,5611bz \cdot Se]) \right]}{\left[\frac{A}{a}(10) \cdot (1 - \exp[-0,5611a \cdot 10 \cdot Se]) + \frac{B}{b}(10) \cdot (1 - \exp[-0,5611b \cdot 10 \cdot Se]) \right]} \quad (17)$$

Los factores, $A/a(z)$, $B/b(z)$, az y bz se obtienen de diferentes ecuaciones de ajuste¹¹, cada una de ellas parametrizadas con 5 coeficientes de ajuste A_i , B_i y b_i ($i=1, \dots, 5$). En el artículo, se ofrecen los valores de los 102 coeficientes obtenidos que minimizan la función coste para un conjunto amplio de aceleradores (válido para valores de $TPR_{20,10}$ entre 0,61 y 0,80, que en general cubre el rango de la práctica clínica). Por tanto, es una solución general para la estimación de T , no es el valor medido o calculado de usuario.

El cuadrado equivalente Se al campo irregular s se calcula como la raíz cuadrada del área expuesta:

$$Se = \sqrt{\text{areaxpuesta}} \quad (18)$$

La variación entre T estimado mediante este método ofrece una desviación menor a 2% en la mayoría de los casos investigados por los autores¹⁰. Se ha realizado una comparativa entre T calculado para campos cuadrados mediante formalismo de la ESTRO^{2,3} y mediante el método de Nyholm, y las desviaciones son menores a 2%. La hoja de cálculo tiene la opción de poder utilizar también el método de estimación de T con for-

malismo de la ESTRO a partir de los rendimientos en profundidad medidos.

Material y métodos

Las medidas se realizaron en el analizador automático de haces PTW MP3, con el programa de análisis de haces Mephysto 7.33. El electrómetro de medida fue un PTW UNIDOS E 10008 y una cámara farmer de 0,6 cc PTW 30013 (PTW, Freiburg, Alemania) para la determinación del factor de campo en aire. Los valores tabulados de S_p se obtuvieron a partir de las medidas del factor de campo global O_R , medido para la etapa de modelado de haces en el sistema de planificación. Se usó para la obtención de O_R la cámara semiflex 0,125cc PTW 31010 (PTW, Freiburg, Alemania).

Para la obtención de medidas del factor de campo en aire $O_o(c)$, se utilizó una caperuza de aluminio de 6 mm de espesor, mecanizada para alojamiento de la cámara PTW 30013. Dicho espesor es suficiente para eliminar los electrones contaminantes de 6 y 18MV, por lo que la relación de lecturas del campo XxY respecto al campo de referencia de 10 cm \times 10 cm en el isocentro coincide (en muy buena aproximación) con $O_o(c)$. La orientación de la cámara fue con su eje longitudinal sobre el eje del haz. En las medidas fuera del eje para la posterior obtención de $\Psi_p(r)$, se aplicó el método descrito por Georg¹¹ para deshacer la divergencia del eje del haz respecto al eje longitudinal del detector. Para ello se calculó el pequeño giro de brazo necesario para medir en cada posición fuera del eje. Se midieron factores de campo en aire en el isocentro para campos desde 3 cm \times 3 cm a 40 cm \times 40 cm (14 campos cuadrados para cada energía) y medidas fuera del eje para al menos 4 puntos (tantos como el usuario quiera que haya corrección fuera de eje de fluencia primaria, aconsejable al menos 10 cm a cada lado del eje) a cada lado en la dirección izquierda- derecha de paciente (31 campos para cada energía). Las medidas adicionales (mostradas en la sección de resultados) tanto en el isocentro como en puntos diferentes para campos rectangulares, asimétricos e irregulares, sirven de verificación de la bondad del modelo pero no son necesarias para la obtención de los parámetros del mismo.

Las medidas fuera del eje del haz son para las coordenadas x : $x=1,8$ cm (brazo a 359° para deshacer divergencia); $x=3,5$ cm (brazo 358°); $x=5,2$ cm (brazo 357°); $x=7$ cm (brazo 356°), etc., para el resto de posiciones mostradas en la tabla 2. El punto de medida fuera de eje debe estar en la zona "plana" (es decir, de alta dosis y bajo gradiente) del perfil de fluencia para cada campo cuadrado utilizado.

Para todos los campos (los necesarios para el modelo y los de comprobación) se realizan dos medidas en cada punto y se comprueba la repetibilidad de la medida. También se comprueba la simetría al medir en puntos si-

métricos fuera del eje. Se realizaron medidas simétricas en $-x$ (izquierda -derecha de paciente) para giros de brazo de 1°, 2°, 3° y 4° respectivamente, verificando que la desviación respecto a la posición simétrica es pequeña (0,5% desviación máx.), salvo para los haces que no tienen simetría respecto al eje Y (como sucede para el campo de E invertida).

Se realizaron medidas en el isocentro, otros puntos del eje y en puntos genéricos $(x,0,z)$ para campos simétricos y asimétricos. No se midió fuera del eje para la dirección Y (cabeza pies de paciente). Por ser un modelo con simetría de revolución no es necesario medir en este eje para el modelado, aunque tampoco se han evaluado las desviaciones del cálculo respecto a medidas en puntos de dicho eje, si bien la simetría del haz de radiación hace suponer que las desviaciones para ese eje sean similares.

Los campos irregulares verificados son los propuestos en el texto de Georg et al¹². Se planificaron en Pinnacle v7.4f (Philips Medical Systems, madison, WI) y se exportaron al acelerador para su medida, tanto en aire como en agua.

Para S_p no son necesarias medidas adicionales a las ya disponibles de factores de campo O_R medidos en agua para campos cuadrados, por lo que aprovechamos los ya disponibles e introducidos en el sistema de planificación. Dichos factores de campo fueron medidos con cámara de ionización PTW 31010, situada perpendicular al eje del haz a la profundidad de 10 cm para campos de lado mayor o igual a 4 cm y con diodo de fotones PFD de Scanditronix situado paralelo al eje del haz para haces de lado menor o igual a 4 cm.

Resultados y discusión

Resultados de los parámetros del modelo de $O_o(c)$ para el acelerador Primus del HCSC

En las figs. 1 y 2 se muestran los parámetros del modelo para la energía de 6MV obtenidos en los ajustes li-

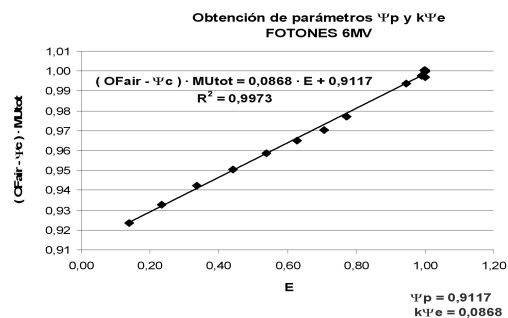


Fig. 1. Parámetros obtenidos del ajuste de la ecuación (8) para la energía de 6MV.

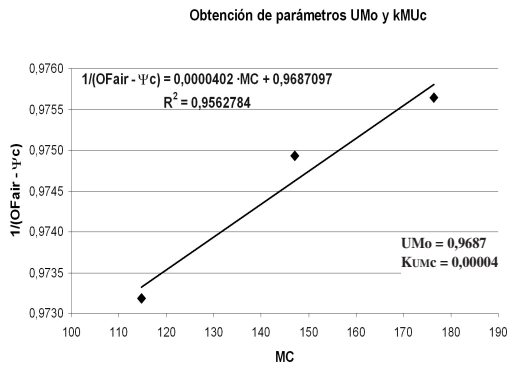


Fig. 2. Parámetros obtenidos del ajuste de la ecuación (9) para la energía de 6MV.

neales de las ecuaciones (8) y (9) respectivamente a partir de los factores de campo medidos en aire en isocentro. Similarmente se obtienen gráficas análogas para 18MV y para cada posición *off axis* para la estimación de $\Psi p(r)$ y $K\Psi e(r)$.

Se observa en la fig. 2 que el coeficiente de correlación lineal no es óptimo ($R^2 = 0,956$), pero se acepta dada la pequeña magnitud de la corrección de colimador.

En la tabla 1 se muestran los parámetros obtenidos en los ajustes del modelo.

Tabla 1. Parámetros obtenidos de los ajustes del modelo gaussiano de dispersión del cabezal.

Parámetro	6MV	18MV
$\Psi p_{,iso}$	0,91169	0,91796
$K\Psi e_{,iso}$	0,08680	0,08123
$KUMc(cm^{-1})$	0,0000402	0,0000762
$K\Psi c(cm^{-1})$	0,0000462	0,0000324
$UMo=UMp+UMe$	0,968710	0,96303

En la tabla 2 se muestran los valores de los ajustes del modelo obtenidos para distintos puntos fuera del eje.

Tabla 2. Parámetros del modelo gaussiano en puntos fuera del eje del haz. *n* es el número de campos cuadrados medidos para cada posición fuera de eje.

6MV	<i>x</i> = 1,8 cm (<i>n</i> = 8)	<i>x</i> = 3,5 cm (<i>n</i> = 6)	<i>x</i> = 5,2 cm (<i>n</i> = 5)	<i>x</i> = 7cm (<i>n</i> = 4)	<i>x</i> = 10,5cm (<i>n</i> = 3)	<i>x</i> = 12,2cm (<i>n</i> = 3)	<i>x</i> = 13,9cm (<i>n</i> = 2)
$\Psi p(ro)$	0,91315	0,94540	0,96319	0,97059	0,98713	1,01397	1,01397
$K\Psi e(ro)$	0,08859	0,08384	0,08000	0,07600	0,07000	0,06000	0,06000
18MV	<i>x</i> = 1,8 cm (<i>n</i> = 8)	<i>x</i> = 3,5 cm (<i>n</i> = 6)	<i>x</i> = 5,2 cm (<i>n</i> = 5)	<i>x</i> = 7cm (<i>n</i> = 4)	<i>x</i> = 10,5cm (<i>n</i> = 3)	<i>x</i> = 12,2cm (<i>n</i> = 3)	<i>x</i> = 13,9cm (<i>n</i> = 2)
$\Psi p(ro)$	0,90933	0,93866	0,96674	0,97038	0,98616	0,97997	0,97997
$K\Psi e(ro)$	0,07948	0,08977	0,06000	0,05000	0,04000	0,03000	0,03000

Los valores de σ (ver anexo B para detalles) de la distribución gaussiana extraídos del auto modelado de Pinnacle son:

$$\sigma (6MV) = 0,863036$$

$$\sigma (18MV) = 0,805534$$

Con objeto de introducir el mínimo error por redondeo, en la hoja de cálculo se han utilizado los parámetros con los decimales mostrados en las tablas 1 y 2, que no deben entenderse como cifras significativas.

En la fig. 5 se muestran las desviaciones en % en $Oo(c)$ y OR entre medidas y cálculo independiente de UM para los 609 campos verificados. Las dos gráficas superiores en la fig. 5 se refieren a la desviación en $Oo(c)$ medido respecto al método de cálculo de fluencia gaussiana para 6 y 18MV (se omiten las desviaciones respecto al método de la ESTRO en la gráfica para simplificar la visualización de la misma).

En parte inferior de la fig. 5 se detallan las desviaciones en % entre medidas y diferentes métodos de cálculo para OR en 6MV y 18MV. Se incluyen entre estos métodos de cálculo de UM, el cálculo ofrecido por el sistema de planificación Pinnacle v7.4f, el presentado en este artículo (fluencia+Clarkson), y el basado en el formalismo de la ESTRO, que se ha desdoblado en 2 distintos, según el método utilizado para la obtención del campo cuadrado equivalente. Así, el método denominado "UMcal-raíz cuadrada" obtiene el cuadrado equivalente a partir de la raíz del área expuesta, es decir, la ecuación (18), mientras que "UMcal-Sterling" utiliza el método de Sterling para la determinación del campo equivalente (utilizando para la abertura del colimador X el promedio, x_{avg} , de las aberturas de las láminas).

El método de cálculo independiente basado en Clarkson y fuente extrafocal gaussiana es el que ofrece menor desviación respecto al sistema de planificación y a las medidas experimentales, tanto en $Oo(c)$ como en OR .

En las gráficas de OR se observa que, en el caso de usar el formalismo de la ESTRO para la obtención de OR , el método de obtención del campo equivalente mediante raíz del área expuesta presenta mayores desviaciones respecto al método de Sterling en campos rectangulares. Las desviaciones en campos irre-

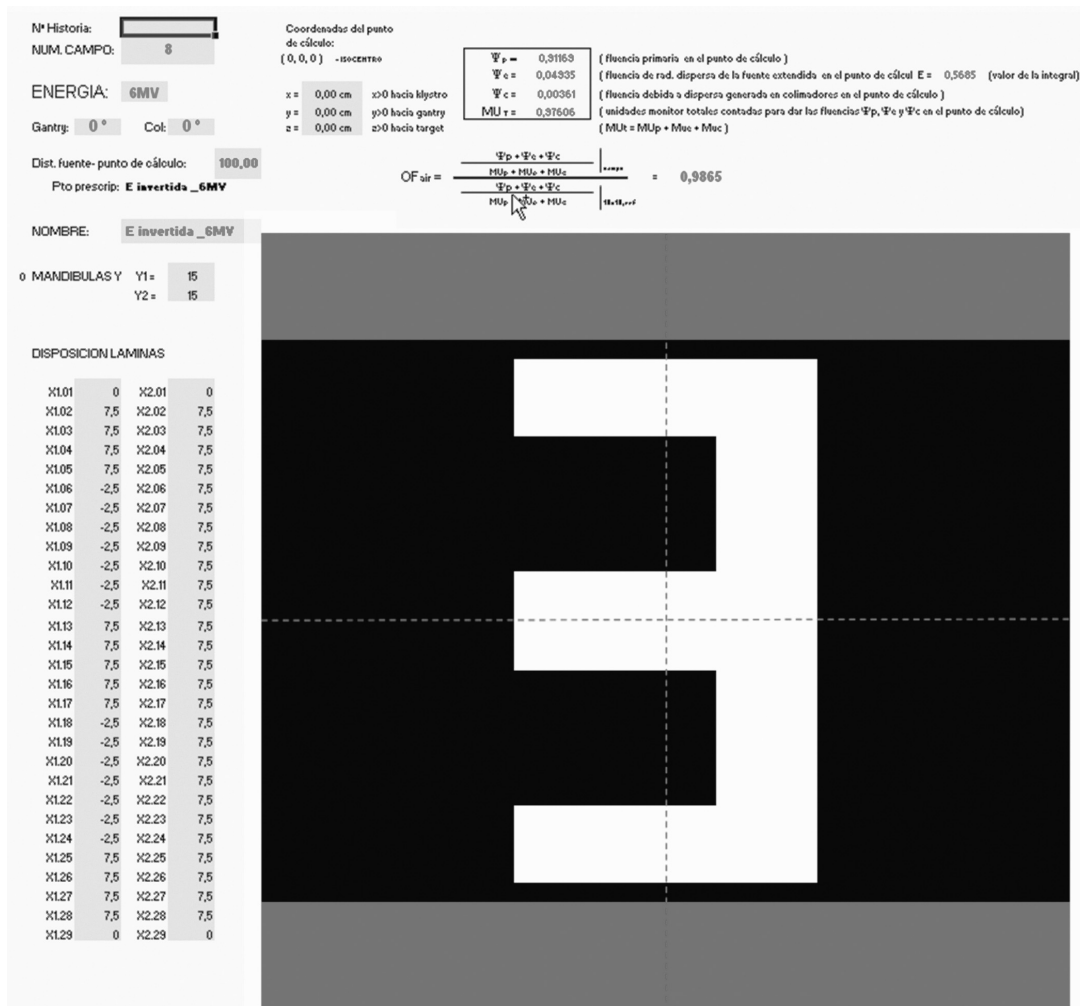
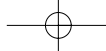


Fig. 3. Hoja de cálculo UM. (En la figura se muestra la pantalla para el cálculo de factor de campo en aire para campo en E invertida).

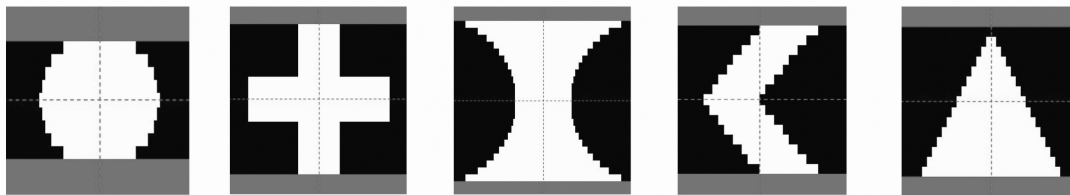
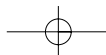


Fig. 4. Ejemplos de campos irregulares verificados (circular, cruz, belly, flecha, triangular).

gulares son similares para ambos métodos (ligera- mente menores en el método de *xavg*, un 0,5% en promedio) y en las gráficas se representa únicamente

el método de raíz del área expuesta para el caso de campos irregulares (zonas 3 y 4) para facilitar la vi- sualización.



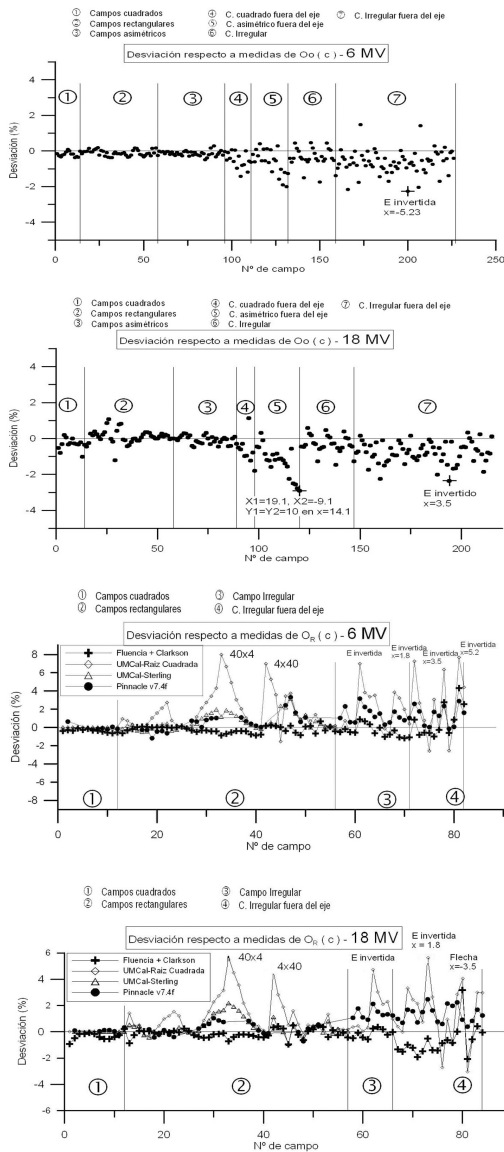
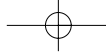


Fig. 5. Desviación en % respecto a medidas para diferentes métodos de cálculo (sistema de planificación y diferentes métodos independientes: fluencia+clarkson y formulismo de la ESTRO con Sterling y con raíz del área). Ver texto para detalles. En $O_o(c)$ sólo se evalúan desviaciones del método de cálculo de fluencia gaussiana.

En las tablas 5, 6 y 7 se incluyen valores numéricos de desviación en % entre medidas de $O_o(c)$ y OR y cálculo mediante fluencia gaussiana y método de Clarkson para algunos campos representativos.

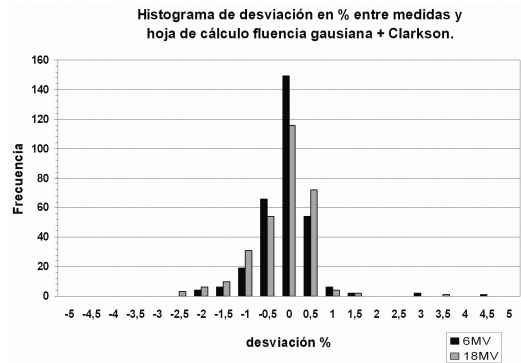


Fig. 6. Histograma de desviaciones en % de $O_o(c)$ y OR entre medidas y cálculo mediante el modelo de fluencia+Clarkson para 309 campos en fotones 6MV y 299 campos en fotones de 18MV.

En la fig. 6 se muestra el histograma de desviaciones entre medidas y el cálculo mediante el método basado en fuente extrafocal gaussiana y Clarkson es menor del 1,5% en la práctica totalidad de los campos verificados.

La reproducibilidad de las medidas fue muy buena (<0,3%), incluso para las irradiaciones con medida más compleja y con mayores incertidumbres de medida, como medidas fuera del eje con leve inclinación de brazo que diferían de las medidas en puntos fuera del eje simétricos en menos de un 0,5%.

Resultados $O_o(c)$ y $OR(s)$. Fotones 6MV

En fotones de 6MV y para el factor de campo en aire $O_o(c)$, se han evaluado 14 campos cuadrados en isocentro entre 3 cm x 3 cm y 40 cm x 40 cm (desviación máxima de 0,3% entre cálculo y medidas en campo 35 cm x 35 cm), 22 campos cuadrados de 6 cm x 6 cm a 40 cm x 40 cm en puntos distintos al isocentro (desviación máxima: 1,2% en campo 30 cm x 30 cm a 10,5 cm fuera del eje del eje), 44 campos rectangulares entre 4 cm y 40 cm en el isocentro (desviación máxima: 0,4% campo 20 cm x 10 cm), 30 campos asimétricos en el isocentro (desviación máxima: 0,5% para el campo $x_1=1,5$; $x_2=10$; $y_1=10$; $y_2=2$), 22 campos asimétricos en puntos distintos al isocentro (desviación máxima: 2% para el campo $x_1=-9,1$; $x_2=19,1$; $y_1=10$; $y_2=10$, a distancia fuera del eje $x=13,9$ cm) y 95 campos irregulares en isocentro (desviación máxima: 1,5% para campo en E invertida) y campos irregulares fuera del isocentro (desv. máx. de 2,3% en coordenada fuera del eje de $x=5,2$ cm, también para E invertida).

Para $OR(s)$ en 6MV, las desviaciones máximas fueron de 0,6% para los 12 campos cuadrados verificados en isocentro (campo 35 cm x 35 cm), 0,9% en los 44 campos rectangulares comprobados en isocentro (desv. máxi-

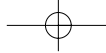


Tabla 3. Desv. máx en % entre hoja de cálculo de fluencia + Clarkson y medidas para Oo y OR en 6MV.

Tipo de campo	Punto de medida	desv máx Oo(c)	desv máx OR(s)
Cuadrados	en isocentro	0,3%	0,6%
	distinto a isocentro	1,2%	-
Rectangulares	en isocentro	0,4%	0,9%
Asimétricos	en isocentro	0,5%	-
	distinto a isocentro	2%	-
Irregulares	en isocentro	1,5%	0,9%
	distinto a isocentro	2,3%	4,3%

Tabla 4. Desv. máx. en % entre hoja de cálculo de fluencia+Clarkson y medidas para Oo(c) y OR en 18MV.

Tipo de campo	Punto de medida	desv máx Oo(c)	desv máx OR(s)
Cuadrados	en isocentro	1,0%	0,6%
	distinto a isocentro	2,4%	-
Rectangulares	en isocentro	1,2%	0,9%
Asimétricos	en isocentro	0,5%	-
	distinto a isocentro	2,9%	-
Irregulares	en isocentro	1,3%	0,6%
	distinto a isocentro	2,4%	2,1%

ma para el campo 40 cm x 4 cm) y 0,9% y 4,3% para 26 campos irregulares en isocentro y fuera del mismo (ambos son para el caso extremo de campo en forma de E invertida y el punto fuera del eje a 5,2 cm. En la tabla 3 se exponen los resultados de 6MV. Quitando este punto de desviación máxima, las desviaciones restantes son, en general, en torno a 1 ó 2% para el resto de campos irregulares y puntos distintos al isocentro. Ver figs. 5 y 6 y tablas 3 y 5 a 7 para más detalles.

Resultados Oo(c) y OR(s). Fotones 18MV

Los resultados para 18MV son similares a los obtenidos en 6MV. En la tabla 4 se muestran las desviaciones máximas. Las desviaciones máximas en cada grupo de campos

en Oo(c) para 18MV fueron de 1% para el campo 35 cm x 35 cm, 2,4% para el campo 40 cm x 40 cm en el punto fuera del eje de 13,9 cm. Para campos rectangulares en isocentro, la medida presenta una desviación máxima de 1,2% para el campo 20 cm x 10 cm; en campos asimétricos en isocentro, 0,5% para el campo asimétrico x1=x2=y1=10 y2=3 en isocentro y fuera del isocentro el campo que más se desvía es el 2,9% para el campo asimétrico x1=19,1, x2=-9,1 y1=y2=10 en el punto fuera de eje 14,1 cm. De los campos irregulares en isocentro, nuevamente la E invertida muestra la desviación máxima con 1,3% y para puntos distintos al isocentro, el campo irregular que más se desvía es la E invertida a 3,5 cm fuera de eje (2,4%).

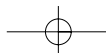
Las desviaciones máximas en OR(s) para 18MV son: 0,6% para campos cuadrados el campo 25 cm x 25 cm,

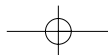
Tabla 5. Ejemplos de desv en % para 6MV para Oo(c) y OR(s). Campos cuadrados, rectangulares y asimétricos.

X1	X2	Y1	Y2	x	y	z	Oo.med	Oo.cal	desv%	X	Y	x	y	z	OR.med	OR.cal	desv%
2	2	2	2				0,9531	0,9504	-0,3	4	4	0	0	0	0,8584	0,8551	-0,4
3,5	3,5	3,5	3,5				0,9804	0,9785	-0,2	7	7				0,9381	0,9369	-0,1
7,5	7,5	7,5	7,5				1,0188	1,0172	-0,2	15	15				1,0662	1,0626	-0,3
15	15	15	15	0	0	0	1,0314	1,0283	-0,3	20	20				1,1078	1,1038	-0,4
20	20	20	20				1,0331	1,0330	0,0	40	40				1,1814	1,181	-0,5
20	13	6	3				1,0006	0,9978	-0,3	10	20				1,0488	1,054	0,1
4,2	0,8	2	2				0,9578	0,9559	-0,2	10	40				1,0706	1,0708	0,0
1,5	8,5	5	5				1,0367	1,0303	-0,6	20	10				1,0395	1,0345	-0,5
2,3	12,7	7,5	7,5	5,2	0	-0,1	1,0637	1,0608	-0,3	40	10				1,0567	1,0524	-0,4
12,7	2,3	7,5	7,5	-5,2	0	-0,1	1,0565	1,0608	0,4	40	6				0,9862	0,9793	-0,7
3	17	10	10	7,0	0,0	-0,2	1,0747	1,0688	-0,5	6	40				1,0011	1,0031	0,2

Tabla 6. Ejemplos de desviaciones en % para Oo(c). Campos irregulares. Fotones 6MV.

Campos	x	y	z	Oo.med	Oo.cal	desv%	x	y	z	Oo.med	Oo.cal	desv%
circ 6MV_10 cm	0	0	0	0,9982	0,9920	-0,6	-1,8	0	9,98	1,239	1,2268	-1,0
circ 6MV_20 cm	0	0	0	1,0255	1,0213	-0,4	-1,8	0	9,98	1,2753	1,2668	-0,7
belly 6MV_12 cm	0	0	0	1,027	1,0268	0,0	-1,8	0	9,98	1,2759	1,2719	-0,3
triangular 6MV	0	0	0	1,0018	0,9982	-0,4	-1,8	0	9,98	1,239	1,2329	-0,5
cruz 6MV	0	0	0	1,0101	1,0056	-0,4	-1,8	0	9,98	1,2551	1,2432	-0,9
E invert_6MV	0	0	0	1,0015	0,9865	-1,5	-1,8	0	9,98	1,2444	1,2161	-2,3
circ 6MV_10 cm	0	0	10	1,2357	1,2282	-0,6	-3,5	0	9,94	1,258	1,2506	-0,6
circ 6MV_20 cm	0	0	10	1,2693	1,2635	-0,5	-3,5	0	9,94	1,310	1,2996	-0,8
belly 6MV_12 cm	0	0	10	1,2714	1,2697	-0,1	-3,5	0	9,94	1,302	1,3000	-0,1
cruz 6MV	0	0	10	1,2518	1,2449	-0,6	-3,5	0	9,94	1,282	1,2672	-1,1
E invert_6MV	0	0	10	1,2408	1,219	-1,8	-3,5	0	9,94	1,276	1,2503	-2,0
circ 6MV_20 cm	0	0	-15	0,7739	0,7704	-0,5	-5,2	0	9,86	1,320	1,3132	-0,5
cruz 6MV	0	0	-15	0,762	0,758	-0,5	-5,2	0	9,86	1,287	1,2734	-1,0
E invert_6MV	0	0	-15	0,7555	0,745	-1,4	-5,2	0	9,86	1,281	1,2657	-1,2



Tabla 7. Ejemplos de desviaciones en % para $OR(s)$. Campos irregulares. Fotones 6MV.

Campo	Coord fuera del eje. (cm)			MEDIDA OR		CÁLCULO OR (Clarkson+fluencia gaussiana)			desv% Cámara	desv% Cámara
	x	y	z	Cámara 0,12cc	Cámara 0,6cc	O_o (c)	Sp	ORcalc	0,12cc	0,6cc
circ 6MV_20 cm	1,8	0	0	1,0960	1,0983	1,028	1,0620	1,0873	-0,8	-1,0
belly 6MV_12 cm	1,8	0	0	1,1112	1,1119	1,0286	1,0685	1,0990	-1,1	-1,2
triangular 6MV	1,8	0	0	0,9847	0,9843	0,9969	0,9760	0,9729	-1,2	-1,2
cruz 6MV	1,8	0	0	1,0207	1,0216	1,0051	1,0046	1,0097	-1,1	-1,2
E invertida_6MV (-A)	-1,8	0	0	0,9978	0,9997	0,9841	1,0224	1,0062	0,8	0,7
flecha_6MV (-A)	-1,8	0	0	0,9448	0,9365	0,9861	0,9504	0,9372	-0,8	0,1
circ 6MV_20 cm	3,5	0	0,1	1,1167	1,1167	1,058	1,0574	1,1101	-0,6	-0,6
belly 6MV_12 cm	3,5	0	0,1	1,1129	1,1125	1,0517	1,0476	1,1018	-1,0	-1,0
cruz 6MV	3,5	0	0,1	1,0269	1,0280	1,0256	0,9984	1,0240	-0,3	-0,4
E invertida_6MV (-A)	-3,5	0	0,1	1,0064	1,0066	1,0110	1,0229	1,0341	2,8	2,7
circ 6MV_20 cm	5,2	0	0,1	1,1163	1,1162	1,0601	1,0467	1,1096	-0,6	-0,6
cruz 6MV	5,2	0	0,1	1,0179	1,0185	1,0305	0,9963	1,0267	0,9	0,8
E invertida_6MV (-A)	-5,2	0	0,1	0,9938	0,9941	1,0228	1,0136	1,0368	4,3	4,3
cruz 6MV	7,0	0	0,2	0,9817	0,9734	1,0252	0,9819	1,0067	2,5	3,4
circ 6MV_r5 cm	0	0	0	0,875	---	0,955	0,9116	0,8705	-0,5	---
circ 6MV_20 cm	0	0	0	1,0930	---	1,0213	1,0640	1,0866	-0,6	---
E invertida_6MV	0	0	0	1,0004	---	0,9865	1,021	1,0093	0,9	---
belly 6MV_12 cm	0	0	0	1,1081	---	1,0268	1,072	1,1011	-0,6	---

0,9% 10 cm \times 40 cm en campos rectangulares y 0,6% en irregulares el campo circular de diámetro 20 cm en isocentro y 2,1% de desviación máxima para el mismo campo a 5,2 cm fuera del eje para el caso de puntos de medida diferentes al isocentro. En la tabla 4 se muestran las desviaciones máximas. Ver también figs. 5 y 6 para más detalles.

Conclusiones

El método presentado es alternativo al propuesto por la ESTRO^{2,3} y se basa en una distribución gaussiana para el cálculo relativo a condiciones de referencia de la radiación dispersa del cabezal (factor de campo en aire) y en el cálculo de dispersión en maniquí mediante el método de Clarkson.

Las desviaciones obtenidas, tanto para factor de campo en aire como el factor de campo total OR muestran desviaciones respecto a medidas en general menores a 0,5% con algunos puntos alejados del eje con desviaciones en torno a 1,5% - 2%. Para campos irregulares las desviaciones son similares, observándose una menor desviación respecto al sistema de planificación que mediante un cálculo basado en el formalismo de la ESTRO.

En el trabajo se ha mostrado la utilidad del modelo para campos complejos o con prescripciones fuera de eje, donde el cálculo de UM propuesto en la ESTRO ofrece mayores desviaciones.

ANEXO A. Geometría y parte visible del filtro aplanador desde el isocentro. Particularización para el cabezal del acelerador Primus.

Si α es el hemángulo de abertura del colimador circular primario, se define ro como el radio del filtro aplanador

irradiado por el haz primario. Como se ve en la fig. B1 en anexo B:

$$ro = de \cdot \tan(\alpha) \quad (A1)$$

con $ro = 2,40$ cm para el acelerador Primus. Mediante triángulos equivalentes, se halla la hemiabertura y' necesaria en el plano de colimador Y (a distancia de la fuente ds) para que desde el isocentro se "vea" y'' de la base del filtro aplanador mediante:

$$y' = y'' \cdot \frac{(diso - ds)}{(diso - de)} \quad (A2)$$

donde y'' es la proyección de y' en la base del filtro aplanador. y'' en el isocentro será por tanto:

$$Y = y' \cdot \frac{diso}{ds} = y'' \cdot \frac{(diso - ds)}{diso - de} \cdot \frac{diso}{ds} \quad (A3)$$

Análogamente para el colimador X se podría razonar igual:

$$X = x' \cdot \frac{diso}{di} = x'' \cdot \frac{(diso - di)}{diso - de} \cdot \frac{diso}{di} \quad (A4)$$

El tamaño de campo mínimo $X \times Y$ en el acelerador Primus a partir del cual se ve $ro = 2,4$ cm (o bien xo e yo en coordenadas cartesianas) del filtro aplanador es de 21 cm para la geometría del acelerador Primus.

A partir de ese tamaño de campo, la contribución de dispersa en el isocentro debido a la fuente extendida no aumenta pues ya se ve toda la fuente (hecho que se corrobora experimentalmente).

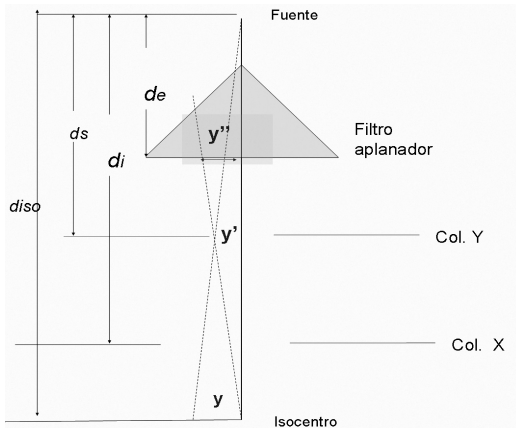
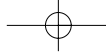


Fig. A1. Parte visible del filtro desde el isocentro.

La parte visible del filtro aplanador desde el isocentro es:

$$y' = y \cdot \frac{ds}{diso} \quad (A5)$$

y' : abertura col Y en el plano del colimador

$$y'' = y' \cdot \frac{diso - de}{diso - ds} = y \cdot \frac{ds}{diso} \cdot \frac{diso - de}{diso - ds} \quad (A6)$$

donde y'' es el filtro aplanador visto desde el isocentro con la abertura y' (para X sería semejante).

ANEXO B. Deducción de la integral de radiación dispersa de la fuente extendida extra focal y de la dependencia angular de la misma. Modelo gaussiano de fluencia.

El modelo usado para el cálculo de la contribución de radiación dispersa proveniente de la fuente extendida supone que procede principalmente de la base del filtro aplanador del acelerador.

Dicha radiación se modela mediante una gaussiana con centro en el eje del haz con simetría radial.

Como se ve en la fig. B1, el hemiángulo de abertura del colimador primario define la longitud radial ro irradiada del filtro aplanador. El colimador primario tiene simetría de revolución cónica, por lo que el problema tiene simetría respecto al eje del haz. De la figura B1 se obtiene:

$$ro = de \cdot \tan(\alpha) \quad (B1)$$

Según el modelo gaussiano, la radiación dispersa producida en el filtro aplanador decrece radialmente respecto al centro del mismo según:

$$f(r) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp(-r^2/2\sigma^2) \quad (B2)$$

Un anillo diferencial $2\pi r dr$ del filtro contribuye con la *scatter* diferencial δs :

$$\delta s(r) = f(r)2\pi r dr = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp(-r^2/2\sigma^2) 2\pi r dr = \frac{r dr}{\sigma^2} \exp(-r^2/2\sigma^2) \quad (B3)$$

La normalización a 1 se produce si se irradian todos los cascarones $2\pi r dr$ de 0 hasta ∞ :

$$E(\infty) = \int_0^\infty \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp(-r^2/2\sigma^2) 2\pi r dr = 1 \quad (B4)$$

Al truncar el colimador primario la radiación incidente sobre el filtro aplanador, la dispersa producida por éste no será 1, como lo sería si la radiación incidente sobre el filtro aplanador tuviera ángulo de abertura de 180° , en vez de la abertura real 2α . La integral de dispersión será pues, al truncar al hemiángulo de abertura:

$$E(ro) = Eo = \int_0^{ro} \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp(-r^2/2\sigma^2) 2\pi r dr = 1 - \exp(-ro^2/2\sigma^2) \quad (B5)$$

$$Eo = 1 - \exp(-ro^2/2\sigma^2) = 1 - \exp[-(de \cdot \tan(\alpha))^2 / 2\sigma^2] \quad (B6)$$

La desviación estándar de la distribución gaussiana σ introducida en el modelo para cada energía es la misma que la usada en el sistema de planificación en el modelado de los haces de nuestro acelerador y llamada en el sistema de planificación Pinnacle "gaussian width". Los valores σ de obtenidas del sistema de planificación son:

$$\sigma(6MV) = 0,863036 \rightarrow Eo(6MV) = 0,9609$$

$$\sigma(18MV) = 0,805534 \rightarrow Eo(18MV) = 0,9690,$$

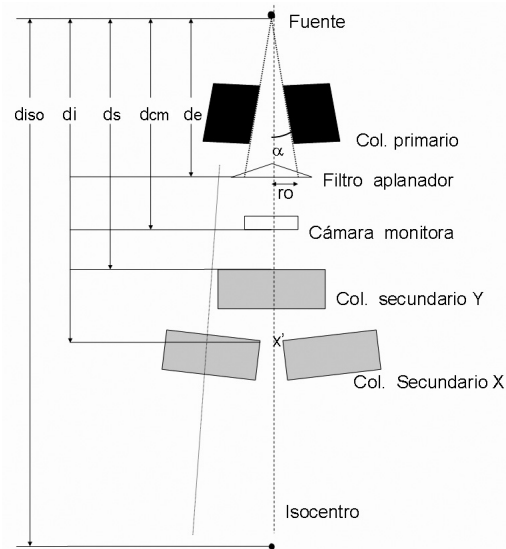
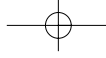


Fig. B1. Geometría y distancias del cabezal



donde se han usado los siguientes datos geométricos:
 Ángulo de hemiapertura del acelerador Primus: $\alpha = 14,125^\circ$
 Distancia fuente - base filtro aplanador: $de = 9,40$ cm
 Radio de zona irradiada filtro- aplanador: $ro = de \cdot \tan(\alpha) = 2,40$ cm

En general, los colimadores inferior y superior truncarán la visibilidad del filtro aplanador desde el punto de cálculo (ver figura B1), pasando a coordenadas cartesianas a x'' e y'' :

$$E_{iso}(X1, X2; Y1, Y2) = \int_0^{x''} \int_0^{y''} \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp[-(x^2 + y^2)/2\sigma^2] dx dy \quad (B7)$$

Donde y'' es la expresada en la ecuación (A6) (y de forma similar para x'' en la dirección x). Por tanto:

$$Oo(c)_{iso} = Oo(c)(0,0,0) = \frac{\Psi p_f}{\Psi_{tot,ref}} + \frac{K\Psi e}{\Psi_{tot,ref}} E_{iso}(X1, X2; Y1, Y2) + K\Psi c_2(X1 + X2 + Y1 + Y2) \quad (B8)$$

Sustituyendo E en la ecuación (B8) y generalizando para un punto (x, y, z) (incluyendo la ley del inverso del cuadrado de la distancia a cada "fuente" origen de cada radiación):

$$Oo(c)(x,y,z) = \frac{\Psi p_f}{\Psi_{tot,ref}} \cdot \frac{100^2}{x^2 + y^2 + (100-z)^2} \cdot p(t) + \frac{K\Psi e \cdot \text{cang}(\gamma)}{\Psi_{tot,ref}} \cdot \frac{(diso - de)^2}{x^2 + y^2 + (diso - de - z)^2} \cdot \iint_{\Delta x', \Delta y'} \frac{dx dy}{2\pi\sigma^2} \cdot \exp\left\{-\frac{(x^2 + y^2)}{2\sigma^2}\right\} + K\Psi c \cdot 2(X1 + X2 + Y1 + Y2) \cdot \frac{(diso - dl)^2}{(diso - dl - z)^2} \quad (B9)$$

donde $\Delta x'$, $\Delta y'$ es la parte visible del filtro aplanador en el eje X o Y desde el punto de cálculo (x,y,z) .

Isocentro: coordenadas cartesianas $(x,y,z) = (0,0,0)$.

Por tanto, para un punto general, que no sea el isocentro, bastaría con reemplazar los límites de integración a $\Delta x'$, $\Delta y'$ e introducir factores de corrección por inverso del cuadrado de la distancia, como se muestra en la ecuación (B9). Las ecuaciones (B8) o (B9) muestran que en el punto de cálculo (sea o no el isocentro), sólo contribuye la radiación dispersa de la parte visible del filtro aplanador desde ese punto.

Al haber ajustado las constantes Ψp , $K\Psi e$ y $KUMC$ a las medidas experimentales de $Oo(c)$, la estimación de $Oo(c)$ mediante el modelo tiene que ser similar a las medidas.

Para obtener el cambio de coordenadas que supone que el punto de cálculo (x,y,z) no sea el isocentro, se puede seguir el razonamiento de Oloffson et al⁴: se transforma el campo problema $(X1, X2; Y1, Y2)$ visto desde (x,y,z) en otro campo virtual $(X1v, X2v; Y1v, Y2v)$ que

muestra la misma parte visible de filtro aplanador desde el isocentro. Es decir:

$$E(X1, X2; Y1, Y2)(x,y,z) = E(X1v, X2v; Y1v, Y2v)(0,0,0) \quad (B10)$$

Tras razonamientos trigonométricos^{4,13}, se llega a:

$$X1v = X1 - \left\{ \frac{di X1}{diso} + \left(x - \frac{di}{diso} X1 \right) \frac{(diso - di)}{diso - di - z} \right\} \frac{diso}{di} \frac{di - de}{diso - de} \quad (B11)$$

$$X2v = X2 + \left\{ \frac{di X2}{diso} + \left(x - \frac{di}{diso} X2 \right) \frac{(diso - di)}{diso - di - z} \right\} \frac{diso}{di} \frac{di - de}{diso - de} \quad (B12)$$

$$Y1v = Y1 - \left\{ \frac{ds Y1}{diso} + \left(y - \frac{ds}{diso} Y1 \right) \frac{(diso - ds)}{diso - ds - z} \right\} \frac{diso}{ds} \frac{ds - de}{diso - de} \quad (B13)$$

$$Y2v = Y2 + \left\{ \frac{ds Y2}{diso} + \left(y - \frac{ds}{diso} Y2 \right) \frac{(diso - ds)}{diso - ds - z} \right\} \frac{diso}{ds} \frac{ds - de}{diso - de} \quad (B14)$$

y así:

$$E(X1v, X2v, Y1v, Y2v)(0,0,0) = \int_{x1''}^{x2''} \int_{y1''}^{y2''} \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp[-(x^2 + y^2)/2\sigma^2] dx dy \quad (B15)$$

$$yi'' = Yi v - \frac{ds}{diso} \cdot \frac{diso - de}{diso - ds}, \quad i = 1, 2 \quad (B16)$$

$$xi'' = Xi v - \frac{di}{diso} \cdot \frac{diso - de}{diso - di}, \quad i = 1, 2 \quad (B17)$$

Para modelar el colimador multiláminas el problema se discretiza en contribuciones de 400 segmentos de 1 mm (ver figura B2): (se realiza un cambio de variable para expresar el resultado como funciones errores).

$$E(X1v, X2v, Y1v, Y2v)(0,0,0) = \int_{y1''}^{y2''} \int_{x1''}^{x2''} \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp[-(x^2 + y^2)/2\sigma^2] dx dy = \int_{y1''}^{y2''} \int_{x1''}^{x2''} \frac{1}{\pi} \exp[-(t_x^2 + t_y^2)] \cdot dt_x dt_y = \sum_{i=2}^{38} \sum_{j=66+(i-2) \cdot 10}^{76+(i-2) \cdot 10} \delta(Y_i; Y1, Y2) \cdot \left[\frac{|erf(t_{y_{j+1}})| - |erf(t_{y_j})|}{2} \right] \cdot \left[\frac{|erf(t_{x_{i+1}})| + |erf(t_{x_i})|}{2} \right] + \sum_{j=1}^{65} \delta(Y_j; Y1, Y2) \cdot \left[\frac{|erf(t_{x_{i+1}})| + |erf(t_{x_i})|}{2} \right] \cdot \left[\frac{|erf(t_{y_{j+1}})| - |erf(t_{y_j})|}{2} \right] + \sum_{j=335}^{400} \delta(Y_j; Y1, Y2) \cdot \left[\frac{|erf(t_{x_{i+1}})| + |erf(t_{x_i})|}{2} \right] \cdot \left[\frac{|erf(t_{y_{j+1}})| - |erf(t_{y_j})|}{2} \right], \text{ con } Y_1 = 200 \text{ mm}, Y_2 = 199, \dots, Y_{400} = -200 \quad (B18)$$

con $Y_1 = -200$ mm, $Y_2 = -199, \dots, Y_{400} = 200$,

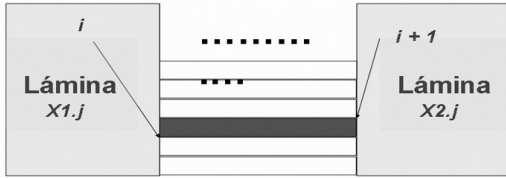
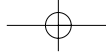


Fig. B2. Discretización de la ecuación (B18).

erf en la ecuación (B18) se refiere a la función error, que puede calcularse con una hoja de cálculo.

Como sólo contribuyen a la dispersa los segmentos dentro del haz, y por tanto los segmentos con Y_j dentro de los valores definidos por $Y1_v, Y2_v$:

$$\delta(Y_j; Y1, Y2)_v = 1 \text{ si } Y_j \in (Y1_v, Y2_v) \\ \delta(Y_j; Y1, Y2)_v = 0 \text{ resto} \quad (B19)$$

con $(\delta_{Y_k})_v$, la coordenada Y virtual del punto medio de la lámina (i, j) , $\Delta i_j / 2$ es la hemianchura de la lámina i, j e $(U_{xi,j})_v$ es la coordenada virtual Y del centro de la lámina Xi,j . La condición (B19) hace que sólo contribuya del segmento gris de la fig. B2.

El sumatorio en j de (B18) es la suma de los segmentos delimitados por las 29 láminas del colimador multiláminas que hemos modelado.

La ecuación (B18) se puede generalizar para el cálculo en puntos distintos al isocentro mediante las ecuaciones (B11)-(B14) (cambiando las coordenadas a las coordenadas virtuales) en los límites de integración:

$$f_{y, \alpha, i+1}'' = \frac{1}{\sqrt{2} \cdot \sigma} \left[Y_{i+1} \left(\frac{ds Y_{i+1}}{diso} + \left(y - \frac{ds}{diso} Y_{i+1} \right) \frac{(diso-ds)}{diso-ds-z} \right) \frac{diso}{ds} \frac{ds-de}{diso-de} \right] \quad (B20)$$

$\frac{ds}{diso} \frac{diso-de}{diso-ds}$, con $Y1 = -20, Y2 = -19,9, \dots, Y400 = 20, Y_{i+1}$ es 0 si $\notin (Y1, Y2)$

ANEXO C. Derivación matemática de los radios r_i de los sectores del método de Clarkson para un colimador multiláminas

Siguiendo el método de integración de sectores de Clarkson¹¹,

$$Sp(s) = 1/n \sum_{i=1}^n Sp(r_i / 0,5611) \quad (C1)$$

donde r_i son los radios de los sectores circulares y se ha aplicado la equivalencia¹² entre campos cuadrados y circulares de:

$$s = r / 0,5611 \quad (C2)$$

donde s es el lado del campo cuadrado y r el radio del campo circular. La ecuación (C2) se obtiene integrando

pencil beams sobre campo cuadrado y circular e igualando a continuación las dosis¹²:

$$\int_0^{2\pi R} \int_0^B \frac{1}{r} \cdot r dr d\theta = 8 \int_0^{\pi/4} \int_0^{s/2} \frac{B}{r} \cdot \frac{r}{\cos\theta} dr d\theta = 4Bs \int_0^{\pi/4} \frac{d\theta}{\cos\theta} \Rightarrow \pi R = 2s \ln(1 + \sqrt{2}) \quad (C3)$$

Por tanto, dado un punto de cálculo y el campo irregular a calcular, el valor de Sp para ese campo irregular se obtiene a partir de Sp de campos circulares convertidos a los campos cuadrados tabulados mediante la ecuación (C2).

Los valores de Sp se obtienen despejando Sp de la ecuación (1) a partir de medidas de $Or(zref, s)$ y $Oo(c)$ para campos cuadrados.

El problema de calcular los radios r_i definidos entre el punto de cálculo (x_0, y_0) y los diferentes puntos de intersección con las láminas de un campo irregular concreto se ha resuelto geoméricamente y se ha automatizado en la hoja de cálculo que incluye el modelo.

Las soluciones para este problema pasan por la obtención de la intersección de la recta (una para cada ángulo):

$$(y-y_0) = \tan(\alpha) \cdot (x-x_0) \quad (C4)$$

en primer lugar con las rectas verticales de posiciones de láminas:

$$x = Xi,j \quad (C5)$$

que marcan las posiciones de cada lámina (i, j) . (i se refiere al carro, ya sea 1 ó 2, y j es el numero de láminas de ese carro concreto).

En nuestro acelerador, $j = 1, 2, \dots, 29$; Ejemplo: la lámina $X1.18$ es la n° 18 del colimador o carro 1.

Sustituyendo x por Xi,j en la ecuación (C4) se obtiene (punto A en la figura C1):

$$(y)_{i,j} = y(X_{i,j}) = y_0 + \tan(\alpha)(X_{i,j} - x_0), \quad \forall \alpha, i, j \quad (C6)$$

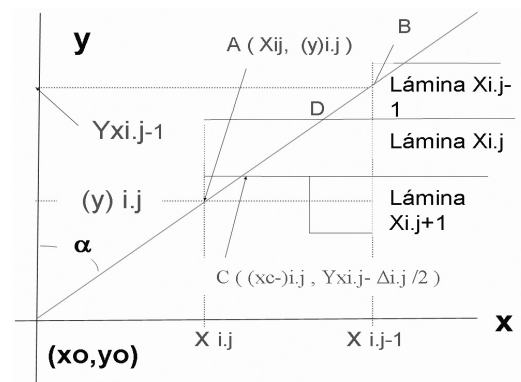


Fig. C1. Calculo de radios equivalentes Clarkson.

Si (y) i,j es tal que $(y) i,j \in Yx_{i,j} \pm \Delta i,j/2$, el punto de corte A se situaría en el borde de la lámina i,j ($\Delta i,j$ se refiere a la anchura de la lámina i,j e $Yx_{i,j}$ a la coordenada y del punto medio de la lámina i,j (véase la fig. C1). En la figura, el punto A no cumple esta condición, por lo que se trata de un punto "falso" de intersección y se desestima en la hoja de cálculo. El punto podría intersectar en el canto de una lámina (como le sucede a C en la figura). En tal caso, hay que calcular la coordenada x sustituyendo y por

$(Yx_{i,j} \pm \Delta i,j /2)$ en la ecuación (C4), obteniendo entonces:

$$(x_{c\pm})_{i,j} = x_0 + \frac{(Yx_{i,j} - \Delta i,j/2) \pm y_0}{\tan(\alpha)} \quad (C7)$$

teniéndose que cumplir para esta situación que $(x_c +)_{i,j} \in [X_{i,j}, X_{i,j}+I]$ para el canto superior y $(x_c -)_{i,j} \in [X_{i,j}, X_{i,j}-I]$ en el inferior.

Cuando hay más de 1 punto de corte para una $y\alpha$ dada, se escoge el que minimiza $x-x_0$ (por ejemplo, elige el punto C y descarta el B de la figura) y también cuando el punto de corte interseca con una y en valor absoluto menor (ya sea de lámina o de las mandíbulas Y). Hay ángulos que cortan antes con las mandíbulas Y que con el MLC, hecho que hay que tener también en cuenta en la hoja de cálculo a la hora de estimar si se trata de puntos "reales" o "falsos".

Una vez que se tienen las coordenadas de los puntos "reales", se calculan los radios:

$$(ri)_{\alpha} = \sqrt{(y\alpha - y_0)^2 + (x\alpha - x_0)^2} \quad (C8)$$

El presente método de cálculo de Clarkson es una aproximación que incluye un único sector cuando hay más de una intersección con el borde del campo irregular, limitación que pretende corregirse en futuras versiones de la hoja de cálculo (por ejemplo en la figura C1 no consideraría la parte que va desde D hasta B). En general, la aproximación para los campos clínicos es buena, como se observa en la comparativa de todos los campos

medidos para OR , incluso para campos extremos como la E invertida fuera del eje, caso en el que se producen errores en sectores con ángulos en los que hay varias intersecciones dentro del campo (desv. en OR generalmente en torno a 2-3%. Máxima desviación de 4,3% en 5,2 fuera de eje para este haz).

Referencias

1. IPEM Report 81. Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy. Mayles WPM et al., editores. York: The Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM); 1999.
2. Dutreix A, Svensson H, Bjärngård BE, Bridier A, Mijnheer B, Shaw J. Monitor unit calculation for high energy photon beams. Physics for clinic Radiotherapy (ESTRO booklet No. 3). Leuven: European Society for Therapeutic Radiology and Oncology; 1997.
3. Mijnheer B, Bridier A, Garibaldi C, Torzok K, Venselaar J. Monitor unit calculation for high energy photon beams. Practical examples. Physics for clinic Radiotherapy (ESTRO booklet No. 6). Leuven: European Society for Therapeutic Radiology and Oncology; 2001.
4. Oloffson J, Georg D, Karlsson M. A widely tested model for head scatter influence on photon beam output. Radiother Oncol 2003; 67:225-38.
5. Ahnesjö A. Analytical modelling of photon scatter from flattening filters in photon therapy beams. Med Phys 1994;21:1227-35.
6. Ahnesjö A. Collimator scatter in photon therapy beams. Med Phys 1995;22:267-78.
7. Ahnesjö A, Weber L, Nilsson P. Modelling transmission and scatter for photon beam attenuators. Med Phys 1995;22:1711-20.
8. Clarkson JR. A note on depth doses in fields of irregular shape. Br J Radiol 1941;14:265-8.
9. Bridier A, Georg D. Dose determination in Radiotherapy. Curso ESTRO, Polonia 24-28 Abril 2005.
10. Nyholm T, Oloffson J, Ahnesjö A, Karlsson M. Photon pencil beam kernel parametrisation based on beam quality index. Radiother Oncol 2006;78:347-51.
11. Georg D. Monitor unit calculation on the beam axis of open and wedged asymmetric high-energy photon beams. Phys Med Biol 1999;44:2987-3007.
12. Georg D, Oloffson J, Kunzler T, Karlsson M. On empirical methods to determine scatter factors for irregular MLC shaped beams. Med Phys 2004;31:2222-9.
13. Jiang SB, Boyer AL, Ma CM. Modelling the extrafocal radiation and monitor chamber backscatter for photon beam dose calculation. Med Phys 2001;28:55-66.

Evaluación citomolecular del efecto vecindad en fibroblastos de pulmón humano bajo condiciones de exposición radioterapéutica

A. Güerci^{1,2,3}, M. V. Ponzinibbio¹, D. Dodat², M. Martínez², G. Sánchez², O. Casas²

¹Centro de Investigaciones en Genética Básica y Aplicada. CIGEBA. Facultad de Ciencias Veterinarias. UNLP. ²Centro de Investigación de Transferencia en Oncología Molecular. Argentina. (CITOMA). CIO. La Plata. Terapia. Radiante. S.A. ³Cátedra de Radiobiología. Física Médica. Facultad de Ciencias Exactas. UNLP.

Cytomolecular evaluation of bystander effect in human lung fibroblast cells under conditions of radiotherapeutical exposition

Resumen

Durante los últimos años uno de los principales paradigmas de la radiobiología ha ido cambiando. Originalmente, se creía que sólo aquellas células irradiadas directamente podrían presentar daño en su material genético. Actualmente, la idea de que existe riesgo genotóxico para las células no directamente irradiadas ha crecido considerablemente. El propósito del presente trabajo fue mostrar la existencia de este fenómeno, conocido como efectos de la vecindad, en fibroblastos de pulmón humano, expuestos a dosis utilizadas en radioterapia fraccionada. El diseño experimental consistió en tratar células no irradiadas, con medio de cultivo proveniente de células previamente irradiadas (MCI). Se obtuvo MCI formado durante diferentes tiempos de incubación: 30, 60, 120 y 180 minutos tras irradiación. Posteriormente las células no irradiadas fueron tratadas con estos medios durante una hora. El daño en el material genético fue analizado mediante el ensayo de electroforesis de células individuales (Ensayo Cometa). Los resultados muestran considerables diferencias entre el daño genotóxico de las células tratadas con el MCI y su correspondiente control. Por otra parte, se ha observado una respuesta cíclica en los niveles de daño, en referencia al tratamiento con los distintos medios condicionados. Este hecho podría ser explicado a través de un desbalance entre factores pro y antioxidantes producidos en respuesta a la radiación. Estos hallazgos podrían contribuir a la optimización de metodologías implementadas tanto en radioterapia como en radioprotección.

Palabras clave: Efecto vecindad. Daño genotóxico. Radioterapia. Ensayo cometa.

Abstract

During the last years one of the major paradigms of radiobiology has changed. Originally, it was believed that only those cells directly hit by radiation were the ones that could damage their genetic material. At present the idea of neighboring cells being at genotoxic risk is growing considerably. The aim of this research was to show the existence of this phenomenon, usually called bystander effect, specifically in human lung fibroblasts exposed to a dose which is frequently used in fractionated radiotherapy. The experimental design consisted of treating non-irradiated cells with the culture medium coming from cells that had been previously irradiated (ICM). We recollected ICM formed during different times of incubation: 30, 60, 120 and 180 minutes. After that, non-irradiated cells were treated with these medium during one hour in all the cases. The damage in the genetic material was analyzed by the Comet assay. The results show considerable differences in the genomic damage among the cells treated with ICM and their corresponding control. A cyclic response in such levels has also been observed. This might be due to the disbalance between the prooxidant and the antioxidant factors produced in response to radiation. These findings would contribute to optimize the implemented methodology both in radiotherapy and radioprotection.

Key words: Bystander effect. Genotoxic damage. Radiation therapy. Comet assay.

Introducción

Desde que fue demostrado que los rayos X inducen daño genético, hace más de 70 años, el dogma prevaleciente en radiobiología ha sido que el efecto genotóxico de las radiaciones ionizantes es consecuencia directa de la interacción de la radiación con el ADN¹. Desde esta perspectiva, los efectos biológicos de la radiación se han evalua-

Correspondencia: Dra. Alba Güerci. Cátedra de Radiología y Dosimetría. Facultad de Ciencias Exactas. Universidad Nacional de La Plata. Centro de Investigaciones de Transferencia en Oncología Molecular. CITOMA. Calle 60 n° 480. La Plata. Argentina.
E-mail: albaguerci@fcv.vnlp.edu.ar
Fecha de recepción: 17-9-2007
Fecha de aceptación: 29-2-2008

do exclusivamente desde la deposición de energía en el núcleo. Dentro de este marco, las consecuencias de la radiación incluyen daño celular, mutaciones e inducción de procesos carcinogénicos. Sin embargo, la evidencia aportada por numerosos estudios modificaría este paradigma². La misma indica que también se pueden presentar cambios en células que no han recibido el impacto directo de la radiación³⁻⁷. Este fenómeno conocido como efecto *Bystander* (BES, su sigla en inglés) fue demostrado en los últimos años y promueve un nuevo enfoque en el área de radiobiología, con fuertes implicancias en el campo de la radioterapia y de la protección radiológica⁸⁻¹⁰.

De acuerdo con lo expuesto, se puede comprender que el estudio de las respuestas radioinducidas debería incluir una evaluación holística que trascienda el nivel celular. De esta manera, es indispensable considerar la interacción entre las células y su microambiente mediada por sistemas de señalización celular. En relación con lo mencionado, diversos trabajos sugieren que la comunicación célula-célula juega un rol importante en esta respuesta¹¹⁻¹³. No obstante, existen evidencias de que la misma puede producirse independientemente del contacto celular a través de factores secretados y difusibles, responsables de la transmisión del daño desde las células irradiadas a las adyacentes no irradiadas. Si bien, el mecanismo exacto del fenómeno no ha sido dilucidado, existen datos que involucran a diversos factores clastogénicos, citoquinas y otros compuestos como responsables de esta respuesta^{13,14}.

En cuanto al abordaje metodológico, los diseños experimentales para el BES incluyen distintos esquemas condicionados por la calidad de la radiación: el tratamiento de células no irradiadas con medio de células irradiadas (MCI), para radiaciones de baja LET y la exposición con microhaces para las de alta LET, de modo tal, que sólo una pequeña fracción de la población celular es atravesada^{3,4,11,12,15}.

Los efectos biológicos consecuentes al BSE han sido demostrados a través de una amplia variedad de ensayos y en distintas categorías de observación. De manera precisa, se ha detectado una reducción de la capacidad clonogénica, inducción de intercambio de cromátidas hermanas y micronúcleos, aumento de mutaciones puntuales y apoptosis^{9,16,17}. Además se comprobó la expresión de ciertos genes relacionados con el estrés oxidante, así como efectos tardíos característicos de la inestabilidad genética. Este último fenómeno, se caracteriza por la presencia de efectos deletéreos en la progenie de células irradiadas varias generaciones después de producida la exposición. Se cree que la irradiación inicia un proceso celular que es perpetuado en la progenie^{8,18-22}.

Desde un punto de vista aplicado, la importancia del BSE resulta de particular interés en la planificación de los tratamientos radioterapéuticos. En estos tratamientos, las dosis absorbidas están limitadas por la tolerancia de los tejidos sanos, lo que hace aconsejable fraccionar a las mismas para reducir los efectos adversos. No obstante, el

efecto de cada una de estas fracciones podría ser mayor del esperado debido al fenómeno en cuestión^{9,10,20}.

El objetivo del presente trabajo fue comprobar la presencia de este fenómeno en fibroblastos de pulmón humano expuestos a dosis utilizadas en radioterapia fraccionada.

Material y métodos

Los estudios fueron realizados sobre la Línea Celular MRC-5. La misma deriva del tejido pulmonar normal de un embrión humano masculino de 14 semanas. Morfológicamente tienen características fibroblásticas. Las propiedades cariotípicas corresponden a células diploides de origen humano.

El cultivo se realizó en monocapa en frascos Falcon, utilizando medio de cultivo mínimo esencial Eagle (MEM), suplementado con suero fetal bovino (10%) y antibióticos (Penicilina 90 UI/ml, Estreptomina 90 µg/ml) y requiere altas concentraciones de aminoácidos no esenciales (1%), L-glutamina (2 mM) y ácido pirúvico²³.

El diseño experimental consiste en modelos *in vitro* que reproducen condiciones de exposición radioterapéutica. El mismo se realizó tratando poblaciones celulares no irradiadas con medio condicionado proveniente de células irradiadas. La transferencia post-irradiación se efectuó en 4 tiempos diferentes (fig. 1). La dosis absorbida fue de 2 Gy. En el momento previo al tratamiento radiante los cultivos fueron lavados dos veces con solución salina, y se adicionó a los mismos medios de cultivo fresco. Todos fueron tratados en crecimiento exponencial con un porcentaje de saturación del 80%.

Por otra parte, con el objeto de descartar la formación de especies genotóxicas provenientes del medio de cultivo, se realizó el control del mismo, irradiándolo con la dosis absorbida evaluada y realizando los tratamientos de las poblaciones celulares, tanto de manera inmediata como a los 60 minutos de producida la irradiación. No se observa-

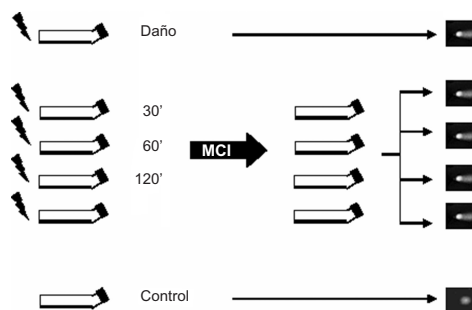


Fig. 1. Diseño experimental implementado.

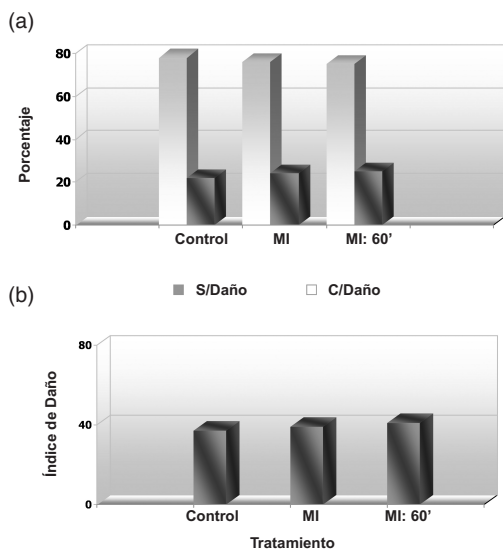


Fig. 2. Efecto biológico de medio de cultivo irradiado, evaluado mediante el ensayo cometa (a); y control del medio de cultivo (b).

ron diferencias significativas ($p > 0,001$) en ninguno de los dos casos evaluados con respecto al control (fig. 2b).

El daño genotóxico se determinó mediante la técnica de electroforesis de células individuales (ensayo cometa). Esta técnica citomolecular permite la detección de rupturas de cadena simples y dobles y sitios lábiles alcalinos²⁴⁻²⁹. Cada punto experimental se determinó a partir del análisis de los cometas observados en 200 células. Los mismos se categorizaron en diferentes grados de daño (fig. 3).

Ensayo cometa

Este ensayo fue realizado en condiciones alcalinas, de acuerdo con el método de Singh et al., (1988)²⁸. Se embebieron las células en agarosa de bajo punto de fusión (0,5%)

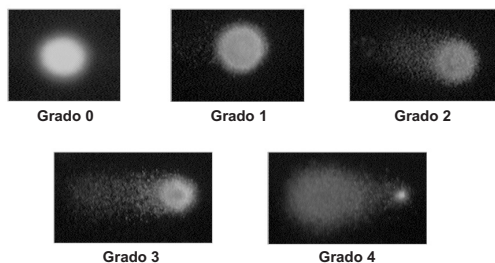


Fig. 3. Criterios de clasificación del daño evaluado mediante el ensayo cometa.

y se depositaron en portaobjetos previamente cubiertos con 150 μ L agarosa 0,5% de punto de fusión normal. Posteriormente los portaobjetos se sumergieron en solución de lisis pH 10 (2,5 M NaCl, 100mM Na₂EDTA, 10 mM Tris, DMSO 10%, 1% Triton X-100) durante 24 h. A continuación se procedió a un tratamiento alcalino (300 mM NaOH, 1mM Na₂EDTA) durante los 20 minutos anteriores a la electroforesis. Esta se realizó a 4°C, 20 V y 250 mA durante 20 min. En cuanto al análisis de imágenes las observaciones fueron realizadas utilizando un microscopio de fluorescencia equipado con filtros de excitación de 515-560 nm (Olympus BX40®) conectado a una cámara de video color Sony 3 CCD-IRIS (Sony Electronics, Fort Myers, FL) y grabadas inmediatamente, utilizando el programa Image Pro Plus 3.2 que permitió almacenarlas para su posterior análisis.

La determinación de los grados de daño se realizó según la extensión de la cola del cometa. Las células se clasificaron en 5 categorías, desde 0, cola no visible, a 4, máxima expresión de daño (fig. 3).

La cuantificación del daño en el ADN se calculó mediante el parámetro índice de daño (ID), el cual implica la asignación a cada imagen de un valor concordante con su categoría específica. El ID queda definido de la siguiente manera

$$ID = \sum_{Gd=0}^{Gd=4} P_{(Gd)} \times Gd \quad (1)$$

donde:

$P(Gd)$ = porcentaje de células que presentan grado de daño "Gd"

Gd = grado de daño (fig. 3)

Por cada 100 células los valores de este parámetro varían entre 0 y 400 unidades arbitrarias²⁴.

El diseño experimental se realizó dos veces, de manera independiente. Para cada punto experimental, los datos fueron tratados en su conjunto, se promediaron los valores respectivos y se analizaron mediante el test de ji-cuadrado (χ^2).

Procedimiento de irradiación

Los cultivos celulares se irradiaron de manera que pudieran recibir una dosis absorbida similar a la que se suministra a pacientes con esquemas de fraccionamiento estándar. De esta manera, el valor proporcionado alcanzó los 2 Gy, similar a la dosis absorbida de una fracción de tratamiento tradicional. Se utilizó un acelerador lineal de electrones Varian Clinac® de potencial acelerador nominal 4 MV.

Se realizó un montaje experimental considerando que los cultivos crecen en monocapa, junto con el medio correspondiente, dentro de frascos de acrílico de diseño específico. Bajo estas condiciones, la monocapa de células se encuentra bajo 4 mm de medio de cultivo. La

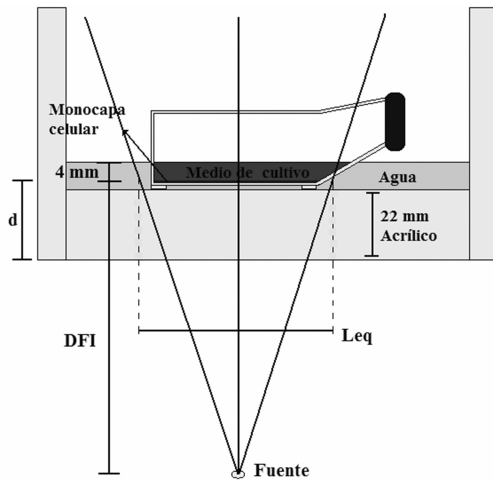


Fig. 4. Diseño de la configuración de la irradiación.

necesidad de mantener la esterilidad del sistema imposibilitó la inmersión completa del recipiente en agua. Se colocaron los frascos con células dentro de otro recipiente más grande, el cual fue llenado parcialmente con agua, hasta alcanzar un nivel igual al del medio de cultivo (fig. 4). El recipiente se escogió por su base plana y posee un espesor de 22 mm de acrílico. Esto permite que la monocapa celular quede situada más allá de la zona de equilibrio electrónico, si las mismas son sometidas a una irradiación desde su parte inferior. Así, el montaje se ubicó sobre la raqueta de la camilla del acelerador para su irradiación desde abajo. El uso de material acrílico en lugar de agua supone una subdosificación en la capa celular de -1,05%. Por su parte la falta de material dispersor a la salida del haz puede provocar también un defecto de dosis que debe ser considerado en los cálculos, por ejemplo a través del "Peak Scatter Factor" (PSF). En nuestro caso, la cuantía de este efecto se ha estimado en una subdosificación de 4,68% (para un PSF de 1,0468). Considerando que la capa celular no se encuentra justamente en la salida, sino bajo 4 mm de medio de cultivo, esta subdosificación no es tan pronunciada. La desviación de la dosis absorbida calculada respecto a la realmente administrada se estima entonces inferior al 5%, lo que se considera habitualmente compatible con el objetivo terapéutico.

Las unidades monitor (MU) necesarias para suministrar la dosis absorbida deseada fueron calculadas empleando un formalismo isocéntrico (véase ecuación 2).

$$MU = \frac{D_{cel}(d, L_{eq})}{D_o(d_{ref}, L_{ref}) \cdot S_{cp}(L_{eq}) \cdot TMR(d, L_{eq}) \cdot ISL} \quad (2)$$

donde:

$D_{cel}(d, L_{eq})$ es la dosis absorbida por la monocapa de células colocadas a profundidad d , para un tamaño de campo L_{eq} a profundidad d .

$D_o(d_{ref}, L_{ref})$ es la dosis absorbida de referencia medida en isocentro bajo una profundidad de agua d_{ref} para un tamaño de campo radiante de referencia L_{ref} (10 cm x10 cm en isocentro) por cada MU (Unidad monitor).

$S_{cp}(L_{eq})$ es el factor de dosis absorbida relativa para un tamaño de campo L_{eq} que evalúa el cociente de dosis absorbida en el isocentro a la profundidad d_{ref} para el tamaño de campo L_{eq} frente a la de un tamaño de campo de referencia L_{ref} (10 cm x10 cm en el isocentro).

ISL es el término que incorpora la ley del inverso cuadrado de la distancia (que es 1 en este caso, ya que la monocapa de células se coloca en isocentro).

$TMR(d, L_{eq})$ es la razón tejido-máximo a profundidad d , y tamaño de campo radiante equivalente L_{eq} a profundidad d .

MU es un valor que proporciona la cadena dosimétrica del equipo de tratamiento y que para cada configuración de irradiación es proporcional a la energía radiante entregada. Este valor es preseleccionado en la consola para establecer la dosis absorbida que se desea administrar al medio irradiado.

De esta forma, las MU obtenidas se seleccionaron en la consola de control del equipo, y se suministró a las células la dosis absorbida deseada.

Resultados

Los resultados evidencian daño genómico inducido por radiaciones ionizantes. El mismo podría ser atribuido a factores presentes en el medio condicionado. Para los cuatro tiempos de incubación considerados se observaron diferencias significativas ($p < 0,001$) entre las células tratadas con el MCI y el control correspondiente (tabla 1). Cabe destacar una tendencia alternante en la respuesta temporal de la expresión del daño, observada a lo largo del experimento. La variabilidad mencionada responde a niveles de daño elevado a los 30 y 120 minutos, correspondientes al inicio y a uno de los puntos intermedios del experimento respectivamente. En los tiempos restantes, 60 y 180 minutos, a pesar de que

Tabla 1. Cuantificación del daño genotóxico evaluado mediante el ensayo Cometa.

	Sin daño	Con daño	Índice de daño	χ^2
Control	77	23	53	
Daño directo	3	97	209	114
30 min	21	79	179	62,74
60 min	38	62	116	31,12
120 min	18	82	135	69,79
180 min	47	53	95	19,10

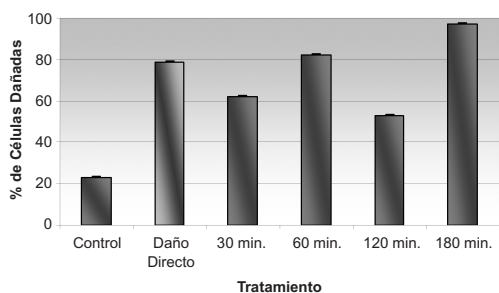


Fig. 5. Porcentaje de células analizadas con daño y sin daño en cada tratamiento.

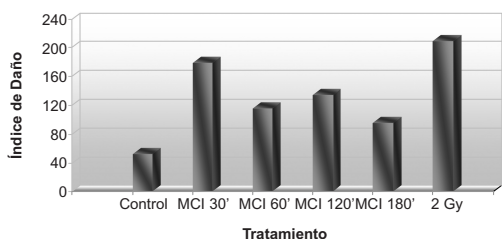


Fig. 6. Cuantificación del daño genotóxico a través del Índice de Daño, utilizado en el Ensayo Cometa.

disminuye el daño genotóxico, se mantienen las diferencias significativas respecto al control (fig. 5 y fig. 6).

Discusión

Los efectos celulares producidos por exposición a radiación ionizante incluyen daño celular, mutaciones, inducción de transformación maligna y modificación en la expresión génica. Se propone que estos cambios ocurren en el lugar donde se produce la irradiación. Sin embargo, numerosos estudios han demostrado que esta condición no es estrictamente así. El efecto de la vecindad, permite explicar resultados deletéreos que no pueden ser abordados por la teoría del blanco relacionada con la deposición física de energía sobre el ADN^{2,6,7,16,17,30}. De esta manera se entiende que la evaluación del daño radioinducido no debe limitarse sólo a la magnitud de la dosis y a los puntos impactados, sino también a la respuesta celular emitida consecuentemente.

El presente estudio demuestra la interacción entre células irradiadas y no irradiadas a través de factores liberados al medio que intervienen en este fenómeno. Si bien el mecanismo todavía no es claro, parece involucrar la participación de radicales libres, responsables del estrés oxidante, vías de señalización celular y diversas moléculas clastogénicas^{11-14,31}.

Considerando la naturaleza de la señal, diferentes trabajos demostraron que en células irradiadas se induce la producción de especies reactivas de oxígeno (anión superóxido, peróxido de hidrógeno, radicales hidróxilo) que pueden dañar distintos componentes celulares. El rol del estrés oxidante, se investigó realizando tratamientos con inhibidores de estas vías (superóxido dismutasa, catalasa), que permitieron observar una marcada supresión de la respuesta (BSE), sugiriendo que estos compuestos estarían involucrados en el fenómeno^{13,22,32,33}.

Teniendo en cuenta las condiciones experimentales empleadas, se puede afirmar que las dosis utilizadas en radioterapia, inducen daño genotóxico en fibroblastos de pulmón humano. Nuestros resultados indican que el tratamiento con MCI produce en la molécula de ADN rupturas de cadena simples y dobles y sitios lábiles al álcali.

Particularmente, al tratar las células con el medio condicionado, observamos una respuesta cíclica de las poblaciones celulares con respecto al índice de daño. Este parámetro presenta niveles altos a los 30 y 120 minutos y niveles bajos a los 60 y 180 minutos. Las diferencias significativas se exhiben entre los distintos niveles, pero no dentro de los mismos.

Esta tendencia podría explicarse mediante el desbalance entre factores pro-oxidantes y antioxidantes cuya producción es estimulada en respuesta a la irradiación. Estos datos coinciden con resultados de trabajos previos³³⁻³⁵ que han demostrado que la incubación de los cultivos celulares con antioxidantes (DMSO, tioles), disminuye las lesiones sobre el ADN.

Los resultados obtenidos permiten suponer que la respuesta celular a exposiciones radioterapéuticas trasciende al impacto sobre un blanco, e involucra la participación de factores tanto genéticos como epigenéticos.

De acuerdo con lo expuesto se entiende que el BSE podría justificar un cambio de paradigma, en tanto que los efectos sobre el tejido normal son mayores a los esperados y se fundamentan en la acción conjunta de mecanismos directos e indirectos de las RI. De esta manera la importancia de estos estudios establece un nuevo enfoque radiobiológico, con un fuerte impacto en áreas aplicadas como la radioterapia y el radiodiagnóstico. Un conocimiento más detallado de los mecanismos de acción operantes, sería relevante no sólo desde la perspectiva radioterapéutica sino también en radioprotección y en la carcinogénesis inducida por la radiación.

Referencias

1. Hei TK, Persaud R, Zhou H, Suzuki M. Genotoxicity in the eyes of bystander cells. *Mutat Res* 2004; 568: 111-20.
2. Mothersill C, Seymour CB. Radiation-induced bystander effects and the DNA paradigm: an "out of field" perspective. *Mutat Res* 2006; 597: 5-10.
3. Zhou H, Randers-Pehrson G, Waldren Ch, Vannais D, Hall E, Hei T. Induction of a bystander mutagenic effect of alpha particles in mammalian cells. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2000; 97: 2099-104.

4. Little JB, Azzam EI, de Toledo SM, Nagasawa H. Bystander effects: intercellular transmission of radiation damage signals. *Radiat Prot Dosim* 2002; 99:159-62.
5. Belyakov OV, Malcolmson AM, Folkard M, Prise KM, Michael BD. Direct evidence for a bystander effect of ionizing radiation in primary human fibroblasts. *Br J Cancer* 2001; 84: 674-9.
6. Azzam EI, Little JB. The radiation induced bystander effect: evidence and significance. *Hum Exp Toxicol* 2004; 23: 61-5.
7. Ballarini F, Ottolenghi A. Low-dose radiation action: possible implications of bystander effects and adaptive response. *J Radiol Prot* 2002; 22:A39-42.
8. Little JB. Genomic instability and bystander effects: a historical perspective. *Oncogene* 2003; 22: 6978-87.
9. Mothersill C, Seymour CB. Radiation-induced bystander effects-implications for cancer. *Nat Rev Cancer* 2004; 4: 158-64.
10. Mothersill C, Moriarty MJ, Seymour CB. Radiotherapy and the potential exploitation of bystander effects. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004; 58: 575-9.
11. Azzam EI, de Toledo SM, Gooding T, Little JB. Intercellular communication is involved in the bystander regulation of gene expression in human cells exposed to very low fluences of alpha particles. *Radiat Res* 1998; 150: 497-504.
12. Ballarini F, Biaggi M, Ottolenghi A, Saporita O. Cellular communication and bystander effects: a critical review for modeling low-dose radiation action. *Mutat Res* 2002; 501: 1-12.
13. Little JB, Azzam EI, de Toledo SM, Nagasawa H. Bystander effects: intercellular transmission of radiation damage signals. *Radiat Prot Dosim* 2002; 99: 159-62.
14. Zhou H, Suzuki M, Geard CR, Hei T. Effects of irradiated medium with or without cells on bystander cell responses. *Mutat Res* 2002; 499: 135-41.
15. Deshpande A, Goodwin E, Bailey S, Marrone B, Lehnert B. Alpha-particle induced sister chromatid exchange in normal human lung fibroblasts: evidence for an extranuclear target. *Radiat Res* 1996; 145: 260-7.
16. Snyder AR. Review of radiation-induced bystander effects. *Hum Exp Toxicol* 2004; 23: 87-9.
17. Little JB. Cellular radiation effects and the bystander response. *Mutat Res* 2006; 597:113-8.
18. Preston RJ. Bystander effects, genomic instability, adaptive response, and cancer risk assessment for radiation and chemical exposures. *Toxicol Appl Pharmacol* 2005; 207(2 Suppl): 550-6.
19. Scott BR. A biological-based model that links genomic instability, bystander effects, and adaptive response. *Mutat Res* 2004; 568: 129-43.
20. Susuki K, Ojima M, Kodama S, Watanabe M. Delayed activation of DNA damage checkpoint and radiation-induced genomic instability. *Mutat Res* 2006; 597: 73-7.
21. Morgan W. Non-targeted and delayed effects of exposure to ionizing radiation: I. Radiation induced genomic instability and bystander effects in vitro. *Radiat Res* 2003; 159: 567-80.
22. Morgan WF. Is there a common mechanism underlying genomic instability, bystander effects and other nontargeted effects of exposure to ionizing radiation? *Oncogene* 2003; 22: 7094-9.
23. Jacobs JP, Jones CM, Baille JP. Characteristics of Human Diploid Cells designated MRC-5. *Nature* 1970; 227: 168-70.
24. Collins A. The comet assay for DNA damage repair: principles, applications, and limitations. *Mol Biotechnol* 2004; 26: 249-61.
25. Fairbairn D, Olive P, O'Neill K. The comet assay: a comprehensive review. *Mutat Res* 1995; 339: 37-59.
26. Olive P. DNA damage and repair in individual cells: applications of the comet assay in radiobiology. *Int J Radiat Biol* 1999; 75: 395-405.
27. Singh N, Stephens R, Schneider E. Modifications of alkaline microgel electrophoresis for sensitive detection of DNA damage. *Int J Radiat Biol* 1994; 66: 23-8.
28. Singh P, McCoy M, Tice R, Schneider E. A simple technique for quantitation of low levels of DNA damage in individual cells. *Exp Cell Res* 1988; 175: 184-91.
29. Tice RR, Agurell E, Anderson D, Burlinson B, Hartmann A, Kobayashi H, et al. Single cell gel/comet assay: guidelines for in vitro and in vivo genetic toxicology testing. *Environ Mol Mutagen* 2000; 35: 206-21.
30. Prise K, Belyakov O, Newman H, Patel S, Schettino G, Folkard M, et al. Non-targeted effects of radiation: bystander responses in cell and tissue models. *Radiat Prot Dosim* 2002; 99: 223-6.
31. Nagar S, Smith LE, Morgan WF. Characterization of a novel epigenetic effect of ionizing radiation: the death-inducing effect. *Cancer Res* 2003; 63: 324-8.
32. Azzam EI, de Toledo SM, Spitz DR, Little JB. Oxidative metabolism modulates signal transduction and micronucleus formation in bystander cells from alpha-particle-irradiated normal human fibroblast cultures. *Cancer Res* 2002; 62: 5436-42.
33. Kashino G, Prise KM, Schettino G, Folkard M, Vojnovic B, Michael BD, et al. Evidence for induction of DNA double strand breaks in the bystander response to targeted soft X-rays in CHO cells. *Mutat Res* 2004; 556: 209-15.
34. Kashino G, Suzuki K, Matsuda N, Kodama S, Onob K, Watanabe M, et al. Radiation induced bystander signals are independent of DNA damage and DNA repair capacity of the irradiated cells. *Mutat Res* 2007; 619: 134-38.
35. Konopacka M, Rzeszowska-Wolny J. The bystander effect-induced formation of micronucleated cells is inhibited by antioxidants, but the parallel induction of apoptosis and loss of viability are not affected. *Mutat Res* 2006; 593: 32-8.

Exposiciones ocupacionales a campos electromagnéticos en la proximidad de equipos de resonancia magnética para uso clínico. Estado actual de la Directiva Europea 2004/40/EC

E. Guibelalde

**EFOMP Officer for EU Matters. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid. 28040 Madrid. España*

Occupational exposures to electromagnetic fields near magnetic resonance imaging equipment. Current status of 2004/40/EC European Directive

Resumen

La Directiva 2004/40/EC del Parlamento y del Consejo Europeos establece los requisitos mínimos de seguridad y protección frente a los riesgos derivados de exposiciones a campos electromagnéticos para trabajadores expuestos a dichas radiaciones. El Artículo 13 de dicha directiva expone que los Estados Miembros deben promulgar las leyes y el desarrollo normativo administrativo adecuado para garantizar el cumplimiento de la Directiva, con fecha límite el 30 abril de 2008. La publicación de nuevos estudios relacionados con la exposición a la radiación electromagnética y su impacto sobre la salud que han ido apareciendo tras la promulgación de la Directiva ha supuesto, sin embargo, una reconsideración por parte del Parlamento, Consejo y Comisión Europeos. Para dichas instituciones, el tiempo necesario para analizar dicha información y obtener nuevas evidencias, que permitan en su momento promulgar y adoptar una nueva directiva, justifica una moratoria de cuatro años en la fecha límite para adaptar la Directiva 2004/40/EC a la normativa de los Estados Miembros -según establece la reciente Directiva 2008/46/EC de 28 de abril de 2008. En el presente artículo de revisión se analizan y discuten algunas cuestiones y evidencias científicas relacionadas con el impacto que podría tener la aplicación de la Directiva 2004/40/EC en su forma actual en las instalaciones de imagen por resonancia magnética.

Palabras clave: Imagen por resonancia magnética (RM). Exposiciones a campos electromagnéticos (CEM).

Abstract

Directive 2004/40/EC of the European Parliament and of the Council establishes minimum health and safety requirements to protect workers against the risks arising from exposure to electromagnetic fields. Article 13 of that Directive stated that Member States had to bring into force the laws, regulations and administrative provisions necessary to comply with the Directive no later than 30 April 2008. However, new scientific studies on the impact on health of exposure to electromagnetic radiation, made public after the Directive was adopted, have been brought to the attention of the European Parliament, the Council and the Commission. For those institutions, the time required to obtain and analyze that new information and to draw up and adopt a new proposal for a directive justifies the four-year postponement of the deadline for transposition of Directive 2004/40/EC that has been published as Directive 2008/46/EC on 23rd April 2008. In this present review paper, some questions and scientific evidences related to the impact of the implementation Directive 2004/40/EC in its present edition on magnetic resonance imaging installations are discussed.

Key words: Magnetic resonance imaging (MRI). Exposure to electromagnetic fields (EMF).

Correspondencia: E. Guibelalde.

E-mail: egc@med.ucm.es

Fecha de recepción: 9-6-2008

Fecha de aceptación: 17-6-2008

* *The European Federation of Organisations for Medical Physics (EFOMP).*

General Office: Fairmount Mouse, 230 Tadcaster Road, York, YO24 1ES, UK.

1.- Introducción

La aparición de novedosas aplicaciones clínicas en las técnicas asociadas a la imagen por resonancia magnética (RM) está suponiendo un gran auge en el desarrollo de nuevos equipos, nuevas secuencias de adquisición y nue-

vos protocolos de actuación que compiten favorablemente con técnicas hasta ahora sólo posibles con el empleo de radiaciones ionizantes^{1,2}. Aplicaciones de RM que requieren, en general, mayores intensidades de campos electromagnéticos (CEM) y adquisiciones más rápidas que las técnicas convencionales, por lo que los pacientes y los trabajadores previsiblemente se verán expuestos a valores superiores de CEM y de otros agentes, como por ejemplo el ruido audible.

Desde que se establecieron las recomendaciones del NRPB³ en los años 80 hasta nuestros días se han venido desarrollando y publicando normativas y guías de seguridad frente a CEM aplicables tanto a pacientes^{4,5} como a trabajadores⁶, y que tienen impacto en las técnicas de imagen por RM y en los procesos de fabricación y homologación de equipos⁷.

La Directiva 2004/40/EC del Parlamento y del Consejo Europeos establece los requisitos mínimos de seguridad y protección frente a los riesgos derivados de exposiciones a campos electromagnéticos para trabajadores expuestos a dichas radiaciones⁸.

En el presente artículo de revisión se analizan y discuten algunas cuestiones y evidencias científicas relacionadas con el impacto que podría tener la aplicación de la Directiva 2004/40/EC en su forma actual en las instalaciones de imagen por resonancia magnética y especialmente en las técnicas de RM intervencionista, así como los argumentos que han motivado al Parlamento y al Consejo Europeos a introducir una moratoria para la adaptación a los Estados Miembros en forma de desarrollo legislativo de un periodo adicional de cuatro años, situación sin precedentes en la legislación Europea⁹.

2.- Algunas evidencias científicas que indican la necesidad de limitación y regulación frente a campos electromagnéticos

Las distintas guías y normativas de seguridad que hemos mencionado anteriormente se fundamentan en la siguiente base de conocimiento:

a) Principios físicos de la interacción de los CEM con los sistemas biológicos. El principal parámetro que determina el tipo de mecanismo de interacción con los tejidos biológicos es la frecuencia. De forma general puede afirmarse que a bajas frecuencias la interacción se produce por acoplamiento campo eléctrico/campo magnético con el cuerpo, mientras que a frecuencias superiores -por encima de 100 kHz- la interacción se genera básicamente por la transferencia y consecuente absorción de energía en el medio biológico.

Los campos eléctricos variables de baja frecuencia interactúan con el cuerpo humano por inducción de corrientes eléctricas, formación de dipolos eléctricos o reorientando los dipolos eléctricos presentes en el tejido. Evidentemente, la importancia relativa de unos u otros

efectos depende de la conductividad eléctrica (para la generación de corrientes) y de la permitividad eléctrica (para la generación de dipolos) del tejido en cuestión y éstas, a su vez, dependen del valor de la frecuencia del campo eléctrico. Es importante destacar que la distribución concreta de las corrientes es función de la posición del sujeto en relación con el campo eléctrico externo y de la forma y tamaño del cuerpo expuesto. A su vez, los campos magnéticos variables de baja frecuencia generan campos eléctricos inducidos y dan lugar a la circulación de corrientes eléctricas. La importancia relativa de estos fenómenos nuevamente depende de la frecuencia del campo magnético y de su intensidad, de la conductividad eléctrica del tejido y de la geometría del cuerpo (en electromagnetismo hablaríamos de la dependencia con el "radio de la espira"; a mayor radio, la intensidad del campo eléctrico inducido es mayor). Dado que el cuerpo no es eléctricamente homogéneo, la dirección y sentido, así como los valores de intensidad de las corrientes resultantes, dependen de múltiples variables. Por estas razones, para estimar con cierta fiabilidad los valores de estos parámetros, es preciso realizar simulaciones y aplicar ciertos modelos computacionales. En este caso habría que partir de las magnitudes dosimétricas más relevantes (densidad de corriente, J , en el rango de frecuencia hasta 10 MHz; e intensidad de corriente, I , en el rango de frecuencia hasta 110 MHz)¹⁰.

Para CEM de frecuencias próximas o superiores a los 100 kHz el cuerpo humano puede absorber energía que produce incrementos de temperatura generalmente apreciables. Nuevamente, el efecto sobre el cuerpo no es uniforme y el conocimiento exacto del mapa de distribuciones de los incrementos térmicos en el cuerpo humano es altamente dependiente de la frecuencia; asimismo se requiere la aplicación de modelos matemáticos basados en medidas o estimaciones de las magnitudes dosimétricas relevantes para cada zona del espectro (tasa específica de absorción de energía, del inglés *Specific Absorption Rate*, SAR, en el rango de frecuencias 100 kHz-10 GHz y la densidad de potencia, S , en el rango de frecuencias 10-300 GHz; también la absorción de energía específica, SA, para campos pulsados en el rango de frecuencias 300 MHz-10 GHz)¹⁰. En los tejidos, la potencia absorbida por unidad de masa, o SAR, suele definirse bien en el cuerpo entero o promediada para un cierto valor de masa de tejido. Es proporcional al cuadrado del campo eléctrico interno, la distribución del SAR en promedio y del SAR puede ser calculada o estimada a partir de medidas de laboratorio, y es altamente dependiente de la forma que tenga la parte del cuerpo expuesta al campo, así como de la ubicación exacta y geometría de la fuente (exposición a campo lejano o cercano), presencia de objetos, efectos de toma de tierra, etc. El SAR de cuerpo entero alcanza valores máximos, en condiciones de campo lejano, si el eje mayor del cuerpo humano es paralelo al vector del campo eléctrico. Para un hombre adulto, sin

conexión a tierra eléctrica, hay una frecuencia de resonancia de la absorción próxima a los 70 MHz.

A partir de los trabajos publicados a mediados de los años 80 se suele establecer una clasificación del espectro electromagnético atendiendo a la zona de interacción térmica con el cuerpo humano: entre 100 kHz y 20 MHz, la absorción se produce fundamentalmente en el cuello y las piernas; entre 20 MHz y 300 MHz, la absorción es relativamente alta en todo el cuerpo; entre 300 MHz y 10 GHz, la absorción es localizada y no uniforme; para frecuencias por encima a 10 GHz, la absorción de energía se produce preferentemente en la superficie del cuerpo¹¹. En esta último caso y dado que a frecuencias por encima de 10 GHz, como ya hemos indicado anteriormente, la profundidad de penetración del campo en los tejidos es muy pequeña, el SAR no es un buen estimador para evaluar la energía absorbida y por ello se emplea la densidad de potencia incidente del campo (en $W\ m^{-2}$) como magnitud dosimétrica.

b) Efectos biológicos derivados de estudios en animales y experimentos celulares *in vitro*. La literatura científica al respecto es muy amplia. Para una visión global y actualizada sobre el tema pueden consultarse, entre otros trabajos, la guía de la Organización Mundial de la Salud de 2007 sobre campos de frecuencia extremadamente baja, o el *Handbook* de Barnes y Greenbaum, también de 2007, en su tercera edición^{12,13}.

Es muy importante resaltar que los efectos biológicos en los que se fundamentan las distintas normativas están suficientemente contrastados, pero no deben equipararse efecto biológico y detrimento. Tal y como señala el documento de recomendaciones para limitar la exposición a campos eléctricos, magnéticos y electromagnéticos (hasta 300 GHz) de la ICNIRP (*International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection*)¹⁰ en el cual se fundamenta el desarrollo normativo actual, los efectos adversos para la salud son aquellos que causan un deterioro detectable de la misma en los individuos expuestos o en su descendencia, y no deben confundirse con los efectos biológicos que pueden traducirse o no en efectos nocivos.

Nuevamente deben establecerse diferencias entre exposiciones por debajo y por encima de 100 kHz. Por debajo de 100 kHz, a partir de ciertos valores umbrales de la densidad de corriente inducida, está bien establecido que las corrientes eléctricas inducidas pueden estimular el tejido nervioso y muscular directamente. Para frecuencias entre 10 Hz y 1 kHz, el estímulo neuronal y neuromuscular se produce para valores de la densidad de corriente del orden de $100\ mA\ m^{-2}$. Los umbrales aumentan progresivamente en las frecuencias inferiores a algunos Hz y por encima de 1 kHz. Sin embargo, con valores de densidad de corriente por debajo del umbral se puede afectar la excitabilidad neuronal a la vez que alterar la membrana celular, sin aparente efecto adverso para la salud¹⁴. Estos últimos efectos pueden aparecer en presen-

cia de señales eléctricas externas al campo celular entre 10 y 100 $mV\ m^{-1}$ (que corresponde a densidades de corriente inducidas entre 2 y 20 $mA\ m^{-2}$). En el rango de densidades de corriente entre 10 y 100 $mA\ m^{-2}$ pueden producirse efectos en los tejidos y alterarse algunas funciones cerebrales. Los problemas severos para la salud (extrasístoles cardiacas, fibrilación ventricular, fallo respiratorio) se asocian con densidades de corriente superiores a 1 $A\ m^{-2}$. Atendiendo a este conocimiento, la mayoría de las guías y recomendaciones establecen límites para la exposición humana a CEM con frecuencias en el rango de los pocos Hz hasta 1 kHz en valores de campo que puedan inducir densidades de corrientes superiores a 10 $mA\ m^{-2}$ en cabeza, cuello y tronco (véase el informe del ICNIRP)¹⁰.

Las bases biológicas para limitar la exposición de CEM en el rango de 100 kHz a 300 GHz se fundamentan básicamente en múltiples trabajos sobre respuestas fisiológicas y del comportamiento de animales de laboratorio sometidos a estrés térmico. La exposición de éstos a CEM que producían SAR de aproximadamente $4\ W\ kg^{-1}$ ha revelado un modelo característico de la respuesta termorreguladora, en el cual la temperatura del cuerpo inicialmente sube y luego se estabiliza siguiendo la activación de los mecanismos termorreguladores. Para valores de SAR que generan aumentos de la temperatura corporal por encima de $1-2^{\circ}C$ se han descrito múltiples efectos fisiológicos; entre ellos los más destacables serían algunas alteraciones en funciones neuronales y neuromusculares, incrementos de la permeabilidad de la barrera hematoencefálica, debilitamiento ocular (opacidad del cristalino y anomalías corneales), cambios en el sistema inmunitario asociados al estrés, cambios hematológicos, cambios reproductivos asociados al debilitamiento del esperma y cambios en la morfología de la célula, bien en su contenido electrolítico o en las funciones de la membrana. Bajo condiciones de exposición parcial a CEM intensos los daños térmicos pueden ser significativos en órganos sensibles, tales como cristalino y gónadas. Estos datos forman los fundamentos para la restricción de la exposición a CEM que den lugar a un SAR de $0,4\ W\ kg^{-1}$, tal como está recogida en la mayoría de las guías y normas de seguridad. Dicha restricción proporciona un factor 10 de margen de seguridad con respecto a los umbrales para los efectos irreversibles en los tejidos más termosensibles.

c) Datos epidemiológicos resultantes de estudios sobre voluntarios, datos ocupacionales o derivados de estudios sobre pacientes. Los estudios epidemiológicos y anecdóticos son múltiples y en ocasiones contradictorios. Como referencia de base, tanto para los estudios en el rango de frecuencias entre 0 y 100 kHz como para aquéllos entre 100 kHz y 300 GHz, puede consultarse el informe de la ICNIRP del año 1998 ya mencionado anteriormente¹⁰.

Respecto a las frecuencias hasta 100 kHz el informe ICNIRP 1998 indica que los datos son escasos para proporcionar una base sólida para las recomendaciones sobre la exposición. En una gran cantidad de estudios epidemiológicos no se ha proporcionado ninguna evidencia consistente de efectos reproductivos adversos. En frecuencias inferiores a 1 kHz, se establece el valor umbral de 10 mA m^{-2} de densidad corriente para la aparición de efectos menores sobre funciones del sistema nervioso. Entre voluntarios, los efectos más consistentes de la exposición son la aparición de fosfenos visuales y una reducción del ritmo cardíaco durante o inmediatamente después de la exposición a los campos de frecuencia extremadamente baja, pero no hay evidencia de que estos efectos transitorios estén asociados con riesgos para la salud a largo plazo. En relación con la aparición de diversos tipos de cáncer o leucemias, aun cuando hay estudios que parecen indicar aumentos en los factores de riesgo entre un 1,5 y 3%, la ICNIRP no considera que exista evidencia suficiente para introducir límites de exposición. Es muy importante destacar que la Directiva 2004/40/EC, objeto de discusión del presente artículo, únicamente establece límites y recomendaciones por efectos inmediatos y no se refiere en ningún caso a efectos a largo plazo.

En lo que respecta a exposiciones en la zona de CEM entre 100 kHz y 300 GHz solamente hay un número limitado de estudios epidemiológicos acerca de los efectos en la reproducción y el riesgo de cáncer en individuos expuestos a las microondas. El informe de la ICNRP indica que los estudios reproductivos y de exposición a microondas son aún escasos y generalmente tienen defectos a la hora de estimar las exposiciones y, en muchos casos, las muestras de sujetos no son significativas. Algunos estudios de poblaciones que vivían cerca de transmisores de CEM han sugerido un aumento de incidencia local de leucemia¹⁵, pero los resultados no son concluyentes.

Por otra parte, cuando se han estudiado los efectos de trabajar en un ambiente de temperaturas relativamente elevadas se ha observado una disminución de la habilidad para efectuar tareas simples. En varios estudios sobre las respuestas termorreguladoras de voluntarios expuestos a CEM en equipos de imagen de RM se ha demostrado que, en exposiciones inferiores a 30 minutos y con valores de SAR inferiores a 4 W kg^{-1} , el aumento de la temperatura corporal resultó inferior a 1°C ¹⁶.

3.- Revisión de la Directiva 2004/40/EC y su influencia en las aplicaciones clínicas en equipos de RM

Básicamente por los motivos recogidos en la sección anterior, sumados a la creciente preocupación y alarma social por el impacto sobre la salud de las nuevas tecnologías relacionadas con la telefonía móvil, las líneas de

alta tensión y otros dispositivos generadores de CEM, el Parlamento Europeo y el Consejo de Europa promulgaron con fecha 29 de abril de 2004 una Directiva sobre "las disposiciones mínimas de seguridad y de salud relativas a la exposición de los trabajadores a los riesgos derivados de los agentes físicos (campos electromagnéticos)"⁸. Dicha Directiva, denominada 2004/40/EC, establece las disposiciones mínimas en materia de protección de los trabajadores contra los riesgos para su salud y su seguridad derivados o que puedan derivarse de la exposición a campos electromagnéticos (0 Hz a 300 GHz) durante su trabajo. La Directiva se refiere al riesgo para la salud y la seguridad de los trabajadores debido a los efectos negativos a corto plazo causados por la circulación de corrientes inducidas y por la absorción de energía en el cuerpo humano, así como por las corrientes de contacto. No aborda los efectos a largo plazo, incluidos los posibles efectos carcinogénicos de la exposición a campos eléctricos, magnéticos y electromagnéticos variables en el tiempo, sobre los cuales la propia Directiva afirma que no hay pruebas científicas concluyentes que establezcan una relación de causalidad. La Directiva se basa en la adopción de "valores límite de exposición (ELV)", definidos como los límites de la exposición a campos electromagnéticos basados directamente en los efectos sobre la salud conocidos y en consideraciones biológicas y "valores que dan lugar a una acción", definidos como el nivel de los parámetros directamente medibles, expresados en términos de intensidad de campo eléctrico (E), intensidad de campo magnético (H), densidad de flujo magnético o inducción magnética (B) y densidad de potencia (S), ante los cuales deben tomarse una o más de las medidas especificadas en la Directiva. La observancia de estos valores garantiza la conformidad con los correspondientes valores límite de exposición. El Artículo 13 señala que los estados miembros pondrán en vigor las disposiciones legales, reglamentarias y administrativas necesarias para dar cumplimiento a lo establecido en la presente Directiva a más tardar el 30 de abril de 2008.

Aun cuando la Directiva 2004/40/EC no menciona expresamente las aplicaciones clínicas de la RM, las exposiciones profesionales de los trabajadores (especialistas médicos, enfermeras, ingenieros, técnicos, personal de limpieza, etc.) en la vecindad de un equipo de RM de uso clínico están claramente afectadas por las siguientes razones:

- La Directiva no incluye restricciones específicas para campos estáticos, sin embargo, un trabajador moviéndose en el campo magnético generado por el equipo de RM experimentará un flujo de corriente eléctrica variable como resultado de su propio movimiento. Magnitud que sí aparece en la relación de los valores límite de exposición (véase tabla 1). Por tanto, en relación con los campos estáticos, inicialmente -matizaremos algo en los siguientes párrafos- las acciones reguladas por la directi-

Tabla 1. Valores límite de exposición ocupacional de la Directiva 2004/40/EC8. (Adaptada por el autor para las frecuencias de interés en RM).

Rango de frecuencias de interés en equipos de RM	Valor eficaz de la densidad de corriente para cabeza y tronco, J (mA/m ²) f (frecuencia en Hz)	Tasa de absorción específica, SAR en (W/kg) (todos los valores SAR deben ser promediados a lo largo de un período cualquiera de 6 minutos)		
		SAR promediado en cuerpo entero	SAR localizado (la masa promediada de SAR localizado la constituye una porción cualquiera de 10 g de tejido contiguo)	
			cabeza y tronco	extremidades
Hasta 1 Hz	40	-	-	-
1 - 4 Hz	40/f	-	-	-
4 - 1000 Hz	10	-	-	-
1000 Hz-100 kHz	f/100	-	-	-
100 kHz - 10 MHz	f/100	0,4	10	20
10 MHz -10 GHz	-	0,4	10	20

va tienen que interpretarse como limitaciones al movimiento del trabajador en el campo generado por el equipo. Recordemos que en la mayoría de los equipos el campo estático debería considerarse a efectos prácticos como un campo permanente.

– Los equipos de imagen de RM generan también campos magnéticos variables en el tiempo, los llamados "gradientes", que son de *facto* campos pulsados con frecuencias en el rango de los kHz. En este caso la aparición de corrientes inducidas puede darse aun cuando el trabajador permanezca estático. Los equipos de RM emplean actualmente gradientes de hasta 66 mT/m para localizar las señales en el espacio. Los campos se centran en el paciente pero pueden extenderse fuera del núcleo central. El valor de la densidad de corriente inducida sobre el trabajador sólo aparece en el momento de la adquisición de la imagen y dependerá fuertemente del tipo de secuencia activa en el momento en el que el trabajador esté cerca del equipo.

– Además, en el momento de adquirir la imagen el equipo y el paciente generan campos de radiofrecuencia, con posible incremento del SAR del trabajador y el efecto térmico asociado. Este efecto es en general poco intenso.

En la tabla 1 recogemos los valores límite de exposición, ELV, que aparecen en el anexo de la Directiva 2004/40/EC, y que condicionan las acciones a tomar en las instalaciones de RM para uso clínico.

Los valores que dan lugar a una acción se obtienen a partir los ELV conforme a criterios de la ICNIRP y están

resumidos en la tabla 2. Las acciones a tomar se detallan en el artículo 5 de la Directiva y contemplan entre otras: identificar áreas y limitar el acceso a las mismas, prohibir la exposición a los trabajadores por encima de los valores límite de exposición, aplicar un plan de actuación que incluya medidas técnicas y organizativas destinadas a evitar que la exposición supere los ELV (en particular, introducir otros métodos de trabajo que conlleven una exposición menor; elección de equipos que generen menos CEM; medidas técnicas para reducir la emisión de CEM, entre las que se incluyen, cuando sea necesario, el uso de sistemas de bloqueo, el blindaje o mecanismos similares de protección; la adopción de programas adecuados de mantenimiento del equipo; la correcta concepción y disposición de los lugares y puestos de trabajo; la limitación de la duración e intensidad de la exposición; y la plena disponibilidad de equipos de protección personal adecuados).

Ya se han detallado anteriormente los fundamentos científicos para la limitación de los CEM variables. En relación con los campos estáticos, los fundamentos para la toma de acciones por debajo de 1 Hz se detallan en el informe ICNIRP de 1994, "Guidelines on Limits of Exposure to Static Magnetic Fields"¹⁷. Se espera una revisión de este documento en 2009. Este hecho se ha utilizado como argumento, entre otros, para establecer la moratoria en la adaptación de la Directiva a los Estados Miembros, como comentaremos en secciones posteriores. En el documento de 1994 del ICNIRP se indican los siguientes efectos y valores de interés: no se observan

Tabla 2. Valores que dan lugar a una acción de la Directiva 2004/40/EC8. (Adaptada por el autor para las frecuencias de interés en RM)

Rango de frecuencias de interés en equipos de RM	Intensidad de campo eléctrico, E (V/m)	Intensidad de campo magnético, H (A/m)	Inducción magnética, B (mT)
0 - 1 Hz	-----	1,63 x 10 ⁵	200
1 - 8 Hz	20000	1,63 x 10 ⁵ /f ²	200 /f ² (de 200 a 3,125)
8 - 25 Hz	20000	2 x 10 ⁴ / f	25 / f (3,125 a 1)
0,025 - 0,82 kHz	500 / f	20 / f	25 / f (1 a 0,03)
0,82 - 65 kHz	610	24,4	30,7
10 - 400 MHz	61	0,16	0,2

f frecuencia en Hz

efectos *in vivo* por debajo de 2T y no hay evidencia de efectos adversos de tipo reproductivo. Las exposiciones en voluntarios a campos por encima de 4T han demostrado que pueden producir vértigo, náuseas, sensación de sabor metálico y fosfenos. En cualquier caso, todo parece indicar que estos efectos están asociados a movimientos del individuo en un campo estático con un elevado gradiente espacial. No hay evidencias epidemiológicas de daño incluso para valores superiores de campo magnético. El documento de la ICNIRP sugiere como criterio de seguridad para exposiciones ocupacionales en cuerpo entero no sobrepasar en promedio 200 mT en una jornada laboral (el movimiento en este campo genera corrientes inducidas en el cuerpo humano entre 10 - 100 mA/m²) y no sobrepasar 2T como límite instantáneo (5T para extremidades). Nótese sin embargo que la Directiva 2004/40/EC (véase tabla 1 y tabla 2, filas de datos de hasta 1 Hz) incluye el valor de 200 mT como un valor de acción instantáneo, no promediado en el tiempo. No se clarifica legalmente la conexión entre los valores establecidos como "de actuación" y los establecidos como "límite". Dicha conexión está determinada por el tipo de movimiento del trabajador en la proximidad del equipo de RM.

4.- Revisión de las condiciones de exploración en RM que supondrían una superación de los límites ocupacionales establecidos en la Directiva 2004/40/EC

Nos referiremos en esta sección a dos estudios recientes publicados en el año 2007, generados por sendos proyectos de investigación y que muestran las situaciones y aplicaciones clínicas de la RM en las cuales podrían superarse los límites y valores de actuación establecidos en la Directiva 2004/40/EC.

El primero de ellos es el documento "*Assessment of electromagnetic fields around magnetic resonance imaging (MRI) equipment*" elaborado para el *Health and Safety Executive* (HSE) del Reino Unido por la empresa MCL Technology Limited conjuntamente con la Universidad de Queensland y coordinado por el Profesor Stuart Crozier¹⁸. El informe, en su primera parte, aplica modelos computacionales para calcular las corrientes inducidas en blancos móviles que simulan personas en la proximidad del campo estático y en gradientes generados por tres tipos diferentes de equipos de RM, dos de uso clínico (de 1,5T y 4T) y otro usado en investigación (7T). Los campos magnéticos simulados son representativos de un equipo Infinion de 1,5T (con blindaje activo), un Siemens de 4T (también con blindaje activo) y un equipo de EMI de 7T (sin blindaje). El modelo contempla simulaciones de cuatro tipos distintos de movimientos (andar paralelamente al eje longitudinal del equipo, andar transversalmente, moverse rápida y paralelamente, y moverse rápida y transversalmente)

en 800 puntos distintos en torno a la unidad de RM. Para establecer las trayectorias y valores de las corrientes inducidas se emplean los modelos de cuerpo humano masculino NORMAN¹⁹ y femenino NAOMI²⁰, y datos de propiedades eléctricas de tejidos establecidos por la propia compañía MCL. El informe concluye que pueden superarse los límites de la normativa en relación con la aparición de corrientes inducidas en los tres equipos simulados aproximadamente a 1 m de distancia del imán. El movimiento a velocidades por debajo de 1 m·s⁻¹ permite cumplir con los límites aun a distancias más próximas.

Respecto a los gradientes, el informe simula algunos de los más comúnmente empleados en los dispositivos comerciales cilíndricos. Las simulaciones muestran que los campos y corrientes inducidas en los trabajadores pueden ser del mismo orden de magnitud que los que aparecen sobre el paciente durante la adquisición de la imagen y, por tanto, no pueden ser obviados. Los datos indican que los gradientes longitudinales en general inducen corrientes mayores que los transversales, y que la situación más desfavorable se observa cuando se activan simultáneamente en los tres ejes. Los cálculos muestran que pueden sobrepasarse los límites establecidos en la Directiva 2004/40/EU cuando el trabajador se encuentre a menos de un metro de las bobinas generadoras de gradiente.

La segunda parte del informe Crozier describe el empleo de dosímetros personales para la estimación de la exposición a trabajadores en instalaciones de RM. Dichos dosímetros se han desarrollado específicamente para el proyecto (bajo patente PCT/AU2005/001495). Las medidas con los dosímetros en situaciones reales confirman la bondad de los valores de los campos magnéticos simulados. Los dosímetros proporcionan medidas precisas en un amplio rango de valores de inducción magnética (de 0 a 7 T) y una resolución de 0,25 mT que se mantiene en la banda de 0 Hz a decenas de kHz. El dosímetro emplea un sistema de tres ejes, orientados en tres direcciones ortogonales, que permite medidas isotrópicas en 1 cm³ de volumen. El dosímetro puede conectarse vía USB a un sistema informático y mostrar la exposición acumulada, la tasa de cambio del campo magnético, valores pico y promediados, etc.

Un segundo documento, en este caso de un proyecto presentado y promovido por la Comisión Europea, desarrollado por un consorcio liderado por el *Imperial College of London*, "*An Investigation into Occupational Exposure to Electromagnetic Fields for Personnel Working With and Around Medical Magnetic Resonance Imaging Equipment*"²¹, corrobora las previsiones del informe Crozier al describir situaciones reales en las cuales se superan los límites establecidos por la Directiva. En este proyecto, la Sociedad Europea de Radiología propuso cuatro centros para la observación y registro de procedimientos clínicos así como para la realización de medidas

Tabla 3. Equipos e instalaciones participantes en el proyecto VT/2007/017 de la CE²¹.

Institución	Fabricante/ modelo	Tipo	Intensidad de campo B ₀	Dedicado a
Universidad de Colonia	Philips/ Panorama HFO	RM abierta	1,0 T	Imagen clínica, intervencionismo
Hospital Hautepierre, Estrasburgo	Siemens/ Avanto SQ-Engine	RM cilíndrica	1,5 T	Imagen clínica, pediatría
Universidad de Lovaina	Philips/ Achieva Quasar Dual	RM cilíndrica	3,0 T	Investigación e imagen clínica funcional
Universidad de Nottingham	Philips/ Intera	RM cilíndrica	7,0 T	Investigación, Imagen funcional cerebro

de los CEM generados en dichas instalaciones (véase la tabla 3 con el detalle de equipos y centros participantes en el estudio).

Las conclusiones del estudio muestran con detalle situaciones y procedimientos reales que podrían superar los límites establecidos en la Directiva 2004/40/EU. Atendiendo al peor escenario posible, el informe expone lo siguiente: las restricciones en relación con el calentamiento producido por un aumento del SAR se satisfacen en cualquiera de los procedimientos convencionales actuales excepto si hay superposición de cuerpos en el interior del equipo. En lo que respecta a procedimientos intervencionistas, los valores del SAR obtenido se encuentran cercanos al límite, sin embargo pueden optimizarse siguiendo pautas apropiadas. En relación con la aparición de corrientes, bien por movimiento o por gradiente, los límites se sobrepasan en un factor 10 o superior para una persona en movimiento en la proximidad del imán. En el caso de procedimientos intervencionistas el factor de superación de los límites puede estar en torno a 100.

5.- Conclusiones. Algunas críticas a la promulgación de la directiva 2004/40/EC. Estado actual y punto de vista de la EFOMP

Desde la promulgación de la Directiva 2004/40/EC, se han sucedido las publicaciones, declaraciones y llamadas de atención por parte diversas Sociedades Científicas Europeas (entre otras: *European Society of Radiology* (ESR), *European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology* (ESMRMB), *European Union of Medical Specialists* (EUMS) y asociaciones de fabricantes *European Coordination Committee of the Radiological, Electromedical and Healthcare IT Industry* (COCIR), en el sentido de solicitar que la RM clínica e intervencionista quede fuera del objeto de aplicación de la Directiva 2004/40/EC²². Se argumenta que la aplicación de la Directiva compromete la posibilidad del desarrollo presente y futuro de técnicas y procedimientos de RM, que implican mucho menor riesgo al paciente que el empleo de

otras técnicas de imagen con radiaciones ionizantes. A resultas de todo ello, el Parlamento, el Consejo y la Comisión Europeas consideran que el tiempo necesario para analizar dicha información y obtener nuevas evidencias que permitan en su momento promulgar y adoptar una nueva directiva, justifica una moratoria de cuatro años en la fecha límite para adaptar la Directiva 2004/40/EC a la normativa de los Estados Miembros⁹. La reciente Directiva 2008/46/EC de 28 de abril de 2008, establece el 30 de abril de 2012 como fecha límite para transponer la Directiva 2004/40/EC a los Estados Miembros.

Habiendo sido invitada la *European Federation of Organisations for Medical Physics* (EFOMP), de la cual la SEFM es miembro activo, a formar parte de la llamada "Alliance for MRI", estructura organizativa creada en el seno del Congreso Anual de la ESR 2007 (www.myesr.org/) y cuyo objetivo es promover la derogación de la Directiva 2004/40/EC en lo que se refiere a la práctica de la RM clínica e intervencionista, la EFOMP pretende elaborar una posición común entre las Sociedades de Física Médica Europeas en relación con este tema. Inicialmente la EFOMP ha acordado apoyar cualquier iniciativa de las Sociedades de Física Médica integradas en ella para promover estudios, proyectos de investigación, conferencias, grupos de trabajo, etc. cuyo objetivo sea el de mejorar el conocimiento sobre los riesgos sobre la salud de trabajadores y pacientes en instalaciones de RM.

Referencias

1. Kuhl CK, Traber F, Schild HH. Whole-Body High-Field-Strength (3.0-T) MR Imaging in Clinical Practice. Part I. *Radiology* 2008; 246:675-696.
2. Kuhl CK, Träber F, Gieseke J, Drahanowsky W, Morakkabati-Spitz N, Willinek W, et al. Whole-Body High-Field-Strength (3.0-T) MR Imaging in Clinical Practice. Part II. *Radiology* 2008; 247:16-35.
3. National Radiological Protection Board, NRPB. Advice on acceptable limits of exposure to nuclear magnetic resonance clinical imaging. Chilton, London: HMSO; 1984.

4. International Non-ionizing Radiation Committee of the IRPA. Protection of the patient undergoing a magnetic resonance examination. *Health Phys* 1991;61:923-928.
5. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, ICNIRP. Statement. Medical Magnetic Resonance (MR) procedures: protection of patients. *Health Phys* 2004; 87:197-216.
6. International Labour Office, ILO. Protection of workers from power frequency electric and magnetic fields: a practical guide. Geneva: International Labour Office, Occupational Safety and Health Series 69; 1993.
7. International Electrotechnical Commission, IEC. Medical Electrical Equipment - Part 2-33: Particular Requirements for the Safety of Magnetic Resonance Equipment for Medical Diagnosis Edition: 2.0. IEC 60601-2-33. Edition 2.1 currently under review; 2002.
8. Directive 2004/40/EC of the European Parliament and of the Council of 29 April 2004 on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (electromagnetic fields) (18th individual Directive within the meaning of Article 16(1) of Directive 89/391/EEC) *Diario Oficial de la Unión Europea* de fecha 24.05.2004 L 184/1-9. 2004.
9. Directive 2008/46/EC of the European Parliament and of the Council of 23 April 2008 amending Directive 2004/40/EC on minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (electromagnetic fields) (18th individual Directive within the meaning of Article 16(1) of Directive 89/391/EEC) *Diario Oficial de la Unión Europea* de fecha 26.04.2008 L 114/88-89, 2008.
10. International Commission on Non-ionising Radiation Protection, ICNIRP. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Phys* 1998;74:494-522.
11. Durney CH, Massoudi H, Iskander NIF. Radiofrequency radiation dosimetry handbook, Reg. No. SANI-TR-85-73. I.J.S. Air Force School of Aerospace, Medical Division, Brooks Air Force Base, Texas; 1985.
12. World Health Organisation. Environmental Health Criteria 238: Extremely Low Frequency (ELF) Fields. WHO, Geneva, Switzerland; 2007.
13. Barnes FS, Greenebaum B. Eds. Biological and medical aspects of electromagnetic fields. Handbook of biological effects of electromagnetic fields. 3rd edition. CRC Press Boca Raton; 2007.
14. Tenforde TS. Biological interactions of extremely-low frequency electric and magnetic fields. *Bioelectrochem Bioenerg* 1991; 25:1-17.
15. Hocking B, Gordon R, Grain ML, Hatfield GE. Cancer incidence and mortality and proximity to TV towers. *Med J Aust* 1996; 165:601-605.
16. Shellock F, Crues V. Temperature, heart rate, and blood pressure changes associated with clinical imaging at 1.5 T. *Radiology* 1987;163:259-262.
17. International Commission on Non-ionising Radiation Protection, ICNIRP. Guidelines on Limits of Exposure to Static Magnetic Fields. *Health Phys* 1994;66:100-106.
18. Chadwick P. Assessment of electromagnetic fields around magnetic resonance imaging equipment, Research Report RR570 for HSE, MCL-T Ltd. United Kingdom, 2007.
19. Dimbylow PJ. Current densities in a 2 mm resolution anatomically realistic model of the body induced by low frequency electric fields. *Phys Med Biol* 2000;45:1013-1022.
20. Dimbylow PJ. Development of the female voxel phantom, NAO-MI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields. *Phys Med Biol* 2005;50:1047-1070.
21. Capstick M, McRobbie D, Hand J, et al. Project VT/2007/017. An Investigation into Occupational Exposure to Electromagnetic Fields for Personnel Working with and around Medical Magnetic Resonance Imaging Equipment. Ed. Foundation for Research on Information Technology in Society - Imperial College London. 2007.
22. Frija G, Bittoun J, Krestin GP, Norris D. European directive on electromagnetic fields. *Eur Radiol* 2006;16:2886-2889.

Desarrollo y aceptación de una aplicación informática para la verificación de planes de radioterapia con intensidad modulada mediante el método del índice gamma

C. J. Sanz Freire, C. Martín Rincón, C. Montes Fuentes, Y. Prezado Alonso, E. De Sena Espinel

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca.

Development and acceptance of a software tool for intensity modulated radiotherapy plan verification based on the gamma index method

Resumen

El método del índice gamma para la comparación de dos distribuciones de dosis es el más extendido para la verificación de planes de radioterapia con intensidad modulada (IMRT). Existen diversas aplicaciones informáticas comerciales dedicadas a dicha evaluación, pero la necesidad de adaptar el funcionamiento de estos programas a muy distintos procedimientos de verificación plantea la opción de un desarrollo propio de software que tenga en cuenta las necesidades particulares de cada procedimiento. En nuestro Servicio se ha desarrollado una aplicación informática para la verificación de planes de tratamiento con IMRT mediante el índice gamma adaptado a nuestro procedimiento, a la que hemos sometido a las pruebas pertinentes para garantizar su correcto funcionamiento. Esta herramienta informática solventa algunas limitaciones del software comercial anteriormente empleado, y es utilizada actualmente en la práctica diaria.

Palabras clave: Índice gamma. Verificación de plan de tratamiento. Radioterapia con intensidad modulada. Aplicación informática.

Abstract

The gamma index method for the comparison of two dose distributions has been widely adopted for intensity modulated radiotherapy (IMRT) treatment plan verification. This task is usually performed with the help of different commercial applications, none of which has been developed for a specific treatment plan verification procedure. As a result, their use is often unpractical and time-consuming. In this paper, the development of a software tool for IMRT treatment plan verification based on the gamma index method is described. Exhaustive tests have been conducted on this application to ensure its correct operation. This new software tool, which fits the specific requirements of our verification procedure and overcomes the problems and limitations of commercial software, is fully operative and used on a routine basis.

Key words: Gamma index. Treatment plan verification. Intensity modulated radiotherapy. Software tool.

Introducción

Desde el 2005 lleva realizándose en el Hospital Universitario de Salamanca la técnica de radioterapia con intensidad modulada (IMRT) para el tratamiento del carcinoma de próstata localizado. La complejidad de este tipo de tratamientos hace necesario un control de calidad (CC) específico para cada paciente¹. El modo más común consiste

en verificar experimentalmente el plan de tratamiento evaluado y aprobado en el sistema de planificación sobre un maniquí de verificación, el cual es irradiado manteniendo los mapas de fluencia originales de la planificación sobre el paciente²⁻⁵. La evaluación cuantitativa de los resultados se realiza en términos de la *distribución gamma*⁶.

La distribución gamma ha sido empleada para la verificación de planes de tratamiento de IMRT sobre maniquí. Su utilización ha sido revisada y refinada a lo largo del tiempo por diversos autores⁷⁻¹⁴. Se han definido indicadores cuantitativos que describen el comportamiento de la distribución gamma, como el ángulo del índice gamma, cuyo valor nos indica la influencia de la diferencia de dosis y la DTA (*distance-to-agreement*) en el valor final del índice gamma¹⁵.

Correspondencia: Carlos Martín Rincón. Servicio de Radiofísica y P.R. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007. Salamanca.

E-mail: mfbordes@usal.es

Fecha de recepción: 31-1-2007

Fecha de aceptación: 26-2-2008

El uso de aplicaciones informáticas facilita la evaluación de la distribución gamma^{13,15,16}. El objetivo del presente trabajo es describir la aplicación informática desarrollada en nuestro Servicio, que permite el cálculo de la distribución gamma, el ángulo de índice gamma y de otros indicadores, y que suple las limitaciones de un software comercial que se empleaba anteriormente. Se describen las pruebas realizadas sobre dicha aplicación para comprobar su correcto funcionamiento.

Material y métodos

Descripción del procedimiento de control de calidad de planes de IMRT

El Servicio de Radiofísica realiza un CC del plan de tratamiento IMRT individualizado¹⁷. La dosimetría clínica se lleva a cabo con el sistema de planificación XiO v.4.3 (CMS). El plan evaluado y aprobado para cada paciente se recalcula sobre un estudio CT de un maniquí cilíndrico de poliestireno blanco RW3 (PTW), manteniendo las características geométricas y las fluencias de cada campo. El plan recalculado se irradia en el acelerador Primus (Siemens) con colimador multiláminas de 21 pares de láminas, mediante la técnica de *step-and-shoot*, empleando fotones de 18 MV. La medida de la distribución de dosis en el maniquí se realiza con películas radiocrómicas Gafchromic EBT (IPS) colocadas en planos transversales. Empleamos 5 películas insertadas en el plano del isocentro y planos a 1 y 2 cm a ambos lados de éste. Las placas se digitalizan mediante un escáner Epson Expresión 1680 Pro, obteniéndose una imagen en formato RGB de 48 bits y resolución espacial de 72 píxeles por pulgada (ppp), almacenándose como archivo TIFF sin compresión. Las matrices de dosis correspondientes a los planos del maniquí donde se han insertado las películas son calculadas en el planificador y exportadas con resolución de 1 mm.

La comparación entre las imágenes de las películas y las matrices de dosis exportadas está basada en la distribución gamma. Empleamos para ello una aplicación informática realizada en el Servicio de Radiofísica, desarrollada en Matlab 6.5 (The Math Works, Inc.).

Para la calibración dosis frente nivel de gris realizamos una placa consistente en la irradiación de 6 campos de tamaño 5 x 5 cm², con valores de dosis desde 0,40 hasta 3,30 Gy. Se digitaliza la placa y se extrae el canal rojo de la imagen RGB (la mayor sensibilidad de este tipo de películas corresponde a la longitud de onda del rojo¹⁸⁻²⁰). La curva de calibración se obtiene con otra rutina, que extrae el histograma de la imagen TIFF de la placa de calibración, y halla los 6 máximos correspondientes a los 6 campos irradiados. La curva de calibración se construye mediante un ajuste por mínimos cuadrados a un polinomio de tercer grado, característico de este tipo de películas¹⁸.

A partir de la imagen escaneada, la rutina automáticamente procede a la extracción del canal rojo, corrección por rotación, escalado de la imagen, calibración a partir de la curva obtenida y normalización.

El cálculo del índice gamma en la imagen evaluada a partir de la imagen de referencia se realiza mediante una búsqueda ordenada en una "región de interés" (ROI) de 7 x 7 mm² alrededor de cada píxel considerado. La tolerancia que admitimos es 3 mm para la DTA y 3% para la diferencia de dosis, similar a la propuesta por otros autores con un equipamiento similar²¹.

La rutina muestra los siguientes resultados:

- 1- Una imagen con la diferencia relativa en dosis entre ambas distribuciones.
- 2- Una imagen con la distribución del índice gamma.
- 3- Una imagen con la distribución del ángulo del índice gamma.
- 4- Un histograma de frecuencia con los valores del índice gamma.
- 5- Un cuadro de texto con valores que describen cuantitativamente la distribución gamma, como el valor medio del índice gamma (γ_{medio}) y el valor medio del 1% de valores más altos del índice gamma ($\gamma_{1\%}$)¹⁵.
- 6- Un fichero de texto con los resultados.

Pruebas realizadas para garantizar el correcto funcionamiento de la aplicación

Se comprueba el correcto funcionamiento de la rutina simulando artificialmente modificaciones de una imagen de referencia. Las pruebas comprenden:

1. *Desplazamiento de la imagen respecto a la de referencia en los dos ejes del plano.*
2. *Modificación de la normalización respecto a la imagen de referencia.*
3. *Desplazamiento y modificación de la normalización de la imagen de referencia simultáneamente.*
4. *Modificación del tamaño de la ROI de búsqueda del valor gamma.*
5. *Modificación del tamaño de píxel de las imágenes.* Se estudia la dependencia de los resultados con la resolución de las imágenes.
6. *Superposición de ruido pseudoaleatorio a la imagen de referencia.* Se estudia cómo dependen los resultados de la presencia de ruido en las imágenes.
7. *Filtrado de la imagen original de referencia empleando el filtro de mediana y media implementado en nuestra rutina.*

Implementación de la aplicación en la práctica

La aplicación práctica de esta rutina es el CC de los planes de tratamiento con IMRT. Tras comprobar su correcto funcionamiento mediante las pruebas descritas, hemos llevado a cabo el CC de 55 planes de tratamiento con IMRT.

Resultados y discusión

Resultados de las pruebas para garantizar el correcto funcionamiento de la aplicación

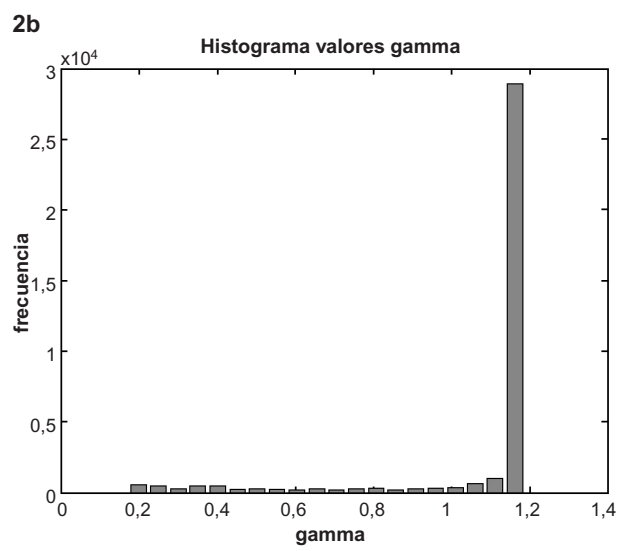
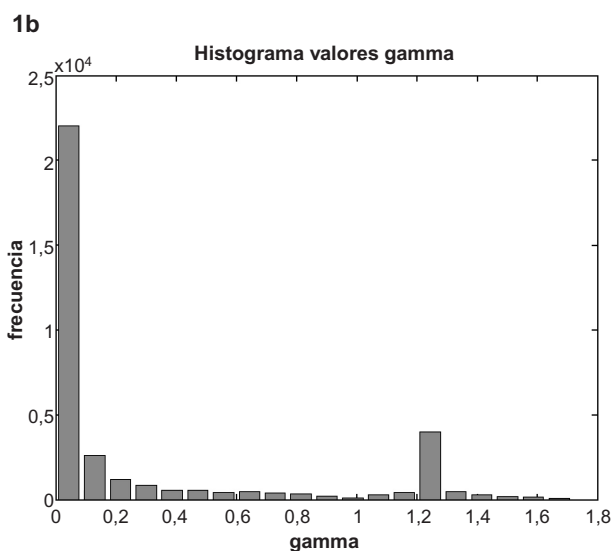
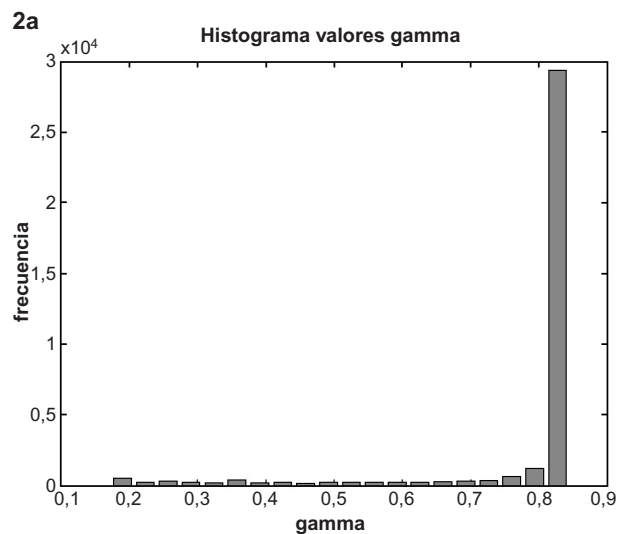
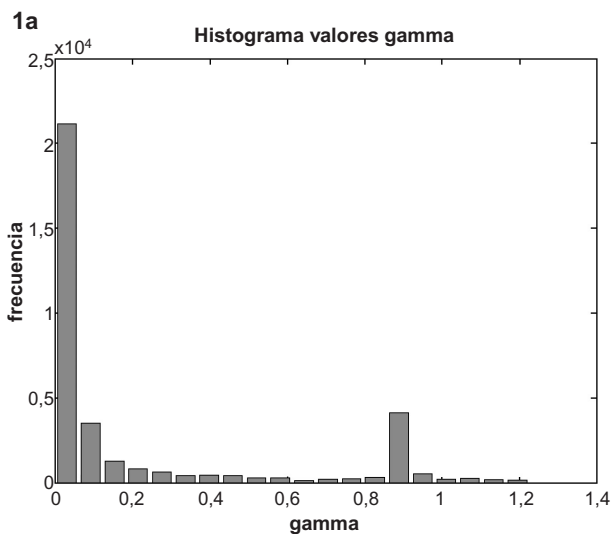
1. *Desplazamiento de la imagen respecto a la de referencia en los dos ejes del plano.* Los valores del índice gamma aumentan sólo en la región de mayor gradiente de dosis. En el histograma se representa como un pequeño pico en torno a $\gamma=1$, situándose por debajo cuando el desplazamiento no supera la tolerancia de DTA, y viceversa (figs. 1a y 1b).

2. *Modificación de la normalización respecto a la imagen de referencia.* Los valores del índice gamma aumentan en toda la imagen, al modificarse simultáneamente los valores de diferencia de dosis. Los histogramas muestran un pico grande en torno a $\gamma=1$, si-

tuándose por debajo cuando el desplazamiento no supera la tolerancia de diferencia de dosis y viceversa (figs. 2a y 2b).

3. *Desplazamiento y modificación de la normalización de la imagen de referencia simultáneamente.* Los valores de gamma aumentan en toda la imagen, formando una distribución ensanchada cercana al valor $\gamma=1$ (fig. 3).

4. *Modificación del tamaño de la ROI de búsqueda del valor gamma.* Los resultados mejoran según se amplía el margen de búsqueda ya que, aun creciendo la distancia, existe la posibilidad de encontrar diferencias de dosis menores. Esto ocurre hasta que el margen de búsqueda es igual a la tolerancia de DTA. Los valores de gamma calculados para píxeles más lejanos de la tolerancia de DTA tienen $\gamma>1$ por definición, así no es posible mejorar la estadística de $\gamma>1$ (fig. 4).



Figs. 1a y 1b. Histogramas correspondientes a un desplazamiento de la imagen respecto a la de referencia, en los dos ejes del plano, de 2,5 mm (a) y 3,5 mm (b) (simultáneo en las direcciones X e Y) respectivamente.

Figs. 2a y 2b. Histogramas correspondientes a una modificación de la normalización respecto a la de referencia en un factor 0,975 (a) y 0,965 (b) respectivamente.

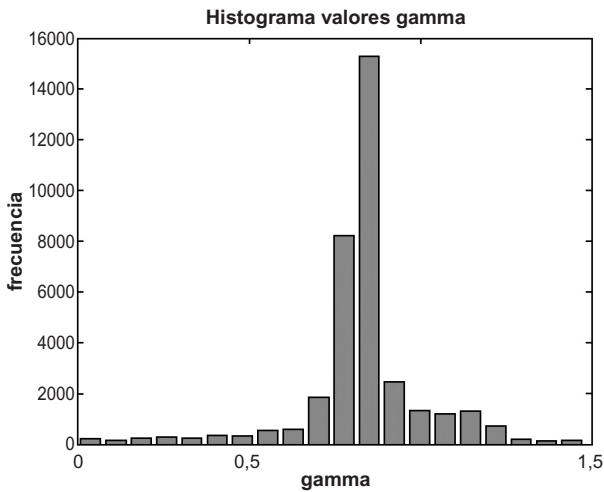


Fig. 3. Histograma correspondiente a una modificación de la normalización respecto a la de referencia en un factor 0,975 y un desplazamiento (simultáneo en las direcciones X e Y) de 2,5 mm.

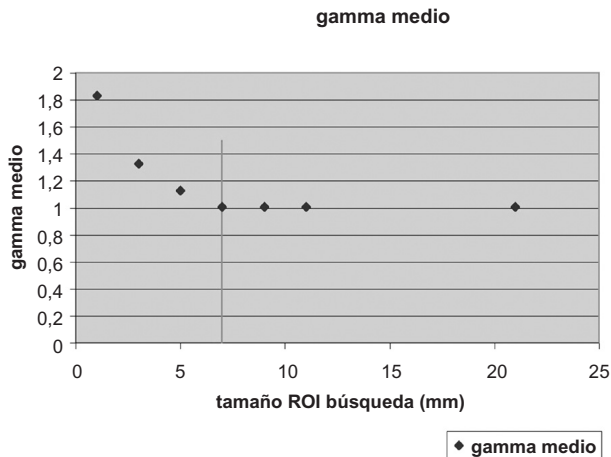


Fig. 4. Efecto de la modificación del tamaño de la ROI de búsqueda del valor gamma. Se muestra el valor de gamma medio en función del tamaño de ROI de búsqueda en mm alrededor del píxel considerado.

5. Modificación del tamaño de píxel de las imágenes.

Los resultados dependen de la resolución de las imágenes, aunque no de forma drástica. Los valores de gamma, en términos de γ_{medio} , $\gamma_{1\%}$, y porcentaje de puntos con $\gamma > 1$ son mayores al aumentar el tamaño de píxel (tabla 1). Stock et al.¹⁵ mencionan resultados similares, aunque omiten una discusión sobre los mismos. Se puede comprobar que, cuando se disminuye la resolución espacial integrando valores de varios píxeles adyacentes (por tanto promediando su valor y posición), esto lleva a un nuevo valor de la distancia mínima a cualquier otro punto en el plano definido por la diferencia de dosis y la distancia geométrica, que sólo para un número muy reducido de píxeles es menor que el anterior. Como corolario, concluimos que en los valores del índice gamma obtenidos en cualquier comparación de dos distribuciones queda

reflejada la bondad de dicha comparación, pero también la resolución finita con la que se ha realizado. Respecto a esto, Low y Dempsey¹³ recomiendan no emplear tamaños de píxel mayores de 1/3 de la tolerancia para la DTA.

6. *Superposición de ruido pseudoaleatorio.* La presencia de ruido superpuesto mejora ligeramente los resultados de γ_{medio} y $\gamma_{1\%}$ (0,98 y 1,44 para $\sigma=1\%$, 0,98 y 1,44 para $\sigma=2\%$ y 0,97 y 1,44 para $\sigma=3\%$, frente a 1,02 y 1,62 en la imagen original). Introducir ruido aumenta la probabilidad de que un píxel dado encuentre otro píxel con valor similar más próximo¹³.

7. *Filtrado de la imagen original de referencia empleando el filtro de mediana y media implementado en nuestra rutina.* El procesado de la imagen mediante los filtros de mediana y media no tiene un gran efecto sobre los resultados, con $\gamma_{\text{medio}}=1,01$, $\gamma_{1\%}=1,54$ y porcentaje de puntos con $\gamma > 1$ de 32,34% en la imagen filtrada frente a $\gamma_{\text{medio}}=1,02$, $\gamma_{1\%}=1,62$, y porcentaje de puntos con $\gamma > 1$ de 34,80% en la imagen original. El escaso ruido en las imágenes explica la similitud de estos resultados.

Tabla 1. Influencia del tamaño de píxel en el cálculo del índice gamma para un desplazamiento y modificación de la normalización de una imagen respecto a la otra de 3 mm y 3%

Tamaño	γ_{medio}	$\gamma_{1\%}$	puntos $\gamma < 1$ (%)	puntos $\gamma > 1$ (%)
0,35 mm/px	1,00	1,49	39,55	60,45
0,69 mm/px	1,02	1,62	34,80	65,20
1,39 mm/px	1,04	1,74	32,50	67,50

Resultados de la implementación en el control de calidad de planes de IMRT

Se ha realizado un análisis sobre el CC de los planes de tratamiento de 27 pacientes mediante la aplicación descrita. La evaluación completa para cada paciente, una vez que las placas están digitalizadas, se realiza en aproximadamente 5 minutos en un PC con sistema operativo Windows 2000 Professional (Microsoft Corporation), con un microprocesador Pentium 4 (Intel) a 2,53 GHz y una RAM de 256 MB (tabla 2).

Tabla 2. Resultados estadísticos del CC de 27 pacientes (135 imágenes)

	γ_{medio}	$\gamma_{1\%}$	puntos $\gamma < 1$ (%)	puntos $\gamma > 1$ (%)
Media	0,37	1,71	92,90	7,09
Desv. estándar	0,10	0,47	6,13	6,13
Máximo	0,74	3,33	99,88	30,44
Mínimo	0,21	0,85	69,55	0,11

Los valores del percentil 10 para γ_{medio} , $\gamma_{1\%}$, y porcentaje de puntos con $\gamma > 1$ son, respectivamente, 0,51, 2,34 y 15,25%. A partir de estos valores establecemos las tolerancias para aceptar la verificación del plan de tratamiento: $\gamma_{\text{medio}} < 0,5$, $\gamma_{1\%} < 2,5$ y 15% de puntos con $\gamma > 1$.

Conclusiones

Las pruebas descritas caracterizan de forma completa y exhaustiva el funcionamiento de la rutina, mostrando que se comporta de modo coherente y permitiendo ayudar a la comprensión de los resultados en el empleo habitual de la aplicación.

Concluimos que esta aplicación cumple los objetivos inicialmente propuestos, superando las limitaciones del software comercial empleado anteriormente, al permitir manejar una curva de calibración no lineal, disponer de herramientas de centrado más precisas y obtener matrices de distribución gamma con mejor resolución. Permite además la visualización de la distribución del ángulo del índice gamma, del histograma de valores del índice gamma, así como valores de γ_{medio} y $\gamma_{1\%}$.

La aplicación funciona de un modo prácticamente automático, siendo mínima la interacción con el usuario, permitiendo de este modo un análisis mucho más ágil. La rutina ha sido diseñada explícitamente para su integración en nuestro proceso de verificación de planes de tratamiento, a diferencia del software comercial. Es plenamente operativa y se emplea de forma habitual en la verificación de planes de tratamiento de IMRT en nuestro Servicio.

Referencias

- Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys* 2003;30:2089-115.
- Low DA, Gerber RL, Mutic S, Purdy JA. Phantoms for IMRT dose distribution measurement and treatment verification. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40:1231-5.
- Paliwal B, Tome W, Richardson S, Makie TR. A spiral phantom for IMRT and tomotherapy treatment delivery verification. *Med Phys* 2000;27:2503-7.
- Ju SG, Ahn YC, Huh SJ, Yeo IJ. Film dosimetry for intensity modulated radiation therapy: dosimetric evaluation. *Med Phys* 2002;29:351-5.
- Olch AJ. Dosimetric performance of an enhanced dose range radiographic film for intensity-modulated radiation therapy quality assurance. *Med Phys* 2002;29:2159-68.
- Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25:656-61.
- Mah E, Antolak J, Scrimger JW, Battista JJ. Experimental evaluation of a 2D and 3D electron pencil beam algorithm. *Phys Med Biol* 1989;34:1179-94.
- Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;26:261-73.
- Dahlin H, Lamm IL, Landberg T, Levernes S, Ulso N. User requirements on CT-based computed dose planning systems in radiation therapy. *Acta Radiol Oncol* 1983;22:397-415.
- Hogstrom KR, Mills MD, Meyer JA, Palta JR, Mellenberg DE, Meoz RT, et al. Dosimetric evaluation of a pencil-beam algorithm for electrons employing a two-dimensional heterogeneity correction. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1984;10:561-9.
- Cheng A, Harms WB, Gerber RL, Wong JW, Purdy JA. Systematic verification of a three-dimensional electron beam dose calculation algorithm. *Med Phys* 1996;23:685-93.
- Harms WB, Low DA, Wong JW, Purdy JA. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Med Phys* 1998;25:1830-6.
- Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys* 2003;30:2455-64.
- Bakai A, Alber M, Nusslin F. A revision of the gamma-evaluation concept for the comparison of dose distributions. *Phys Med Biol* 2003;48:3543-53.
- Stock M, Kroupa B, Georg D. Interpretation and evaluation of the gamma index and the gamma index angle for the verification of IMRT hybrid plans. *Phys Med Biol* 2005;50:399-411.
- Depuydt T, Van Esch A, Huyskens DP. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiother Oncol* 2002;62:309-19.
- Martín Rincón C, De Sena Espinel E, Sanz Freire CJ, Prezado Alonso Y, Montes Fuentes C. Estudio particular para segmentos con pocas unidades de monitor en tratamientos de IMRT realizados con acelerador Siemens Primus y planificador XiO. *Rev Fis Med* 2006;7:47-52.
- ISP. Gafchromic EBT - Self developing film for radiotherapy dosimetry (Technical Reference). International Specialty Products (ISP). 2005.
- Stevens MA, Turner JR, Hugtenburg RP, Butler PM. High-resolution dosimetry using radiochromic film and a document scanner. *Phys Med Biol* 1996;41:2357-2365.
- Butson MJ, Cheung T, Yu PKN. Absorption spectra variations of EBT radiochromic film from radiation exposure. *Phys Med Biol* 2005;50:N135-40.
- Liu G, Fernando W, Grace M, Rykers K. An IMRT dose distribution study using commercial verification software. *Australas Phys Eng Sci Med* 2004;27:129-35.

Informe del curso “Dose calculation and verification of external beam therapy”

Entre los días 20 y 24 de abril se celebró en Dublín el curso: “Dose calculation and verification of external beam therapy”. Organizado por la ESTRO, alcanza ya su décima edición. El curso convocó a cerca de 100 participantes de más de 30 nacionalidades, de entre las cuales la representación española fue una de las más numerosas.

Los inconvenientes surgidos en la elección del lugar de celebración (el hotel Louis Fitzgerald), situado a “unos cuantos kilómetros” del centro, se superaron gracias al gran desarrollo que ha experimentado la ciudad en los últimos años y al buen funcionamiento de sus medios de transporte, con la instalación del LUAS, un tranvía que hace un largo recorrido y comunica lo que allí llaman “town” con aquel hotel perdido en algún lugar de Dublín.

El curso se estructuró en 30 charlas en las que se discutieron los procedimientos de dosimetría en radioterapia, desde la calibración hasta la dosimetría del paciente. Se revisaron los protocolos de dosimetría vigentes y los algoritmos de cálculo más extendidos en los planificadores comerciales (métodos basados en Kernel, Monte Carlo, etc). Uno de los objetivos principales fue la descripción detallada de los diferentes factores involucrados en el modelo ESTRO de cálculo de unidades monitor, como paso previo para el desarrollo de los sistemas de cálculo redundante que deberían estar implantados en todas las unidades de radioterapia.

La otra piedra angular del curso la constituyó la descripción de los mecanismos de verificación de dosis usados en la administración de los tratamientos. Desde las técnicas clásicas hasta las más avanzadas, entre las que se encuentra la IMRT. Para afianzar algunos de estos conceptos se incluyeron cinco sesiones prácticas en las que se resolvieron algunos ejercicios, que previamente se nos habían facilitado a los participantes, para poder trabajar sobre ellos. El curso terminó con un cuestionario de evaluación en el que se trató de examinar los conocimientos adquiridos.

Los pequeños descansos entre charlas supusieron un espacio de intercambio de impresiones con el resto de colegas de las diferentes nacionalidades, y fueron una ventana abierta al conocimiento de otras maneras de trabajar en el ámbito de la física médica.

Sin embargo no todo fue ciencia y estudio. También hubo tiempo para acudir a la cena que ofreció la organización del curso, amenizada por un espectáculo de danza

irlandesa. Disfrutamos del ambiente acogedor de la ciudad, del río Liffey y de la singularidad de sus pubs, que tanto aprecian los irlandeses.

Cristina Forastero Rodríguez.

Hospital Universitario San Cecilio. Granada.

Del día 20 al 24 del pasado mes de abril se celebró en Dublín el curso de la ESTRO sobre cálculo de dosis y verificación para radioterapia externa. Días antes, la organización del curso nos envió a todos los participantes por correo electrónico los ejercicios que resolveríamos durante las 5 sesiones prácticas del curso. Ejercicios sobre el cálculo de UM basados en los booklet nº 3 y 6 de la ESTRO y divididos en tres bloques: campos abiertos, campos con bloques y campos con cuña. Una cuarta sesión práctica se dedicó a los protocolos de dosimetría más recientes y la quinta a la modelización de la dosis. Esto hizo que antes de comenzar el curso los participantes ya hubiéramos leído sobre el tema y hasta haber tenido la oportunidad de profundizar intentando resolver los ejercicios prácticos.

La sede del curso estaba situada en un hotel de las afueras de Dublín en una zona mal comunicada y bastante lejos del centro de la ciudad, cosa que incomodó un poco a aquellos participantes que también quisimos aprovechar la oportunidad para visitar la hermosa capital irlandesa. Aparte de este pequeño problema, el curso comenzó el primer día con una interesante introducción sobre la necesidad de un cálculo independiente de UM como parte de la verificación del tratamiento radioterápico. De especial utilidad fueron los interesantes comentarios sobre los distintos accidentes en radioterapia ocurridos a lo largo de la historia y que se podrían haber evitado con una verificación independiente del cálculo de UM. También se repasaron los protocolos internacionales de dosimetría de la IAEA tanto para fotones como para electrones (TRS-277, 381, 398). Los dos siguientes días se dedicaron completamente al cálculo de unidades de monitor desde los casos más sencillos hasta los más complicados como campos irregulares, asimétricos, con cuñas, con bloques y combinaciones de los anteriores, siguiendo siempre el formalismo propuesto por la ESTRO.

También se destinaron varias sesiones para explicar los distintos modelos de cálculo de dosis para fotones y electrones y se incluyeron un par de sesiones para explicar los modelos de cálculo y optimización para IMRT y las aplica-

ciones de la simulación Monte Carlo en radioterapia, así como una sesión para cálculo de dosis en campos pequeños. Los dos últimos días se dedicaron a la parte de la verificación de la dosis, haciendo hincapié de nuevo en la verificación en técnicas avanzadas como IMRT, introduciendo aquí la comparación entre distintos detectores y cámaras de ionización de diferentes tamaños para la verificación de las dosis en puntos y también la verificación de distribuciones 2D con películas radiocrómicas y dosimetría portal.

Por último se presentaron los resultados de las auditorías de verificación de dosis con TLD realizadas en un número cada vez mayor de países de todo el mundo, y se presentó un nuevo booklet de la ESTRO sobre verificación de tratamientos de IMRT que pronto estrará a nuestra disposición.

Lo que más valoro del curso es la capacidad que han tenido los organizadores y ponentes para adaptarlo de una manera tan rápida y efectiva a los nuevos avances en radioterapia, como tratamientos de IMRT, campos pequeños, simulación Monte Carlo... La mayoría de las sesiones se destinaron a estos temas. Las sesiones prácticas también fueron muy útiles para acabar de comprender y aplicar el formalismo teórico de cálculo de UM presentado durante el curso.

Algunos inconvenientes fueron la situación de la sede del curso y las grandes diferencias en el nivel de las distintas sesiones y ponentes. De todas formas, el objetivo principal del curso se consiguió con creces: concienciación sobre la necesidad de un cálculo independiente de UM y el estudio de los diferentes modelos para el cálculo de la dosis y los consejos y pautas aprendidos para su verificación, así como la práctica en el cálculo de UM.

En definitiva, un interesante y fructífero curso puesto muy al día de los nuevos avances y técnicas en radioterapia.

Ismael Sancho Kolster

*Servicio de Física Médica y Protección Radiológica
Institut Català d'Oncologia. Barcelona*

Campana de búsqueda y recuperación de fuentes radiactivas

El Ministerio de Industria, Turismo y Comercio (MITYC), con el asesoramiento del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), ha puesto en marcha, tal como está previsto en el Real Decreto 229/2006, que transpone una Directiva Europea, una campaña de recuperación de "fuentes radiactivas huérfanas" (fuentes que por cualquier motivo no estén sometidas al sistema de control reglamentario establecido) que pudieran existir en España, procedentes de actividades llevadas a cabo fundamentalmente en el pasado. La realización de la misma ha sido encargada a la Empresa Nacional de Residuos Radiactivos, S.A. (ENRESA), quien la llevará a cabo entre los años 2007 y 2008 bajo la supervisión y control del CSN y del propio MITYC.

El desarrollo de esta campaña se basa en la colaboración de los diversos agentes y organizaciones en los que se encuentren o se puedan encontrar, de forma más o menos consciente y documentada, fuentes radiactivas de este tipo. ENRESA tratará de establecer contactos con todos ellos para facilitar las actuaciones necesarias para la búsqueda y recuperación de las eventuales "fuentes radiactivas huérfanas" que pudieran existir en sus centros o instalaciones.

Adicionalmente, se requiere la colaboración de las diversas Administraciones, así como de Entidades, Asociaciones científicas y profesionales y Organismos públicos y privados, apoyando la difusión de la campaña y aportando la información que puedan considerar de utilidad para el éxito de esta iniciativa.

Más información en www.enresa.es.- Servicio Público-Actividades- Campañas.

Congreso ALATRO

Entre los días 4 y 7 de diciembre de 2007 tuvo lugar en Montevideo (Uruguay) el 1^{er} Congreso Latinoamericano de la Asociación Latinoamericana de Terapia Radiante Oncológica (ALATRO), sociedad de nueva creación pero heredera del proyecto de CRILA y GLAC para Latinoamérica. El congreso coincidió con el post-curso de Física para Radioterapia organizado por ESTRO en Punta del Este (Uruguay) y contó con la presencia de médicos radioterapeutas, radiofísicos y tecnólogos (técnicos aquí en España) procedentes no sólo de Latinoamérica sino también de Estados Unidos y Europa. Si bien el nivel de este tipo de congresos es equiparable a cualquier otro celebrado en el mundo (IMRT, IGRT, radiobiología, estereotaxia), los expertos reunidos coincidieron en hacer notar el importante impulso que necesita Latinoamérica en materia tecnológica y de desarrollo para alcanzar el nivel óptimo deseable para la práctica de una radioterapia moderna. Una vez más se expuso la precaria situación de la sanidad en muchos lugares de tan inmensa región sometida a desequilibrios que superan lo injusto y una vez más se propusieron soluciones y se buscaron consensos, como por ejemplo la idea de organizar un plan de compra de unidades de tratamiento y tecnología de manera conjunta y buscando ofertas comunes por parte de las casas comerciales.

En la parte organizativa, se produjo el relevo en la presidencia de ALATRO resultando electo el Dr. Paulo Eduardo Novaes (2008-2010) y dejando la presidencia el Dr. Luis Pinillos (2005-2007) procedentes respectivamente de Brasil y Perú.

Alejandro García Romero

*Servicio de Física y Protección Radiológica
Hospital Clínico Universitario de Zaragoza*

Informe sobre los cursos "Fundamentos de física médica" (Baeza 2008)

Tradicionalmente, los conocidos coloquialmente como cursos de Baeza, son una pieza clave en la formación de la Radiofísica Hospitalaria. Organizados por la SEFM, suelen ofertarse en forma de módulos que abarcan todas las áreas de la profesión. Como residente de primer año, comenzando por Protección Radiológica, me matriculé de los Módulos 1, 2 y 8.

En primer lugar, el Módulo 1 abarca metrología y medida de las radiaciones y puede parecer el más árido, pero sin embargo, tiene todos los conceptos y contenidos teóricos básicos para entender las unidades de medida y teorías, como la de Brogg-Gray, que subyacen en el fondo de la práctica. Una lástima que este primer módulo no pudiera realizarse un poco antes en el primer año de residencia, cuando es más necesario. Sin embargo, en ningún caso sobra, pues se aclaran y profundizan muchos aspectos teóricos con los que ya se ha tenido contacto a nivel práctico y que conviene reforzar.

Por otro lado, el Módulo 2, de Radiología, fue mucho menos teórico, con más contenido práctico y más en contacto con la realidad del trabajo diario. Dentro de esto, podemos decir que hubo muy buenas exposiciones y un amplio abanico de recursos didácticos. Resaltar además que el material aportado fue muy completo, especialmente el informático, cosa que es de gran ayuda y complementa los elementos de los que se dispone en cada servicio. Hoy en día, en una profesión en que la informática facilita y acelera la dinámica de trabajo de la radiofísica, es imposible estar ajena a todas las herramientas que puedan brindar un nuevo punto de vista acerca de la teoría u otros caminos para el cálculo.

Sin duda, uno de los módulos que comúnmente nos interesaba a todos los residentes en radiofísica es el tema de la radiobiología, abordado en el Módulo 8. Poco importa si comienzas la residencia por la parte de Radioterapia o por Protección Radiológica, este módulo es uno de los cuales tiene puntos en común con todas las áreas de nuestra profesión y por tanto interesante desde todos los aspectos. Sin duda es una de las áreas más en contacto con la medicina, pero también con la física de las radiaciones. Muy buenas ponencias, muy claras, concretas y con abundante material, referencias a las que acudir, y unas buenas prácticas en el laboratorio informático que simulaban la aplicación de los contenidos teóricos.

En resumen, unos cursos de formación muy completos y preparados, que además se imparten en una ubicación inmejorable, tanto por las instalaciones como por el ambiente que se respira en Baeza. En fin, es todo una oportunidad que, en mi caso, disfrutaré de nuevo el año que viene.

Alberto Gómez Barrado

Residente RFH 2º Año. Hospital Universitario de la Princesa (Madrid)

Informe sobre el curso "IMRT and other conformal techniques in practice"



Entre los días 11 y 15 de mayo se desarrolló en Tübingen (Alemania), el curso "IMRT and other conformal techniques in practice", organizado por la *European Society for Therapeutic Radiology and Oncology* (ESTRO).

El mismo se estructuró en cuatro bloques. El primero constó de un total de 29 presentaciones teóricas, otro dedicado a la discusión de dos casos clínicos (próstata y nasofaringe), un tercero que consistió en visitar el Hospital Crona para conocer parte de su equipamiento y el último dedicado a presentaciones de casas comerciales.

A lo largo de todo el curso hubo una participación muy activa del grupo de trabajo de la Universidad de Tübingen dirigido por Markus Alber. Este grupo ha implementado un programa de cálculo de IMRT basado en algoritmos de Montecarlo. Su nombre inicial es Hyperion y actualmente es comercializado por CMS bajo el nombre de Mónaco.

Se le prestó especial atención a la delineación de volúmenes de tratamiento, a la dosimetría general en IMRT y en particular en los tratamientos de cabeza y cuello y de próstata. Se habló del control de calidad de los tratamientos y de los criterios clínicos para la aceptación de las dosimetrías, de las dosis integrales impartidas y los riesgos de inducción de cáncer secundario en tratamientos de IMRT. Se trataron con detalle las incertidumbres geométricas en las distribuciones de dosis. Se comentaron resultados clínicos y se plantearon las perspectivas que ofrece la planificación con intensidad modulada.

A lo largo de todo el curso se hizo especial énfasis en la necesidad de emplear técnicas de IGRT a la hora de implementar planes con IMRT. De ahí que en la mayoría de las conferencias se haya tratado el tema de la radioterapia guiada por la imagen en paralelo al de intensidad modulada.

Particularmente me parecieron muy interesantes, tanto la charla teórica del director del curso, Marco Fiorino, sobre optimización de planificaciones en tomoterapia, como la propia presentación de la casa comercial Tomotherapy.

En conjunto me pareció un curso bastante completo y muy bien estructurado.

Sara C. Moral Sánchez

R3 Hospital Universitario de Canarias

Mientras en España llovía sin cesar, varios de nosotros disfrutábamos de un tiempo inmejorable durante el curso "IMRT and other conformal techniques in practice" organizado por la ESTRO entre el 11 y el 15 de mayo en la localidad alemana de Tübingen, en la que se encuentra la *University Clinic Tübingen* (UKT), cuyo departamento de radioterapia ha desarrollado la herramienta "Hyperion" que utiliza un potente motor para el cálculo dosimétrico basado en el método de Montecarlo.

El curso estuvo dirigido por Claudio Fiorino, del *Istituto Scientifico San Raffaele* (Milán), contando con Markus Alber, de la Universidad de Tübingen, como organizador local. Al igual que otros cursos organizados por la ESTRO, éste también estaba dirigido a un público multidisciplinar, alternando temas clínicos con otros más técnicos, pero con un orden lógico y comenzando por lo que serían las bases de la IMRT, para seguir con otros temas más orientados a profesionales que estuvieran tratando ya con esta técnica, de manera que pudieran resol-

ver los inconvenientes con los que se encuentran en la práctica diaria. Para ello se dividió a los asistentes en varios grupos en los que se discutían distintos casos clínicos que previamente los organizadores habían enviado a cada uno. Puesto que no había tiempo para todos, en cada grupo se presentaban y discutían unos cuantos tratamientos, viéndose claramente las diferencias a la hora de aplicar la IMRT dependiendo del hospital, y cómo mejorar la planificación del tratamiento mediante la optimización. Tampoco faltó la visita al servicio de radioterapia del hospital en el que se celebraba el curso, en la que parte del profesorado explicaba el trabajo que desarrollaba, así como las demostraciones de las casas comerciales allí presentes. En definitiva, se trata de un curso muy conveniente para cualquier profesional que quiera aplicar o esté ya aplicando la IMRT.

Carlos Ferrer

Hospital Universitario de la Princesa. Madrid

FE DE ERRATAS

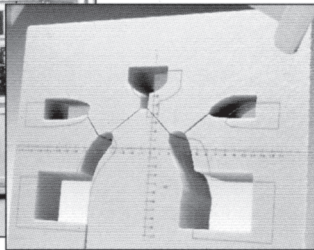
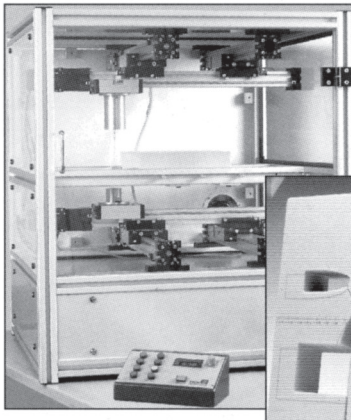
En el volumen 8, número 3 de la Revista Física Médica pág. 381-382 salió publicado que a Lara M^a Rosario se le había concedido una beca, pero no pudo disfrutar de ella porque no se apuntó al curso.

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.

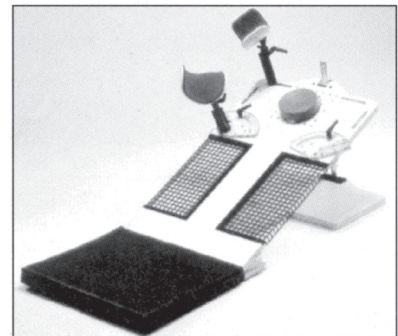
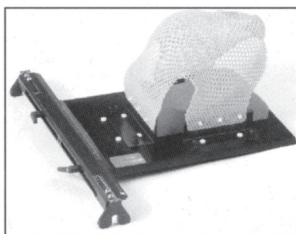
Bloques de poliestireno cortados a medida. **Crisoles de fusión** de diferentes capacidades. **Aleaciones de baja fusión** con o sin cadmio. **Bandejas de enfriamiento**. Pupitres con vibradores. **Placas y bandejas portamoldes**. Sistema de bloques satélites.
Materiales para bolus. **Marcadores adhesivos**.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



MCP IBERIA, S.A.

Miembro del Grupo de Compañías MCP

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

Agenda

Medical Image Understanding and Analysis

Dundee, Escocia (Reino Unido) 2-3 julio 2008

Información: www.miuu.org.uk

International Workshop on Digital Mammography

Arizona (Estados Unidos) 20-22 de julio 2008

Información: <http://iwdm2008.org/>

AAPM 50th Annual Meeting.

Houston, (Estados Unidos) 27-31 julio 2008

Información: www.AAPM.org

Introduction to Radiotherapy Physics

Houston, (Estados Unidos) 11-22 agosto 2008

Información: <http://rpc.mdanderson.org/rpc/Short%20Courses/ShortCourses.htm>

3D Image-Based Brachytherapy in Gynaecological Cancer

Londres, (Reino Unido) 28-30 agosto 2008

Información: www.estro.be

Best Practice in Radiation Oncology- A Course to train Radiation Technology Trainers

Viena (Austria) 31 agosto-4 septiembre 2008

Información: www.estro.be

ESTRO 27

Goteborg (Suecia), 14-18 septiembre 2008

Información: www.estro.be

Curso superior de Protección Radiológica

Madrid (España) 15 septiembre-17 diciembre 2008

Información: <http://www.ciemat.es>

European Conference, "Medical physics and engineering, 110 year after the discovery of Polonium and Radium"

Jointly with the 14th Congress of the Polish Society of Medical Physics and the EFOMP Council and Officer Meeting

Cracovia (Polonia) 17-21 septiembre 2008

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

IGRT Vienna 2008

Vienna (Austria) 24-26 septiembre 2008

Información: www.meduniwien.ac.at/igrtvienna08/

Radiotherapy with Protons and Ions

Heidelberg (Alemania) 5- 9 octubre 2008

Información: www.estro.be

Basic Clinical Radiobiology

Dubrovnik (Croacia) 5-10 octubre 2008

Información: www.estro.be

Interstitial and Intracavitary Dosimetry: Basic Methods and Calculations

Houston (Estados Unidos) 13-15 octubre 2008

Información: <http://rpc.mdanderson.org/rpc/Short%20Courses/ShortCourses.htm>

EANM Annual Congress 2008

Munich (Alemania) 11-15 Octubre

Información: www.eanm.org

12th International Congress of IRPA

Buenos Aires (Argentina), 19-24 octubre 2008

Información: www.irpa12.org.ar

Multidisciplinary Course on Lung Cancer

Faro (Portugal) 6-8 noviembre 2008

Información: www.estro.be

EANM-ESTRO Educational seminar- positron emission tomography in radiation oncology

Viena (Austria) 15-16 noviembre 2008

Información: www.estro.be

Great Wall 2008 International Congress on Medical Physics

Beijing (China) 23-26 noviembre 2008

Información: <http://www.nacmpa.org/nacmpa1/index.htm>

RSNA Annual Meeting

Chicago (Estados Unidos) 30 noviembre-5 diciembre 2008

Información: www.rsna.org

Interdisciplinary Teaching course on Head and Neck Brachytherapy

Lübeck (Alemania) 4-6 diciembre 2008

Información: www.estro.be

Image-Guided Radiotherapy in Clinical Practice

Bruselas (Bélgica) 7-10 diciembre 2008

Información: www.estro.be

Informe sobre el curso “Fundamentos de Física Medica”. Edición 2008

Durante los días 28 de enero al 16 de febrero de 2008, tuvo lugar la cuarta edición del curso "Fundamentos de Física Médica". Se celebró, igual que las ediciones anteriores, en la Sede Antonio Machado de la Universidad Internacional de Andalucía (UNIA), situada en Baeza (Jaén).

Esta edición quedó marcada por la muerte inesperada de uno de los residentes: Claudio Romero, R1 del Hospital Universitario La Paz, durante el Módulo 3. La insólita e inesperada desaparición de Claudio afectó a todos, profesores y alumnos, y en cierto modo marcó el desarrollo posterior del curso.

Los módulos ofertados fueron los mismos que en las ediciones anteriores:

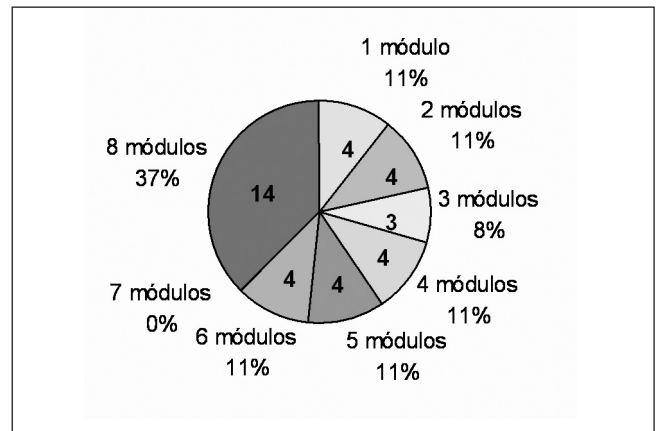
- Módulo 1:** Medida de la radiación. Del 28 al 30 de enero (20 horas). Director: Antonio Brosed.
- Módulo 2:** Bases físicas, equipos y control de calidad en radiodiagnóstico. Del 30 de enero al 1 de febrero (20 horas). Director: Xavier Pifarré.
- Módulo 3:** Bases físicas, equipos y control de calidad en radioterapia externa (I). Del 5 al 7 de febrero (16 horas). Directora: M. Cruz Lizuain.
- Módulo 4:** Bases físicas, equipos y control de calidad en radioterapia externa (II). Del 7 al 9 de febrero (16 horas). Directora: Ester Millán.
- Módulo 5:** Bases físicas, equipos y control de calidad en Braquiterapia. Días 11 y 12 de febrero (16 horas). Director: José Pérez Calatayud.
- Módulo 6:** Bases físicas, equipos y control de calidad en Medicina Nuclear. Días 13 y 14 de febrero (13 horas). Director: Rafael Puchal.
- Módulo 7:** Protección Radiológica Hospitalaria. Días 14 y 15 de febrero (14 horas). Directora: M. Cruz Paredes.
- Módulo 8:** Oncología básica para Radiofísicos y principios de Radiobiología. Días 2, 4 y 5 de febrero (16 horas). Director: Damián Guirado.

El número total de alumnos matriculados al curso fue de 41, de los cuales, 37 residentes en Radiofísica Hospitalaria. Los 4 restantes provenían de otros campos como la universidad, becarios, etc. Respecto a los 37 alumnos residentes, provenían de 21 unidades docentes.

El número de módulos que cursó cada residente en esta edición 2008, se muestra en la tabla y el gráfico siguientes:

Número de módulos	Número de alumnos	%
1	4	11
2	4	11
3	3	8
4	4	11
5	4	11
6	4	11
7	0	0
8	14	37
TOTAL	37	100

En donde puede observarse que el porcentaje más elevado corresponde a los residentes que asistieron a todos los módulos (14). El resto se repartieron prácticamente por igual para hacer 1, 2, 3, 4, 5 ó 6 módulos.



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

Módulo	1	2	3	4	5	6	7	8
Alumnos	28	28	26	27	29	23	22	30

Al igual que en las ediciones anteriores, se distribuyó a los alumnos al final de cada módulo una encuesta de valoración elaborada por la Comisión de Docencia de la SEFM, cuyo objeto es captar la opinión de los alumnos sobre distintos aspectos del curso, para mejorar aquellos que no se consideren satisfactorios.

La primera parte de la encuesta contiene preguntas sobre el aprovechamiento del curso y la organización. La segunda parte es una valoración de los profesores, tanto en lo que se refiere a los contenidos y preparación de los temas, como en la claridad de su exposición y labor docente (ver tabla 1).

Los alumnos asignan a cada pregunta un valor entre 1 y 5 (1 el valor más negativo, 5 el valor más positivo). Analizados los resultados, se presentan los valores medios obtenidos en las distintas preguntas, así como la valoración de los distintos profesores, para cada módulo.

1. Puntuación de las preguntas

La siguiente figura muestra la puntuación media por pregunta, promediada sobre todos los módulos.

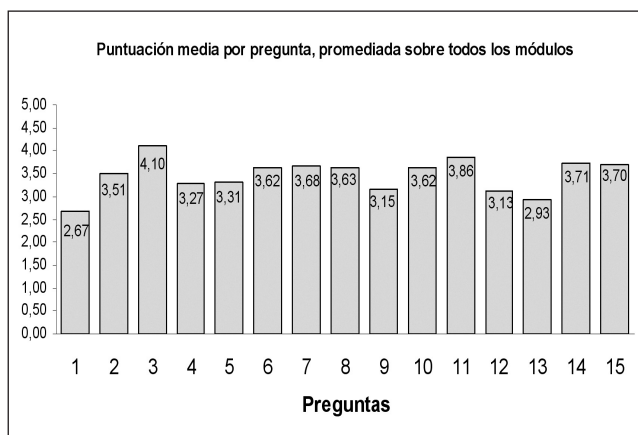
Tabla 1. Preguntas de la encuesta de valoración del curso distribuida a los alumnos.

Parte 1: Aprovechamiento del curso.

P1	Valore sus conocimientos previos sobre los temas tratados en el curso
P2	Clarifique su actitud y participación durante el curso
P3	Valore la utilidad de este curso para su actividad profesional
P4	¿Cuál ha sido su grado de asimilación de los temas tratados durante el curso?
P5	¿Ha respondido el curso a sus expectativas?
P6	¿Cree que se han alcanzado los objetivos expresados en el programa?
P7	Valore si el contenido real del curso se ha adaptado al programa propuesto por el mismo
P8	Valore la calidad de los contenidos teóricos impartidos

Parte 2: Organización del curso

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



2. Valoración de los profesores

Pregunta 1: Valore los contenidos y preparación de los temas impartidos.

Pregunta 2: Valore la claridad en la exposición y la labor docente.

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

Módulo	1	2	3	4	5	6	7	8
Puntuación media pregunta 1	4,12	3,71	3,61	4,09	3,70	3,42	3,64	4,20
Puntuación media pregunta 2	4,03	3,60	3,04	4,02	3,39	2,98	3,77	4,18

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

- Los alumnos han tenido conocimiento del curso fundamentalmente a través de la página web de la SEFM y por los compañeros de trabajo.
- Lo que más ha gustado del curso:
 - El lugar y los medios.
 - Documentación. Bibliografía.
 - Preparación de los profesores.
 - Información actualizada.
 - La calidad de las presentaciones. La teoría impartida. La experiencia y capacidad de los ponentes.
- Lo que menos ha gustado:
 - El horario. Excesivas horas de clase al día.
 - Poco tiempo para algunos de los contenidos.
 - Lo ajustado y comprimido de los horarios.
 - Incumplimiento de horario (en algunos temas).
 - Los temas impresos en blanco y negro (mala calidad de las figuras en color).
 - Baeza tiene mala comunicación en transporte público.
 - Las comidas.

- Lo que añadirían:
 - Tiempo.
 - Más contenidos prácticos.
 - CD con las presentaciones.
 - Más discusiones conjuntas.
- Y lo que suprimirían:
 - Clases los sábados por la mañana.
 - Horas dedicadas al control de calidad (de algún módulo).
 - Horas de clase al día.

En general, la valoración del curso se considera muy positiva. Algunos de los comentarios de esta edición, relativos al número de horas de clase al día y a la densidad del curso, se manifestaron también en las anteriores ediciones. Aunque ya han quedado resueltos ciertos desajustes organizativos detectados en las primeras ediciones,

no creemos de momento que pueda solventarse de inmediato la queja de la densidad de los horarios, manteniendo la actual estructura del curso. Está abierta la posibilidad del estudio de un nuevo diseño temporal del curso, para intentar resolver parte de estos inconvenientes manifestados reiteradamente por parte de los alumnos. Pero no hay todavía una solución definitiva.

Esperamos, sin embargo, que las próximas ediciones del curso continúen teniendo buena acogida y contribuyan a la difusión de la Física Médica y a la formación de profesionales de excelencia en nuestro país.

Mayo, 2008

Teresa Eudaldo
Comisión de Docencia de la SEFM
Directora del curso

Cursos de Formación Continuada SEFM 2008

Acreditados por la Comisión de Docencia de la SEFM

DIRECTOR: Josep Sempau.

1. CONTROL DE CALIDAD EN ACELERADORES DE ELECTRONES PARA USO MÉDICO

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN:
Barcelona. Del 12 al 14 de noviembre de 2008.

CÓDIGO: C01-SEFM/08

DIRECTORES: Françoise Lliso Valverde y Carmen Pinza Molina.

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN:
Valencia. Del 21 al 24 de octubre de 2008.

2. SIMULACIÓN MONTECARLO EN FÍSICA MÉDICA CON PENELOPE Y MCNP

CÓDIGO: C02-SEFM/08

3. IMRT. FUNDAMENTOS Y CONTROL DE CALIDAD

CÓDIGO: C03-SEFM/08

DIRECTOR: Enrique de Sena Espinel.

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN:
Salamanca. Del 26 al 28 de noviembre de 2008.

Para todos los cursos se solicita la acreditación por la Comisión de Formación Continuada del Sistema Nacional de Salud.

Estimado Sr. Director:

Como es bien sabido, el laboratorio de referencia gamma en niveles de terapia del Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT, actuando como Laboratorio Nacional, lleva a cabo desde 1979 la calibración de conjuntos de referencia cámara-electrómetro, en unidades de dosis absorbida en agua y en la energía del ^{60}Co , de la mayoría de los centros hospitalarios españoles con servicio de radioterapia. Desde comienzos del año 2007 hasta finales de marzo del 2008 se han calibrado 112 conjuntos cámara-electrómetro, correspondientes a 65 centros hospitalarios. De todos los conjuntos calibrados, en 79 de ellos las cámaras de ionización eran cilíndricas y en 33 de ellos eran cámaras plano-paralelas.

De la experiencia adquirida en las calibraciones más recientes consideramos oportuno hacer llegar a todos los miembros de la SEFM las siguientes conclusiones:

1.- Es importante conocer el comportamiento del conjunto cámara-electrómetro por parte de la persona encargada del mismo, prestando una atención especial a la corriente de fugas y a la pérdida de carga. Recordamos que la corriente de fugas no debe superar $5 \cdot 10^{-14}$ A y que debe medirse antes y después de las medidas y siempre que la resolución lo permita, en la misma escala en la que se realicen aquéllas. La pérdida de carga deberá ser inferior a 0,05 %/min de la lectura tomada al final de la irradiación. En las calibraciones realizadas en el 2007-2008, 2 conjuntos cámara-electrómetro no se pudieron calibrar por presentar corrientes de fugas muy superiores a lo permitido.

2.- El coeficiente de calibración de un conjunto cámara-electrómetro determinado se obtiene a partir del valor medio de las corrientes obtenidas en polaridad positiva y negativa. Normalmente, el usuario mide únicamente en una de las polaridades y utiliza un factor de corrección por polaridad. La razón de corrientes obtenidas en ambas polaridades depende por supuesto de la cámara de ionización, de la calidad del haz de radiación utilizado, de la tensión de colección y del tipo de partícula y de la distribución diferencial en energía de la fluencia en el punto de calibración, pero también depende del electrómetro

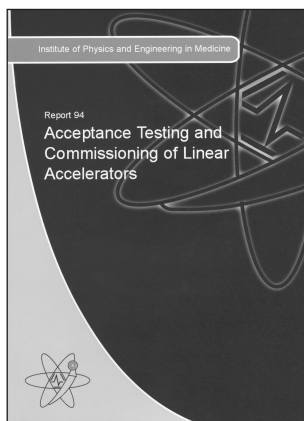
utilizado y más concretamente del modo que suministra la tensión de colección a la cámara de ionización. Por ello se recomienda, siempre que se utilicen diferentes electrómetros con una misma cámara, medir la razón de corrientes del conjunto para constatar si la variación del efecto de polaridad es significativa.

3.- Cuando se adquiera una nueva cámara de ionización, aconsejamos compararla con la cámara de referencia del centro, pues si bien en la mayoría de los casos los valores de los coeficientes de calibración suministrados por el fabricante y los obtenidos en el CIEMAT difieren entre 0,2% y 0,7%, en ocasiones la diferencia puede ser más importante llegando a ser del 1% y 2%. En una de las calibraciones realizadas, la diferencia entre el coeficiente de calibración dado por el fabricante y el obtenido en el CIEMAT fue del 4%.

Por último, y dado el aumento considerable de centros con servicio de radioterapia en España, y del aumento del número de conjuntos cámara-electrómetro que se calibran por centro, el laboratorio de referencia gamma en niveles de terapia del CIEMAT se dedicó prácticamente todo el año 2007 a las labores de diseminación de unidades, no pudiendo llevar a cabo otras tareas propias de los laboratorios nacionales de calibración. Queremos reiterar y recalcar desde el LMRI la importancia de calibrar en nuestras instalaciones únicamente los conjuntos de referencia de los centros hospitalarios, entendiendo por tal las cámaras cilíndricas tipo farmer de $0,6 \text{ cm}^3$. En cuanto a las cámaras plano-paralelas, recordamos a todos, la idoneidad de calibrarlas en un haz de electrones de alta energía, y únicamente en aquellos centros en los que no se disponga de esta calidad del haz ni de ^{60}Co , el CIEMAT puede llevar a cabo dichas calibraciones. Además, entendemos que el número lógico de conjuntos de referencia por centro puede llegar a ser como máximo de 2, y que el resto de cámaras de campo, se deben calibrar internamente.

Atentamente,

Ana M^a González Leitón
LMRI-CIEMAT



**IPEM Report 94:
Acceptance testing and
commissioning of linear
accelerators. Kirby M.,
Ryde S. y Hall C.
(editores). Institute of
Physic and Engineering in
Medicine. York Publishing
Services. 2007.**

Bajo el auspicio del IPEM, un grupo de 17 profesionales de la Física Médica procedentes de distintos hospitales del

Reino Unido ha elaborado una recomendación sobre el contenido de las pruebas de conformidad y puesta en uso de aceleradores lineales, que puede ser considerado una actualización del IPSM Report 54 (1988) y un complemento al IPEM Report 81 sobre aspectos físicos del control de calidad en radioterapia, el cual incluía un capítulo dedicado a los aceleradores de electrones.

La próxima aparición del Protocolo Nacional sobre Control de Calidad en Aceleradores de Uso Clínico de la Sociedad Española de Física Médica (PNCCA), aumenta el interés que este documento del IPEM puede tener para aquellos de nuestros socios que desarrollan su actividad en el área de control de calidad del equipamiento.

El *commissioning*, tal como lo define el propio documento, es el conjunto de acciones encaminadas a asegurar que el equipo, los procedimientos y los datos obtenidos son adecuados para la realización de tratamientos seguros y precisos. De acuerdo con el PNCCA, podemos traducir el término como *puesta en uso*. Sólo esta definición ya nos sugiere la ambiciosa tarea a la que se han enfrentado los autores y deberemos ser, por tanto, muy comprensivos con las imperfecciones del resultado, inevitables en toda empresa colosal.

El documento se organiza en 13 capítulos.

El primero se dedica a la definición de los principios de gestión de todo el proceso que lleva desde la instalación de un equipo de este tipo, hasta su definitiva puesta en uso clínico, y a la enumeración exhaustiva de la regulación legal y normas técnicas en el ámbito geográfico del documento. Según los autores, el proceso de puesta en marcha puede identificarse con un proceso de diseño y desarrollo, por lo que le serán de aplicación los principios de calidad descritos en el apartado 7 de la norma ISO 9001:2000 (*diseño y desarrollo*). Esta identificación parece un poco artificial, y

el sentimiento se refuerza por la escasez de contenido en algunos de los siete apartados que se distinguen en la norma. Sólo en el primero, dedicado a la planificación, parecen encontrar los autores un significado claro, insistiéndose en el impacto que esta planificación tendrá en el tiempo requerido para lograr la puesta en uso del equipo (si bien los autores evitan claramente realizar ningún tipo de recomendación sobre plazos de tiempo requeridos, eludiendo la cuestión con el argumento de la gran variabilidad de equipos y prácticas existente). En el capítulo se menciona también la necesidad de mantener un sistema de gestión documental (un Sistema de Gestión de la Calidad).

El segundo capítulo se centra en el proceso de *aceptación*, en el que se incluye lo que en el documento se denomina *examen crítico*. El capítulo contiene la enumeración de la legislación y normas aplicables (en el ámbito del documento), las responsabilidades y funciones de los actores principales (titular, fabricante, experto en física médica y el consejero de protección radiológica) así como una tabla muy completa (aunque según los autores, no exhaustiva y por tanto sólo útil como *guía*) sobre lo que las pruebas de aceptación deben contener, en la cual se enumeran las recomendaciones de las normas UNE, las pruebas incluidas en los procedimientos de aceptación de distintos fabricantes, el contenido del examen crítico tal como se describe en la legislación aplicable, y las propias recomendaciones incluidas en los siguientes capítulos del documento. Se distingue aquí entre las pruebas *de tipo* y las pruebas de instalación (*site test*) las cuales a su vez se dividen en tres grados. En el grado más básico se sitúa la inspección del diseño del equipo (basada en la documentación aportada por el fabricante), y en el segundo, aquellos ensayos funcionales que no implican la interferencia con el modo normal de funcionamiento. El tercer grado se reserva para ensayos que requieren interferir el funcionamiento normal o suprimir elementos de seguridad funcional. Al final del capítulo se recuerda la necesidad de establecer los valores de referencia (*baseline*) para el control de calidad, pero el documento no discute, ni siquiera mínimamente, cuál es la metodología adecuada para establecer esos valores.

Ya en el proceso de puesta en servicio, el capítulo 3, muy breve, se dedica a la seguridad electro-mecánica e incluye detalles tan concretos como el tamaño, modo de conexión y otras características de la barra para la toma de tierra o el color que deberá reservarse para el conductor neutro. Sobre los aspectos mecánicos se analiza incluso cómo se han de describir los riesgos asociados

al desplazamiento de un equipo tan grande y pesado (tipo de riesgo, personas en riesgo, adecuación de equipos, medidas de prevención, cálculos de carga sobre el suelo, etc.).

El capítulo 4, dedicado a la seguridad radiológica, incluye los requisitos de revisión de blindajes, la monitorización ambiental de los espacios adyacentes, la fuga, dispersión y activación del cabezal, los indicadores y señales radiológicos y una especial atención a la secuencia de operaciones e interrupciones de seguridad (*interlocks*), con varias ilustraciones del diagrama de flujo lógico de la secuencia de irradiación y los distintos tipos de paradas, programadas o de emergencia.

Las características mecánicas y ópticas se agrupan en el capítulo 5. Todas las pruebas aquí consideradas corresponden a pruebas descritas en las normas UNE. Se incluyen valores de tolerancia sin que en ningún momento los autores se planteen justificar los valores elegidos.

Las medidas dosimétricas en haces de fotones (cap.6) y electrones (cap.7), incluyen discusiones bastante elementales sobre el equipamiento metrológico, tales como la definición del punto efectivo de medida. El documento asume que la puesta en marcha supondrá la obtención de toda la información necesaria para el uso clínico, incluyendo datos para la realización de cálculos manuales, la información requerida por el sistema de planificación computarizado y la que se utilizará para verificar que este sistema trabaja correctamente en todas las situaciones clínicas. Esto incluye información relativa a técnicas de irradiación especiales como la irradiación a distintas distancias o el uso de accesorios conformadores.

Los capítulos restantes se dedican al colimador multi-lámina (cap.8, para el cual se recomienda un proceso de implantación *por etapas*), el sistema de imagen portal electrónica (cap.9), las cuñas dinámicas (cap.10), los sistemas de registro y verificación (cap.11), la modulación de intensidad (cap.12) y los accesorios de irradiación estereotáxica (cap.13).

A lo largo de todo el documento se citan un gran número de referencias bibliográficas técnicas y legales (más de 340 en total) entre las que destacan la colección de normas UNE/IEC que son de aplicación, en su edición británica. Concluye el documento con una lista de los acrónimos empleados en el texto (aunque se detecta la ausencia de algunos que no se definen tampoco en el cuerpo del documento).

Pero el documento adolece, en mi opinión, de escasa coherencia formal. Cada capítulo ha sido escrito por un miembro del grupo, y su enfoque, estilo y organización no siguen un patrón bien definido. La deseable libertad que debe dejarse a los miembros de un grupo de trabajo de este tipo para que expresen sus propias ideas u opiniones, basadas en su valiosa experiencia, deja paso en este documento a un conjunto incoherente de capítulos.

Así, por ejemplo, algunos autores dedican un espacio considerable a describir conceptos elementales que no

deberían tener cabida en una recomendación orientada a profesionales experimentados. Otros, en cambio, se concentran en la descripción detallada de procedimientos metrológicos. Por último, algunos capítulos se limitan a enumerar, de forma exhaustiva, los requisitos exigibles en el apartado considerado, sin describir procedimientos de ejecución. En definitiva, es difícil saber si el lector se encuentra ante un texto académico sobre la puesta en marcha de aceleradores, a una guía de procedimientos o a una norma de requisitos. Dado que desde el aspecto puramente científico o técnico el documento apenas realiza aportaciones originales, hubiera sido interesante que aportara, al menos, algo de claridad en cuanto a la organización administrativa y conceptual del procedimiento, lo cual habría sido justificación suficiente para su publicación. Pero salvo las aportaciones realizadas en los tres primeros capítulos, ese objetivo no se logra, lo que convierte al documento en una referencia más, que compendia muchas ideas interesantes pero que será más útil al profesional novel que al experto; especialmente si tenemos en cuenta que las referencias legales, que sí han sido extensamente revisadas, no son, al menos todavía, las mismas que se disponen en nuestro ámbito geográfico.

La terminología es, inevitablemente, vaga. Términos como suficiente, adecuado, si es posible, pueblan el documento y generan en el lector una sensación suficientemente inadecuada.

Si algo se concluye tras la lectura de este documento es que el proceso de instalación de un acelerador lineal, desde la elaboración de las especificaciones de compra (a las que no se dedica ninguna atención) hasta su definitiva puesta en uso, es uno de los procesos más complejos, desde el punto de vista técnico y también administrativo, a los que el especialista en radiofísica y la propia dirección del centro tendrán que enfrentarse; y ello por los graves riesgos para la salud de trabajadores, pacientes y público que pueden derivarse de un error en este proceso (que tiene oportuno reflejo en una extensa y rigurosa legislación) y por la interacción de tantas personas y organizaciones, si bien alguna idea de todo ello debía ya tener el lector, supuestamente experto, al que el documento va dirigido. Tal vez no sea inoportuno, a pesar de todo, insistir, pues hoy día el ritmo de nuevas instalaciones en el ámbito del documento y en otros países occidentales provoca que muchos nuevos especialistas tengan que enfrentarse a esta tarea sin una experiencia suficiente. Todos sabemos que esta fue la tónica en otra época, pero reconocemos que no fue, ni es hoy, una situación deseable. Documentos como éste tal vez no sirvan para cubrir ese déficit de preparación, pero sí pueden contribuir a generar en todos los profesionales el grado de inquietud necesario que les lleve a liderar, en sus centros de trabajo, tan complicado proceso, y ésto sirva finalmente para mejorar la calidad del uso al que estos equipos se destinan. Sólo por ello, bienvenido sea.

Manuel Vilches Pacheco

Necrológica de Claudio Romero Coronado

Empezar siempre es difícil, pero sobre todo cuando se trata de escribir algo para ti, Claudio. Es complicado, porque siempre piensas que podrás expresarte mejor, y que las pocas palabras que puedan escribirse se van a quedar cortas. Cómo no van a quedar cortas, si el hueco que dejaste aún sigue ahí y seguirá aún mucho tiempo.

Sincero, cercano, de mente clara, coherente. Cálido en el trato, sencillo en la vida diaria. Todas éstas eran tus banderas, que mostraste tanto con tus amigos, familiares, como con nosotros, tus compañeros.

Qué más podemos añadir, cuando el lenguaje no puede expresarlo todo con palabras, sino que nos diste mucho en poco tiempo, que por tu calidad como persona fue un privilegio conocerte.

Hasta siempre, Claudio.

Los residentes que tuvimos la suerte de conocerte

A Claudio

Poco o nada hay que añadir a la hermosa esquela que te dedica tu familia en el periódico. En tres breves párrafos lo dice todo y cada palabra en ellos condensa otras miles y miles de silencios, ya que la desaparición de un ser querido se expresa de las dos formas. La marcha de un joven "enamorado de la vida", como era tu caso, añade un sentimiento de profunda incompreensión como tantas cosas que suceden en este planeta que palpita, en solitario, a miles de kilómetros de cualquier otro signo inteligible a nuestra escala.

Llegaste al Servicio el pasado mes de mayo con el borbón de savia nueva de los residentes que se incorporan. Te integraste entre nosotros de forma rápida y sencilla. Pronto supimos que serías un gran especialista en Radiofísica, por tu formación académica, tu vocación docente, tus deseos de aprender y tu facilidad para trabajar en grupo. Te hacías querer.

Te has ido en el curso de Baeza dejando asolados al resto de residentes. En tu Servicio de La Paz queda el inmenso vacío del ser humano, pero también el del trabajador motivado, en tu sorbo a sorbo de aire, minuto a minuto de cada día. Por ese regalo, GRACIAS.

*Servicio de Radiofísica y Radioprotección
del Hospital Universitario "La Paz"*

Madrid, 11 de febrero de 2008.