

La Revista Física Médica desea saludaros a todos con un planteamiento optimista ya que vuestra participación ha permitido que este número salga sin el agobio acostumbrado al poder disponer de suficientes trabajos originales. Desde el comité editorial queremos felicitaros y felicitar tanto a los autores como a los asesores científicos que están desarrollando una labor encomiable. Al hilo de este entusiasmo os podemos avanzar que en estos momentos se dispone de un fondo editorial de originales que se halla en período de revisión. Gracias a todos y esperamos que continúe la participación entusiasta de todos.

Sería deseable contar con, al menos, cinco artículos originales para cada número de la revista. En el que ahora os presentamos incluimos un artículo de revisión, tres artículos científicos y una nota técnica, así como reseñas de tesis doctorales y bibliográficas

Sin hacer un balance exhaustivo pero observando la evolución de la revista, creemos que el planteamiento hecho en el último Congreso de la SEFM con la publicación únicamente de los resúmenes está dando un resultado muy interesante. Como consolidación de este planteamiento la Comisión Científica de la SEFM, el Comité organizador del próximo Congreso Nacional de la SEFM en Pamplona, la Junta Directiva de la SEFM y el Comité de Redacción de la Revista conjuntamente han elaborado un procedimiento que abarca desde la constitución del Comité Científico de cada Congreso hasta la forma de presentación y aceptación de los trabajos, todo ello encaminado a favorecer la posible publicación posterior de los mismos.

Con el ánimo de agilizar el proceso editorial, evitando los problemas técnicos que se han venido presentando, se ha habilitado una dirección electrónica exclusiva para la

Revista de Física Médica, **revistafisicamedica@sefm.es** a la que deberéis dirigir vuestras colaboraciones y desde la que se os contestará. Para el resto de funciones de la SEFM seguimos con la dirección anterior. La Sociedad tiene abierta desde el mes de mayo el acceso a una Biblioteca Virtual desde la web.

Deseamos felicitar y dar la bienvenida como representantes ante la EFOMP a nuestros compañeros José Pérez Calatayud y Alfredo Serna Berna, que ya han debutado en las funciones encomendadas ante la conferencia de delegados celebrada en Chipre el primer fin de semana de mayo. Por cierto, nos han dado a conocer la buena acogida que tuvo nuestra revista ante los colegas europeos.

Una felicitación especial merece nuestra querida compañera Celestina Serrano Rodríguez que ha dejado la vida laboral para pasar a disfrutar las mieles de la jubilación. Para destacar la importante y dilatada dedicación a su carrera profesional nos hemos querido hacer eco en la semblanza que encontraréis en páginas interiores. ¡Qué disfrutes por muchos años, Celes!

Cuando la revista llegue a vuestras manos ya se habrá celebrado en Madrid el Congreso Internacional IRPA 11. A la hora de escribir estas líneas todavía estamos pendientes de su celebración. Esperamos que sea un rotundo éxito y tenga la repercusión por todos deseada ya que es una ocasión única de disfrutar desde aquí de un Congreso Internacional de Protección Radiológica, disciplina en la que tantos radiofísicos hospitalarios españoles se hallan directamente implicados. Enhorabuena por adelantado a todos los organizadores.

Con el siempre constante deseo de que os animéis a colaborar en vuestra Revista os deseamos un excelente verano 2004.

## Estado actual y tendencias en investigación en la dosimetría de la braquiterapia epiescleral

J.M. de Frutos-Baraja, M.A. Saornil-Álvarez, J. Pérez-Calatayud\*,  
A. del Castillo-Belmonte, F. López-Lara-Martín

*Hospital Universitario de Valladolid. \* Hospital Universitario La Fe de Valencia.*

### Resumen

La braquiterapia epiescleral, constituye, junto a la enucleación y otras modalidades terapéuticas una de las técnicas más utilizadas para el tratamiento de los melanomas de úvea y de otros tumores. La dosimetría tiene por objeto conocer la distribución de dosis tanto en el tumor como en los órganos de riesgo, siendo en esta localización muy relevante pues los órganos de riesgo están muy próximos al volumen de tratamiento. Para un estudio dosimétrico completo es preciso estudiar las características del isótopo empleado, de los aplicadores, y de los sistemas de planificación incluyendo la adquisición de datos del paciente. Este trabajo pretende describir el estado actual de esta técnica con objeto de ser de utilidad para los diversos Centros en los que se está planificando su incorporación.

*Palabras clave:* Braquiterapia epiescleral. Dosimetría. Melanoma de uvea.

### Abstract

Epiescleral brachytherapy, constitutes, with enucleation and other therapeutic modalities one of the most usual techniques in the treatment of uveal melanomas and other ocular tumors. The goal of dosimetry is to know dose distribution in the tumor as in the organs at risk, being more relevant in this location because the risk organs are very close to the volume of treatment. For a complete dosimetry study it is precise to know the characteristics of the used isotope, of the applicators, and the planning systems including patient data acquisition. The aim of this work is to describe the state of this technique in order to be of utility in institutions where it is planned to be incorporated.

*Key words:* Epiescleral brachytherapy. Dosimetry. Choroidal melanoma.

La braquiterapia es una forma de radioterapia que ha visto ampliadas sus indicaciones, sobre todo con el empleo de la braquiterapia de carga diferida automática, con las unidades de alta tasa y con la necesidad de suministrar la dosis prescrita en el tumor preservando al máximo los órganos de riesgo adyacentes.

Las neoplasias oculares son una patología rara pero importante que son susceptibles de ser tratadas con bra-

quiterapia concretamente, de contacto. Como estas lesiones suelen tener localización escleral a esta técnica se la denomina braquiterapia epiescleral (figura 1).

El objetivo de este trabajo es el estudio del estado actual de la dosimetría de la braquiterapia epiescleral en lo que hace referencia a la planificación del tratamiento, incluyendo la adquisición de datos del paciente, los aplicadores y las fuentes empleados. Finalmente se recogen las tendencias hacia donde se dirige la investigación en este campo, siendo alguna de ellas objeto de estudio actualmente en nuestro grupo. Para facilitar el acceso a información ampliada de los diferentes aspectos, se han incluido en el texto un amplio número de referencias fundamentales seleccionadas. Este trabajo pretende ser de utilidad para los diversos Centros en los que se está planificando la incorporación de esta técnica.

Este trabajo ha sido financiado por el Proyecto 01/1604 del Fondo de Investigaciones Sanitarias del Ministerio de Sanidad y Consumo de España.

Correspondencia: Jesús María de Frutos Baraja. Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario de Valladolid. Ramón y Cajal, 3. 47011 Valladolid. E-mail: [jesusm.defrutos.baraja@telefonica.net](mailto:jesusm.defrutos.baraja@telefonica.net)

Fecha de recepción: 20-11-2003

Fecha de aceptación: 17-5-2004

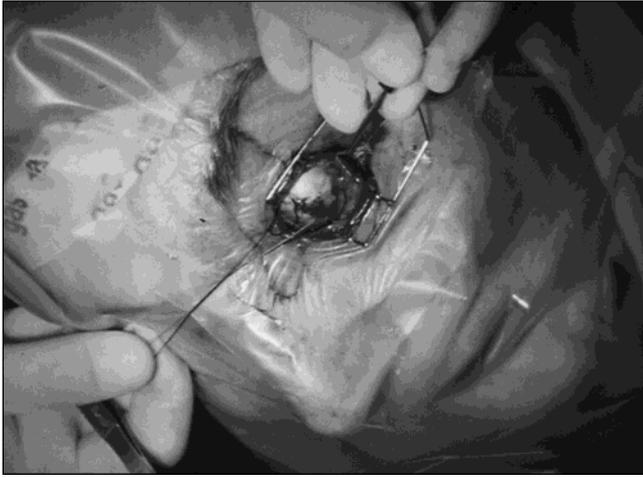


Fig. 1. Implante de un aplicador en braquiterapia episcleral.

Las patologías malignas que se tratan con braquiterapia episcleral son el melanoma de coroides<sup>1</sup>, el retinoblastoma<sup>2</sup> y las metástasis coroides<sup>3</sup>. Entre las indicaciones en casos benignos se encuentran el hemangioma de coroides<sup>4</sup> o la degeneración macular asociada a la edad<sup>5</sup>.

## 1. Braquiterapia episcleral

### 1.1. Características del tratamiento

La braquiterapia se administra habitualmente mediante aplicadores cargados con isótopos radiactivos. Este tratamiento es el que tiene una mayor disponibilidad y con él se han demostrado resultados de supervivencia equivalentes a la terapia con partículas en un estudio aleatorizado comparando tratamiento con iones y con braquiterapia empleando I-125<sup>6</sup>. Es una alternativa a la enucleación<sup>6,7</sup> y permite administrar una dosis más alta al tumor salvaguardando los órganos de riesgo de forma más efectiva que con radioterapia externa<sup>8</sup>. Desde el punto de vista de la radiobiología, en el nivel celular se observa necrosis, fibrosis, inflamación y formación de células balón<sup>9</sup>. En nivel subcelular, algunos autores han sugerido que este tratamiento causa, a menudo, un incremento de la expresión del gen p53 que puede persistir meses después del tratamiento<sup>10</sup>.

### 1.2. Prescripción de dosis

Los criterios de prescripción de dosis tienen en cuenta el punto de prescripción, el método y las aproximaciones asumidas en la dosimetría. Por ejemplo el grupo COMS (*Collaborative Ocular Melanoma Study*), para el melanoma de coroides, recomienda una dosis de 85 Gy en el ápex, o punto más profundo respecto a la retina, del tu-

mor debiendo la isodosis de 85 Gy atravesar el punto de prescripción y abarcar el tumor completamente. La tasa de dosis recomendada al comienzo del estudio estaba comprendida entre 0,43 y 1,05 Gy/h, aunque posteriormente se encontró que es preferible que el intervalo esté entre 0,60 y 1,05 Gy/h, que se corresponde con un implante de 3 a 7 días de duración. En cualquier caso cada institución debe decidir la tasa de dosis que es más factible emplear y evaluar cada caso de manera individual para verificar la dosis y tasa de dosis apropiadas<sup>6</sup> e inspeccionar sus criterios de prescripción a la luz de las sucesivas revisiones efectuadas en la dosimetría de los conjuntos fuentes-aplicadores empleados<sup>11</sup>.

Otros autores empleando placas de Ru-106 administran 120 Gy en el ápex limitando la dosis en la base o zona más superficial de la retina a 1000 Gy<sup>12</sup>.

Recientemente<sup>13</sup>, se ha revisado la dosimetría del grupo COMS para tener en cuenta todas las características de las fuentes de I-125 y de los aplicadores y a la vista de la escasa correlación entre los efectos secundarios encontrados y los valores predichos por la dosimetría, encontrando después de las correcciones menores valores de dosis en los órganos de riesgo.

### 1.3 Protección radiológica

Como en toda técnica en la que se emplean radiaciones ionizantes se debe realizar una estimación de las dosis recibidas, sobre todo en manos<sup>14,15</sup>, por los distintos profesionales implicados en su realización, aunque no plantea demasiados problemas dada las características de las fuentes y las intensidades empleadas.

## 2. Dosimetría de las fuentes empleadas

### 2.1. Isótopos empleados

Aunque los isótopos que se empezaron a emplear en braquiterapia episcleral fueron el Co-60 y Rn-222<sup>16</sup>, los más utilizados en la actualidad son el I-125, sobre todo en su modelo 6711<sup>17</sup>, el Ru-106<sup>18</sup> y Pd-103<sup>19</sup>. Otros isótopos usados hoy pero con menos frecuencia son el Co-60, el Au-198<sup>20</sup>, y el Ir-192<sup>21,22</sup>.

### 2.2. I-125

#### 2.2.1 Ventajas del I-125

El I-125 presenta varias ventajas sobre otros isótopos como el Co-60 por sus características físicas, porque debido a su emisión gamma de baja energía puede ser blindado con una capa muy fina de metal como el oro o el acero inoxidable, lo que permite proteger los tejidos sanos. Además, este isótopo, tiene poca distancia de penetración. Estas características implican una disminución

en los efectos secundarios<sup>23</sup> y una apropiada protección radiológica del personal implicado.

Como desventajas podemos citar su vida media corta y las incertidumbres ligadas a la medida de sus características físicas<sup>24</sup>. Algunos autores han encontrado ventajas desde el punto de vista de la radiobiología<sup>25</sup>.

## 2.2.2. Dosimetría del I-125

### 2.2.2.1 Referencias

En las referencias encontramos un estudio completo para los emisores gamma empleados en braquiterapia<sup>26</sup>. Para el I-125 se recogen los modelos 6711 y 6702 los más empleados en braquiterapia epiescleral. No está, probablemente por obsoleta, el modelo 6701, que sí se encuentra en literatura antigua<sup>27</sup>, ni otras de reciente aparición como el modelo 2300<sup>28,29</sup>, el 3631-A/S<sup>30-32</sup> o el 3631-A/M<sup>33</sup>. Más recientemente<sup>34</sup>, se ha publicado una evaluación crítica de los datos publicados para el I-125 y el Pd-103 con un formalismo basado en el TG-43, recomendando unos datos dosimétricos consensuados para el grupo de modelos de fuentes más extendidas

### 2.2.2.2. Métodos experimentales y códigos de Monte Carlo

Buena parte del desarrollo de la dosimetría del I-125, se debe al empleo de los códigos de Montecarlo, utilizados, por ejemplo para estudiar su función radial<sup>35,36</sup>, la constante de tasa de dosis<sup>35,37</sup>, y la función de anisotropía<sup>37</sup>.

Los métodos experimentales se basan sobre todo en dosimetría de termoluminiscencia, fundamentalmente con LiF<sup>38</sup>, incluido el estudio del maniquí más adecuado para su realización<sup>39</sup>. Con estos detectores, se intenta medir la constante de tasa de dosis<sup>40</sup>, y otras características de las fuentes<sup>37</sup>. La homogeneidad de la distribución del isótopo dentro de la fuente puede ser investigada mediante autorradiografía<sup>41</sup>.

### 2.2.2.3. Cambios recientes en la dosimetría del I-125

Recientemente, se han producido tres revisiones en la dosimetría del I-125 que pueden afectar a la dosis suministrada<sup>42</sup>: las propuestas del TG 43<sup>26,34,46</sup> y la adopción por el NIST de un nuevo estándar. Las tres pueden requerir cambios en la constante de tasa de dosis y cambios en la prescripción de dosis, para estimar de forma más precisa la dosis suministrada. De aquí se desprende la necesidad de realizar las adaptaciones a estos dos hechos de la forma más rigurosa posible. De hecho, si no se realiza ninguna modificación, se puede cometer un error de un 10%, mientras que si se hace de forma incorrecta el error puede llegar a un 20 ó 30%<sup>43</sup>.

#### 2.2.2.3.1. Cambios introducidos por el TG 43

Con la mejora, tanto del conocimiento de las propiedades del I-125 como de los medios y métodos de medida,

se ha procedido a la revisión paulatina de sus factores dosimétricos, lo que conduce a menores incertidumbres. El cálculo de Montecarlo ha sido parte fundamental de este proceso. El TG 43 se basa en medidas y cálculos en maniqués donde los fotones de baja energía no son tenidos en cuenta<sup>43</sup>, con lo que la constante de tasa de dosis se reduce en 10-18%.

Si con este cambio no se altera la dosis prescrita, la dosis se elevará en la misma cantidad, con lo que la prescripción debe tenerlo en cuenta disminuyendo consecuentemente el valor en la misma cantidad<sup>42,43</sup>.

#### 2.2.2.3.2. Calibración del NIST

El nuevo estándar de calibración del NIST está basado en una cámara de ángulo ancho de Loewinger, que elimina los rayos X característicos y otras contaminaciones mediante filtros de aluminio, que eran los responsables de las variaciones en la estimación de la constante de tasa de dosis y no tienen contribución más allá de 1 mm<sup>42-44</sup>. Ahora, el valor de la intensidad corresponde a los componentes más penetrantes del espectro de cada fuente. Normalmente, se refleja en un cambio en la especificación de la intensidad en un factor conocido, que debe notificar el suministrador<sup>45</sup>.

La adaptación a la nueva situación se puede realizar modificando la constante de tasa de dosis, incrementándola en un factor inverso al de reducción de intensidad de la fuente. De esta forma la dosis administrada permanece invariable y no es necesaria una revisión de la dosis prescrita<sup>42,43</sup>.

#### 2.2.2.3.3. Actualización del TG 43

Recientemente<sup>46</sup>, se ha publicado una importante actualización del trabajo del TG 43 de la AAPM, fundamentalmente para recoger los datos de los numerosos modelos nuevos de fuentes y dada la generalización de los tratamientos de braquiterapia prostática. En este documento se realiza un análisis crítico de los datos publicados para 8 modelos de fuentes. También se dan recomendaciones para el estudio de las fuentes tanto empleando códigos de Monte Carlo como experimentalmente y una guía para la implementación de estos datos en los sistemas de planificación y cálculo.

## 2.3. Pd-103

Estos mismos cambios en los estándares de la calibración deben tenerse en cuenta por lo que se refiere al Pd-103<sup>19</sup>. De nuevo, los cambios que han introducido las modificaciones expuestas deben ser adoptados de forma sistemática por los usuarios<sup>47</sup>. Aunque la referencia más completa vuelve a ser los trabajos del TG43 de la AAPM<sup>26,46</sup>, también se han realizado cálculos de Monte Carlo y TLD para encontrar la constante de tasa de dosis y la función radial de dosis<sup>48</sup> de las fuentes más empleadas como son el modelo 200<sup>49</sup> y otras como la denomi-

nada Intersource-103<sup>50,51</sup>, o la BrachySeed Pd-103, Modelo Pd-1<sup>52</sup>, entre otras. Igualmente<sup>34,46</sup>, se han publicado recientemente unas recomendaciones de datos dosimétricos consensuados para estas fuentes.

#### 2.4. Ru-106

Otro isótopo empleado en braquiterapia epiescleral, con emisión beta, es el Ru-106<sup>18,53-55</sup> aunque su forma de presentación es embebido en los propios aplicadores sin posibilidad de optimización de la posición del radionucleido, por lo que hablaremos con más detalle de él en el apartado de aplicadores.

Nuevas recopilaciones de datos dosimétricos sobre las fuentes empleadas en braquiterapia y especialmente en braquiterapia epiescleral serán publicadas próximamente<sup>56</sup>.

### 3. Dosimetría de los aplicadores

#### 3.1. Tipos de aplicadores

Los aplicadores para braquiterapia epiescleral pueden englobarse en dos categorías generales según que el isótopo empleado sea de vida media larga, Co-60 o Ru-106, en cuyo caso el isótopo está embebido permanentemente, o corta, Ir-192 o I-125, en cuyo caso las fuentes se pueden colocar cada vez que sea necesario<sup>57</sup>. Atendiendo a otra clasificación puede separarse en aplicadores en los que no es posible modificar la distribución del isótopo, Ru-106 y Co-60, y otros en los que se puede optimizar la colocación de las fuentes, I-125, Pd-103 o Ir-192.

#### 3.2. Aplicadores con distribución fija de radioisótopo

##### 3.2.1. Aplicadores de Co-60

Cronológicamente los primeros aplicadores empleados en braquiterapia epiescleral fueron de Co-60, utilizados frecuentemente hasta la aparición de los aplicadores de I-125<sup>16,58</sup>. El diseño de estos aplicadores reducía la dosis en la esclera mediante un encapsulamiento de platino que absorbía la emisión beta. El estudio de la distribución de dosis de estos aplicadores se llevó a cabo en primer lugar por estimaciones basadas en la ley del inverso del cuadrado de la distancia<sup>58</sup> teniendo en cuenta los anillos o semianillos de Co-60 embebidos en el aplicador. Después se considera también la absorción en tejido pero inicialmente sólo está disponible la distribución en el eje central del aplicador tanto para los aplicadores redondos<sup>59</sup> como los que tienen forma de media luna<sup>60</sup>. Posteriormente, se calcula la contribución de dosis por un elemento de isótopo para integrar después en todo el anillo o semianillo. También se incluye un factor aproximado para tener en cuenta la filtración oblicua, lo que permite

obtener las isodosis para todos los aplicadores. Estos cálculos, se comprueban experimentalmente mediante técnicas radiográficas que, por su alta resolución, permiten estudiar distribuciones con alto gradiente de dosis<sup>61</sup>. Si se consideran la filtración oblicua, absorción en el tejido y dispersión, así como la integral de Sievert para fuentes filtradas, se puede disponer una descripción más completa de la distribución de dosis verificada experimentalmente mediante TLD y película<sup>62</sup>.

##### 3.2.2. Aplicadores de Ru-106

En los aplicadores de Ru-106, el isótopo está encapsulado dentro de una hoja de plata pura con varias formas y tamaños, por lo que no es necesaria la manipulación de fuentes para preparar el implante<sup>63,64</sup>. Se han hecho aproximaciones teóricas<sup>65</sup> que ponen de manifiesto la dificultad de la verificación experimental debido al alto gradiente de dosis y el corto alcance de los electrones.

Aparte de otros métodos, recientemente se ha propuesto descomponer el aplicador en superficies más pequeñas para tener en cuenta asimetrías e imperfecciones en la distribución del isótopo<sup>66</sup>. Además de métodos numéricos y de Monte Carlo<sup>67,68</sup>, se emplean métodos experimentales como cámaras de extrapolación<sup>69,70</sup>, y de pequeño volumen<sup>70</sup>, dosimetría de termoluminiscencia<sup>70,126</sup>, semiconductores<sup>70,71</sup>, detectores de alanina<sup>70</sup>, de centelleo<sup>70</sup>, de diamante<sup>70</sup>, o película radiocrómica<sup>70,72</sup> con un alto nivel de consistencia entre ellos<sup>67</sup>. Los detectores de polímero en forma de gel, aunque son caros y dependen de la disponibilidad de una resonancia magnética, permiten obtener mapas de dosis en tres dimensiones<sup>73</sup>.

El suministrador proporciona un certificado de calibración trazable al NIST a partir de detectores de centelleo<sup>74</sup>. En cualquier caso la dosimetría de las fuentes emisoras de radiación beta como estos aplicadores, tiene muchas dificultades por el corto rango en el que se produce la deposición de la energía, y el alto gradiente de dosis en las distancias cortas, las que son clínicamente relevantes<sup>70</sup>.

#### 3.3. Aplicadores con distribución de radionucleido optimizable

Estos aplicadores se emplean con isótopos emisores de fotones sobre todo I-125.

##### 3.3.1. Aplicadores COMS

Los aplicadores más empleados en la actualidad son los que adoptó como propios el grupo COMS que consisten en una placa redonda de aleación de oro y un inserto de silicona donde van situadas las fuentes de I-125, con diámetros de 12, 14, 16, 18 y 20 mm<sup>57</sup>. Estas placas se fabrican por la técnica de la cera perdida y los alojamientos de silicona incluyen una plantilla embebida en la

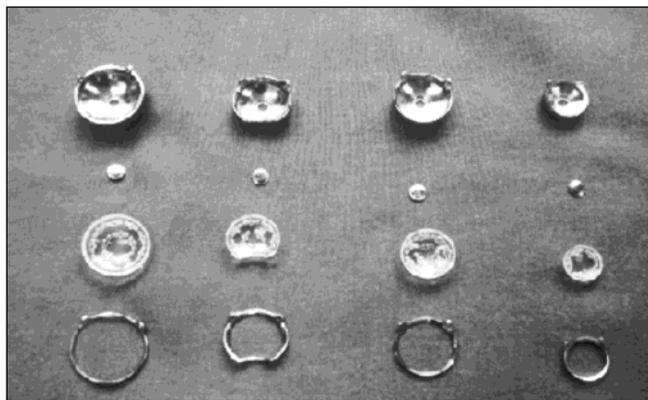


Fig. 2. Conjunto de aplicadores Ropes.

superficie cóncava de la placa que es usada como alojamiento para las fuentes radiactivas<sup>7</sup>. El oro se eligió por ser biológicamente inerte y por presentar ventajas desde el punto de vista de la atenuación de la radiación. Una modificación de estos aplicadores de oro es la aplicación al mismo de una lámina fluorescente que permite mejorar la distribución de dosis<sup>75</sup>.

### 3.3.2. Aplicadores Ropes

El otro tipo de aplicadores comerciales (Figura 2) para I-125 son los que emplean el acrílico que sirve de soporte a las fuentes y el acero inoxidable de uso médico como blindaje<sup>76-78</sup>.

### 3.3.3. Aplicadores diseñados por el usuario

Otros usuarios prefieren diseñar sus propios aplicadores<sup>79</sup>, porque en ocasiones, un aplicador redondo no es la mejor opción para tumores localizados cerca del nervio óptico o de la córnea o para tumores con formas alargadas, pudiendo ser más adecuadas otras con escotaduras que permitan colocar la placa rodeando en parte estas estructuras<sup>6</sup>. Por ello se emplean placas hechas a medida de algunos tumores, de formas ovaladas, redondas, de riñón o las ya vistas con escotaduras. Suelen ser menos voluminosas que las COMS y se deslizan de forma más fácil en la superficie ocular<sup>6</sup>. Además, permiten una mejor optimización de la dosis<sup>1</sup>. También son útiles para melanomas anteriores o de iris<sup>80</sup> o incluso para lesiones alrededor de la córnea<sup>81</sup>.

Un diseño particularizado de aplicador es el que consigue que la radiación no incida directamente en el tumor, disminuyendo la dosis escleral. Esto se logra colimando la radiación de cada fuente mediante una hendidura en la placa y colocando la fuente en ella en vez de hacerlo sobre un alojamiento de acrílico o silicona. Así, las distribuciones de fuentes adyacentes no se superponen en la esclera. Este método ha dado lugar a que algunos autores hablen de implantes conformacionales<sup>82</sup>.

### 3.3.4. Dosimetría de los aplicadores

#### 3.3.4.1. Propósito de la dosimetría de los aplicadores

La dosimetría de los aplicadores para su uso en implantes oftalmológicos debe suministrar información sobre la tasa de dosis que proporciona en la superficie del aplicador o a una distancia dada. La distribución de dosis en agua o tejido a lo largo del eje central del aplicador y la distribución de dosis fuera de este eje central<sup>70</sup>.

#### 3.3.4.2. Necesidad de las verificaciones

Cuando se reciben los aplicadores en una institución se deben realizar las pruebas de aceptación y referencia inicial entre las que se encuentran la situación de los alojamientos de las fuentes o la curvatura de la placa o del alojamiento. Si se adquieren a los suministradores habituales, probablemente se pueda realizar una prueba más superficial que si la placa es personalizada, al no existir en este último caso ni publicaciones ni datos del suministrador con los que guiarse<sup>6</sup>. Siempre que se empleen aplicadores oftálmicos, cualquiera que sea su diseño, deberían ir acompañados de su descripción completa y de su configuración así como de instrucciones para su preparación<sup>83</sup>.

#### 3.3.4.3. Verificaciones dosimétricas sobre los aplicadores

Algunos autores<sup>84,85</sup> han medido la distribución de dosis en los aplicadores mediante semiconductores. Otro sistema de detección para investigar la distribución de dosis producida por un aplicador con fuentes de I-125 es la dosimetría de termoluminiscencia a menudo asociada a la fabricación de maniqués que reproduzcan la forma del globo ocular<sup>86-90</sup>. Además de los métodos de Monte Carlo<sup>87,91</sup>, otros métodos analíticos como la función de Fermi-Dirac puede contribuir a caracterizar dosimétricamente el aplicador, incluso en la zona de penumbra<sup>92</sup>. El empleo de otros métodos como detectores de centelleo es más complicado aunque puede ser útil debido a su alta resolución espacial<sup>93</sup>.

Otras verificaciones que son fáciles de realizar son las relacionadas con el efecto protector de la placa que se puede demostrar con dosimetría de película<sup>24</sup>.

#### 3.3.4.4. Correcciones por la presencia del aplicador

En muchas ocasiones, la especificación de la dosis se basa en medidas y cálculos que asumen una geometría en la que se dan condiciones de dispersión total. Esta dispersión total no existe por la presencia de una placa de un material con número atómico alto como componente del aplicador. De esta forma al medir la dosis en el eje de la placa en situación de dispersión total se encuentra que la tasa de dosis es mayor que con ausencia de retrodispersión por tener la placa colocada. Este efecto se puede calcular y obtener un factor de corrección en función de la distancia a la placa para calcular la fracción de retrodispersión que se pierde por la presencia de la placa y que es mayor cuanto mayor es la distancia a la placa<sup>94</sup>.

## 4. Dosimetría clínica. Sistemas de planificación y cálculo

### 4.1. El proceso de la planificación

El proceso de la planificación del tratamiento en la braquiterapia episcleral requiere varios pasos para generar una dosimetría aceptable<sup>6</sup>, entre otros, transferir la información del tumor al sistema de planificación, adoptar criterios de prescripción de dosis y tasa de dosis, seleccionar el aplicador, las fuentes y en su caso el isótopo, la preplanificación, la dosimetría definitiva y la documentación de las dosis en el tumor y en los órganos de riesgo. Para esto es preciso obtener, de la forma más precisa posible, la distribución de dosis en las proximidades del aplicador y correlacionarla con las posibles complicaciones del tratamiento<sup>57</sup>.

### 4.2. Adaptación de sistemas de planificación existentes

Con los aplicadores de Co-60 empleados extensamente hasta el advenimiento de los aplicadores de I-125, existían tablas para elegir el aplicador adecuado en función de la profundidad de tratamiento y la duración deseada, basadas en relaciones empíricas entre las dimensiones basales y la altura del tumor<sup>58,61</sup>. En la actualidad y ya para los aplicadores de I-125, existen varias referencias que buscan una aproximación al problema de la dosimetría clínica mediante aplicaciones realizadas en las propias unidades de oncología ocular<sup>84,86,95</sup>, a veces ligadas a algoritmos de asignación automática de posicionamiento de las fuentes para conseguir la distribución y tasa de dosis deseada<sup>96</sup>.

Otros centros intentan adaptar sus planificadores de braquiterapia prostática<sup>97</sup>, o un sistema de planificación de braquiterapia general<sup>98</sup>, aprovechando que las fuentes ocupan posiciones fijas y construyendo plantillas (templates). Tienen el inconveniente de que es complicado obtener una buena estimación de la dosis en los órganos de riesgo pero pueden ser útiles como cálculo independiente (Figura 3). En ocasiones, se emplean tablas de doble entrada para calcular la duración del tratamiento en función de la altura del tumor o encargar fuentes de una determinada intensidad en función de la duración requerida, la altura del tumor o la tasa de dosis deseada<sup>99</sup>.

### 4.3. Planificadores específicos

En la actualidad existen planificadores de tratamientos específicos (figura 4) para braquiterapia episcleral que tienen en cuenta las medidas reales del ojo, las distancias y la posición relativa de los órganos de riesgo y la posición de las fuentes en los aplicadores disponibles<sup>57,100,101</sup>. Estos planificadores han sido objeto de verificación independiente mediante medidas con semi-

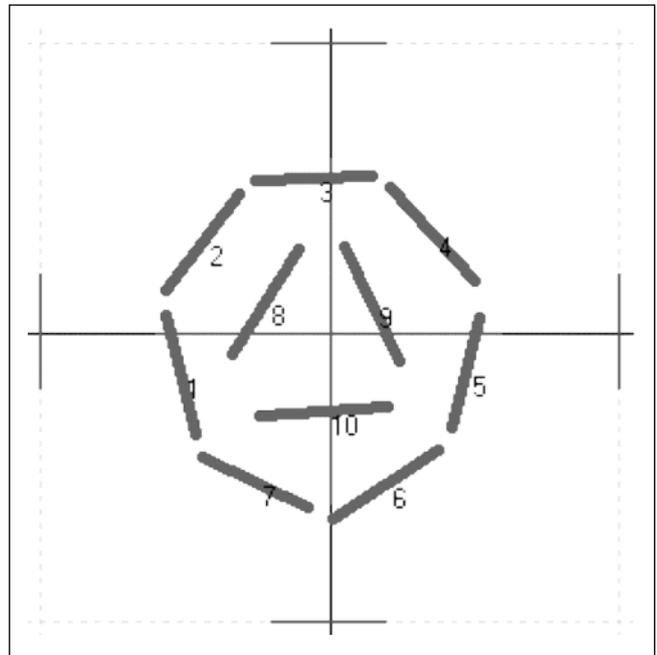


Fig. 3. Representación, en un sistema de planificación de tratamientos de braquiterapia general, de un aplicador de braquiterapia episcleral<sup>98</sup>.

conductor en un maniquí de agua<sup>85</sup> tanto para medidas con una sola fuente como para situaciones más configuraciones más reales con varias fuentes y tanto en el eje de la placa como fuera de él, para lo que tiene que tener en cuenta la función de anisotropía de la fuente y los cambios en sensibilidad angular del detector.

#### 4.3.1. Caracterización de los aplicadores

Para caracterizar el aplicador estos planificadores observan que digitalizar las fuentes puede ser muy laborioso e inducir a imprecisión, y lo solucionan justificando que las fuentes van a ocupar posiciones fijas dentro del aplicador con lo que basta con obtener las coordenadas de las fuentes dentro de la placa. Posteriormente se obtiene una completa modelización del aplicador, que luego se tiene en cuenta para calcular la dosis alrededor del mismo, aunque en ocasiones con limitaciones, como ocurre en la zona de penumbra<sup>57</sup>.

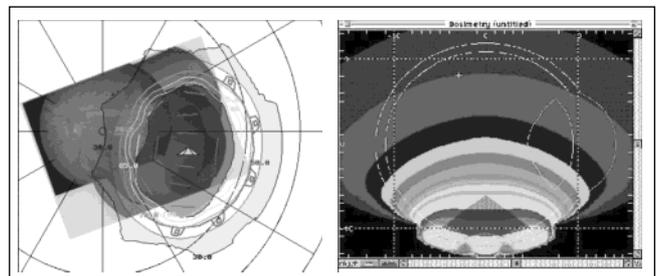


Fig. 4. Distribución de dosis sobre el diagrama retinal y en un plano transversal del globo ocular con un sistema de planificación específico<sup>101</sup>.

### 4.3.2. Consideraciones para el cálculo de dosis

El cálculo de la dosis se puede realizar según el protocolo del COMS<sup>57</sup> es decir fuente puntual y sin ningún tipo de corrección. Se debe poner especial cuidado en aplicar la aproximación de pequeñas distancias<sup>46</sup>, para distancias menores de aquellas para las que disponga de datos relevantes para la función radial de dosis, por ejemplo para el cálculo de la dosis en la esclera. También, a criterio del usuario, se pueden introducir correcciones, como considerar la fuente como lineal, tener en cuenta la anisotropía de la fuente, el efecto del aplicador en la disminución de la retrodispersión o de los alojamientos que proporcionan una pequeña colimación.

Al principio del ensayo del COMS se creyó conveniente no asumir ningún tipo de corrección, puesto que no había acuerdo sobre la magnitud de las correcciones a efectuar<sup>6</sup>, pero desde entonces se han publicado varios trabajos que estudian todos estos factores y hacen, por ejemplo, una síntesis completa de la dosimetría de las fuentes<sup>26</sup>. Si se tienen en cuenta estos factores pueden obtenerse cambios significativos en el cálculo de la dosis debidos, fundamentalmente a la atenuación de los insertos de las fuentes dentro del aplicador y a la reducción en la contribución de radiación dispersa debida a la presencia de la placa que forma parte del aplicador<sup>6</sup>. Sea cual sea el método de cálculo elegido los parámetros empleados deben hacerse constar en los informes de dosis.

## 4.4. Optimización de la dosimetría clínica

### 4.4.1. Estrategias de optimización

La alta incidencia de complicaciones en estos tratamientos hace necesaria la realización de una optimización en la dosimetría<sup>8</sup>, cuya finalidad es reducir la incidencia y severidad de los efectos secundarios sin pérdida del control tumoral. Los cuatro factores que se pueden tener en cuenta para lograr este propósito son la distancia a los órganos de riesgo, la intensidad de la fuente, la función de anisotropía y el efecto del aplicador<sup>8,102</sup>. La distancia es un factor importante debido a ley del inverso del cuadrado de la distancia. Otra solución es mezclar fuentes de distintas intensidades, colocando las fuentes de menor intensidad en las proximidades de órganos de riesgo, donde se busca la reducción de la dosis. Para tener en cuenta la anisotropía se pueden colocar las fuentes de forma que sus extremos apunten hacia dichos órganos, puesto que la mayor parte de la dosis que se suministra al tumor proviene de la radiación emitida perpendicularmente al eje principal de las fuentes. Por último, la placa del aplicador puede proteger algunas regiones donde interese disminuir la dosis. Todas estas estrategias hacen que sea necesaria una planificación tridimensional del tratamiento<sup>1</sup>.

### 4.4.2. Parámetros de optimización

Como los órganos de riesgo más radiosensibles son la mácula (una región central de la retina avascular cerca del polo posterior que comprende la fovea que es la localización de mayor agudeza visual) y el nervio óptico, representado por el disco óptico que es la inserción del nervio óptico en la retina, los parámetros que suelen fijar las estrategias de optimización son la relación entre la dosis en el ápex, o parte más alta del tumor, y las dosis en estos dos órganos, buscando maximizar esta relación<sup>8</sup>. Si bien las estrategias de optimización reseñadas parecen simples, la aplicación clínica sin embargo no es sencilla en cuanto a la precisión y exactitud de la localización del tumor, la medida de las dimensiones oculares y la colocación quirúrgica de la placa, siendo la documentación precisa de las dimensiones del tumor y su situación dentro del ojo, el problema más crítico<sup>8</sup>.

## 5. Dosimetría clínica. Obtención de los datos del paciente

### 5.1. Primeras aproximaciones

Con la utilización de aplicadores de Co-60 era frecuente el empleo de relaciones empíricas para determinar el tamaño del tumor. Hasta la disponibilidad de otras técnicas de imagen era frecuente que la única observación posible del tumor fuera mediante un oftalmoscopio con retícula que permitía medir la base del tumor<sup>16</sup>. Además de esta medida se disponía de observaciones empíricas en ojos enucleados que permitían encontrar la altura del tumor, para el retinoblastoma, mediante la relación<sup>58,61</sup>.

$$d = 1,5 + 2/3D$$

donde  $d$  es la altura de la lesión en mm y  $D$  el diámetro en mm, tomando 1,5 mm como el espesor aproximado de la esclera. Una vez obtenido el diámetro se calculaba la altura y en función de ésta y del diámetro del aplicador se calculaba el tiempo que duraba el implante.

### 5.2. Necesidad de obtención de datos del paciente

La delimitación del perímetro del tumor en la superficie de la retina es importante para hacer la dosimetría y determinar, tanto la dosis en el tumor como en los órganos de riesgo, permitiendo la elección del tamaño de la placa que asegure que se cubre el tumor con los márgenes de seguridad requeridos, posibilita la optimización del tratamiento para tumores cerca de la fovea y el nervio óptico y facilita la colocación del aplicador respecto a algunas marcas anatómicas<sup>6,103</sup>.

### 5.3. Modelización del ojo y del tumor

Los sistemas de planificación emplean un modelo para el tumor que aproxima el tumor como un cono irregular de base semiesférica, limitado por el ápex y por su intersección con el perímetro de la retina, que se considera como una superficie semiesférica cuya capa más externa, la esclera, tiene un grosor de 1 mm<sup>8</sup>. Aunque el ojo no es perfectamente esférico la región posterior puede considerarse prácticamente un hemisferio siendo la parte anterior un esferoide oblató que interseca con el hemisferio posterior y un segmento esférico que representa la cornea<sup>103</sup>.

### 5.4. Medios de imagen empleados

#### 5.4.1. Introducción

Las fuentes de donde se pueden obtener datos sobre la anatomía ocular son la tomografía computerizada, la resonancia magnética, empleados también en la dosimetría de la radioterapia externa<sup>104</sup>, la fotografía de fondo de ojo y la ecografía<sup>8</sup>, por lo que la integración de todos ellos está indicada porque cuanto más información se obtenga de la anatomía ocular y tumoral el modelo podrá reflejar con más precisión las condiciones reales del tratamiento<sup>8</sup>.

#### 5.4.2. La fotografía de fondo de ojo y el diagrama de la retina

La fotografía del fondo de ojo es una herramienta empleada a menudo por el oftalmólogo para averiguar la forma y el tamaño del tumor y su situación en la superficie de la retina y es un método de proyección de una superficie esférica en un plano y como todo método de proyección supone una distorsión de los objetos proyectados que es menor cerca del polo posterior del ojo y aumenta al aproximarnos al polo anterior<sup>103</sup>. Se debe tener en cuenta que está sujeta a varias fuentes de distorsión óptica, puesto que el ojo está compuesto por tres lentes como son la córnea, el cristalino, cuyo índice de refracción no es homogéneo al ser más denso en el centro, y el vítreo. Es una técnica muy útil pero limitada puesto que cualquier problema en las lentes oculares puede producir una distorsión óptica de la superficie retinal<sup>8</sup>.

En la fotografía de fondo de ojo o en el diagrama de la retina el centro representa el polo posterior del ojo. Cualquier desplazamiento radial es un desplazamiento en la dirección antero-posterior a lo largo de un meridiano retinal. La posición alrededor del polo posterior se encuentra por analogía con las horas de un reloj de forma que las 12 en punto es superior, las 6 es inferior, las 3 es la izquierda del paciente y las 9 su derecha<sup>103</sup>.

La fotografía de fondo de ojo tiene algunas limitaciones, puesto que la máxima apertura de la pupila, una vez dilatada, es significativamente menor que el diámetro del

ojo y, por tanto, el campo de visión de la cámara está limitado a las regiones que se encuentran más atrás de la ora serrata, cerca del ecuador, de forma que no se pueden obtener fotografías del hemisferio anterior del ojo. Sin embargo como la coroides finaliza en la ora serrata la mayoría de los melanomas son de localización en el hemisferio posterior y hace que el fondo de ojo sea útil para localizar y medir el tumor<sup>103</sup>.

En la práctica clínica, los errores que se pueden esperar provienen de la incertidumbre en la calibración de la distancia entre la fovea y el disco óptico y del hecho de que el ojo no es una esfera perfecta<sup>103</sup>, a pesar de lo cual se han desarrollado algoritmos para optimizar la colocación de la placa que tienen en cuenta el modelo esférico<sup>105</sup>.

#### 5.4.3. La ecografía

Otro medio diagnóstico muy empleado es la ecografía<sup>106,107</sup>, en modo A y B (Figura 5), que se emplea tanto en el diagnóstico como en el seguimiento de los pacientes, de los que se examina las bases y la altura del tumor, la reflectividad interna, que podría estar relacionada con la radiosensibilidad del tumor, su regularidad y vascularidad y si existe extensión extraescleral. También permite verificar el posicionamiento del aplicador en el acto quirúrgico para tumores posteriores y es especialmente interesante en tumores pequeños y poco pigmentados<sup>108</sup>. Algunos sistemas más desarrollados emplean la ecografía tridimensional, que si bien tiene las mismas limitaciones que la bidimensional en tumores situados por delante de la ora serrata permite almacenar y reconstruir el examen en cualquier orientación<sup>109</sup>. Una exploración Doppler puede servir para examinar la vascularización del tumor antes y después de la braquiterapia<sup>110</sup>.

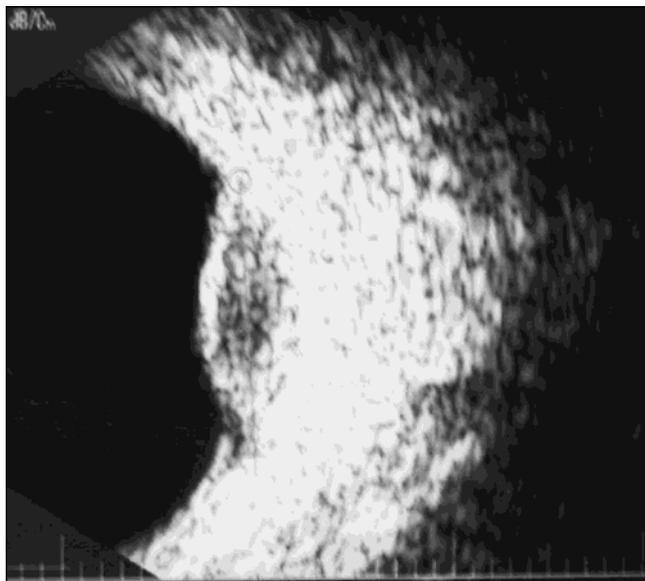


Fig. 5. Ecografía para diagnóstico y medida de un melanoma de coroides.

#### 5.4.4. La tomografía computerizada

Además de para la evaluación antes y después del tratamiento<sup>111</sup> la tomografía computerizada es una herramienta imprescindible en la dosimetría. Cuanto mayor sea la información respecto a la anatomía real disponible, el modelo reflejará las condiciones reales del tratamiento de forma más segura y esa información viene de las imágenes transversales de la tomografía<sup>8</sup>.

#### 5.4.5. La resonancia magnética nuclear

La resonancia magnética nuclear puede ayudar en el diagnóstico diferencial del melanoma u otros tumores frente otras patologías<sup>112</sup>, puesto que tiene una señal característica debido a las propiedades paramagnéticas de la melanina aunque está algo limitada en el caso de lesiones amelanóticas<sup>113</sup>. Además, proporciona datos en tres dimensiones del tumor y su posición relativa respecto a los órganos de riesgo y es útil para la verificación del posicionamiento del aplicador, teniendo en cuenta las condiciones de seguridad y la posible distorsión. Para la buena calidad de la exploración, el paciente debe mantener una adecuada colaboración<sup>114</sup>.

#### 5.4.5. La transiluminación

Una herramienta muy útil, fundamentalmente en el acto quirúrgico de colocación de la placa es la transiluminación a veces combinada con la oftalmoscopia indirecta con lo que es posible documentar la posición del aplicador en relación con el borde del tumor, la mácula y el disco óptico y su contacto con la esclera<sup>115</sup>, y se han desarrollado técnicas para su empleo en localización juxtapapilar<sup>116</sup>. Los resultados de las medidas realizadas con esta técnica de imagen puede guardar una buena correlación con las medidas de las preparaciones microscópicas<sup>117</sup>.

## 6. Tendencias en investigación

### 6.1. Prescripción de dosis

Aunque las referencias de casi todos los aspectos de la dosimetría de la braquiterapia episcleral son abundantes, aún quedan muchos aspectos que requerirán de futuras investigaciones para su esclarecimiento. Por ejemplo, la dosis aceptada por el protocolo COMS, para el melanoma de coroides, es de 85 Gy pero algunas instituciones emplean dosis más bajas de forma rutinaria, con lo que se reducirán, previsiblemente, los efectos secundarios<sup>6,12,118</sup>. Comparando con la dosis, el impacto de la tasa de dosis en la morbilidad postratamiento es bastante menos conocido por lo que la tasa de dosis ideal para lograr el control del tumor sin un alto riesgo de pérdida de la agudeza visual está todavía sin determinar<sup>119</sup>.

El melanoma de uvea recibe su aporte de sangre desde la coroides por lo que es posible que la vía de control tumoral mediante braquiterapia episcleral provenga de dos causas como son la muerte celular relacionadas con la dosis media y mínima, y la pérdida de suministro vascular, relacionada con la dosis escleral. Una dosis baja en el ápex de melanomas grandes podría llevar aparejada una dosis suficiente para provocar esclerosis vascular. Por todo ello se necesita profundizar en este dato para establecer la dosis óptima<sup>6</sup>.

### 6.2. Dosimetría de los isótopos empleados

Una de las mayores fuentes de incertidumbre sigue siendo la calibración de las fuentes de I-125<sup>85</sup> por lo que debería ser una de los principales objetivos en futuras investigaciones. Además, el empleo de nuevos modelos de fuentes hace que los métodos de Monte Carlo sean fundamentales en la necesaria caracterización previa de dichas fuentes antes de su uso clínico<sup>52</sup>. Otro aspecto en el que se profundizará es en los datos dosimétricos de las fuentes nuevas y antiguas que puedan tener implicaciones médicas y radiobiológicas así como las diferencias radiobiológicas entre las fuentes empleadas actualmente<sup>28</sup>. Los cambios recientes en la dosimetría de algunas fuentes, I-125 y Pd-103, también pueden tener implicaciones radiobiológicas<sup>26</sup>. Otro aspecto importante es si las fuentes deben ser consideradas como lineales o la aproximación puntual es dosimétricamente aceptable. También habría que estudiar el impacto clínico de las aproximaciones dosimétricas, a través del análisis de los patrones de recidiva<sup>11</sup>.

### 6.3. Dosimetría de los aplicadores

Por lo que se refiere a la dosimetría de los aplicadores parece necesario profundizar en aspectos como la reducción de dosis por la presencia del aplicador<sup>86</sup>, así como en la dosimetría cerca del mismo<sup>85</sup>. En el caso de los aplicadores de Ru-106, se pueden desarrollar instrumentos y técnicas para disminuir la incertidumbre de la medida de los parámetros dosimétricos<sup>70</sup>. Además, se deben realizar esfuerzos para considerar una distribución de isótopo real en vez de uniforme a lo largo de todo el aplicador<sup>68</sup>.

### 6.4. Elección del isótopo

La elección del isótopo implantado debe ser objeto de consideración, aunque más que por el estudio dosimétrico la decisión puede ser tomada por un ensayo prospectivo y randomizado<sup>23</sup>, e incluso dentro del mismo isótopo quizá algunos modelos presenten más ventajas que otros, siendo posible también la preparación de fuentes según las necesidades de dosis y tasa de dosis<sup>120,121</sup>.

### 6.5. Radiobiología

Para la comparación de los isótopos más adecuados desde el punto de vista de la radiobiología se han empleado cálculos de Monte Carlo aunque los resultados dependen del tipo de espectro empleado y necesitarán confirmación de estudios *in vitro*<sup>122,123</sup>. También se están investigando los efectos histológicos e histopatológicos de la braquiterapia y su comparación con otras técnicas radioterápicas<sup>9</sup>.

### 6.6. Dosimetría clínica

Los esfuerzos en la dosimetría clínica traerán consigo la reducción de los efectos secundarios sin pérdida de control tumoral, pero para comparar sistemas y averiguar cuál es el óptimo es necesario un modelo de especificación de dosis<sup>124,125</sup> aceptado internacionalmente, porque, por ejemplo, la descripción mediante la dosis en el ápex y en la base del tumor no son suficiente al no reflejar la distribución de dosis en el tumor sobre todo para radiación beta<sup>12</sup>. Los algoritmos de asignación automática de las fuentes, que podrían ser aplicables a otros tipos de braquiterapia, pueden proporcionar rapidez y mayor ajuste a las condiciones de prescripción que los métodos más usuales<sup>96</sup>.

### 6.7. Adquisición de datos

La localización y dimensiones del tumor permiten el cálculo preciso de la distribución de dosis lo que es especialmente importante si el aplicador está próximo a la mácula o el nervio óptico. En este caso, es crucial la determinación exacta de la dosis por lo que es necesario reducir la incertidumbre mediante el empleo, por ejemplo de técnicas de reconstrucción tridimensionales<sup>6</sup>.

### 6.8. Modelización del ojo

Hacen falta más esfuerzos para refinar la modelización del ojo, sobre todo para obtener la dosis en órganos críticos, por lo que el modelo generalizado esférico puede ser demasiado impreciso para muchas de las variantes de la anatomía ocular humana<sup>57</sup>. Además, es posible que la esclera cambie de grosor durante el tratamiento y es necesario conocer los movimientos de la placa durante el mismo<sup>109</sup>. A pesar de todos los esfuerzos en la modelización del ojo es necesario establecer si la presencia de la placa distorsiona la geometría del ojo significativamente comparada con la utilizada en la planificación<sup>8</sup>.

### 6.9. Colocación del aplicador

El éxito de la braquiterapia epiescleral depende, además de la precisión en la localización, de la verificación del posicionamiento del aplicador<sup>114</sup>, sin la cual la dosis suministrada realmente no puede ser determinada con precisión debiendo limitarnos a estimarla. El empleo de

técnicas estereotáxicas, usuales en tratamientos cerebrales, podría ser empleado en braquiterapia epiescleral donde los volúmenes de tratamiento son incluso menores.

Como hemos visto, a pesar de todos los estudios realizados en la dosimetría de la braquiterapia epiescleral, aún quedan aspectos cuya aportación a la incertidumbre no está suficientemente acotada. Es intención de este grupo de trabajo seguir profundizando en estos y en otros para conseguir una delimitación más exacta de la distribución de dosis en este tipo de tratamientos.

## Referencias

1. Petrovich Z, Astrahan M, Luxton G, Shields JA, Shields CL, Brady LW. "Primary Malignant Melanoma of the Uvea: Radioactive Plaque Therapy and Other Treatment Modalities". Medical Radiology Radiotherapy of Intraocular and Orbital Tumors, ed. by W.E. Alberti and R.H. Sagerman, Copyright Springer-Verlag, Berlin, 1993;31-44.
2. Augsburger JJ, Oehlschlager U, Manzitti JE. "Multinational clinical and pathologic registry of retinoblastoma. Retinoblastoma International Collaborative Study report 2". Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 1995;233:469-475.
3. Lim JI, Petrovich Z. "Radioactive Plaque Therapy for Metastatic Choroidal Carcinoma". Ophthalmology 2000;107:1927-1931.
4. Madreperla SA, Hungerford JL, Plowman PN et al. "Choroidal hemangiomas: visual and anatomic results of treatment by photocoagulation or radiation therapy". Ophthalmology 1997;104: 1773-1778.
5. Finger PT, Berson A, Ng T, Szechter A. "Ophthalmic Plaque Radiotherapy for Age-related Macular Degeneration Associated With Subretinal Neovascularization". Am J Ophthalmol 1999;127:170-177.
6. Nag S, Quivey JM, Earle D, Followill D, Fontanesi J, Finger PT. "The American brachytherapy society recommendations for brachytherapy of uveal melanomas". Int J Radiat Oncol Biol Phys 2003;56:544-555.
7. Luxton G, Astrahan MA, Liggett PE, Neblett DL, Cohen DM, Petrovich Z. "Dosimetric Calculations and Measurements of Gold Plaque Ophthalmic Irradiators using Iridium-192 and Iodine-125 Seeds". Int J Radiat Oncol Biol Phys 1988;15:167-176.
8. Astrahan MA, Luxton G, Jozsef G, Liggett PE, Petrovich Z. "Optimization of I-125 ophthalmic plaque brachytherapy". Med Phys 1990;17:1053-1057.
9. Saornil MA, Fisher MR, Campbell RJ, Robertson DM, Earle JD, Eagle RC, Shields JA, Shields CL, Chandra SR, Albert DM. "Histopathologic study of eyes after iodine I-125 epiescleral plaque irradiation for uveal melanoma". Arch Ophthalmol 1997; 115:1395-1400.
10. Brantley MA, Worley L, Harbouer JW. "Altered expression of Rb and p53 in uveal melanomas following plaque radiotherapy". Am J Ophthalmol 2002;133:244-248.
11. Ray SK, Bhatnagar R, Hartsell WF, Desai GR. "Review of eye plaque dosimetry based on AAPM task group 43 recommendations". Int J Radiat Oncol Biol Phys 1998;41:701-706.
12. Hermann RM, Pradier O, Lauritzen K, Ott M, Schmidberger H, Hess CF. "Does escalation of the apical dose change treatment outcome in betaradiation of posterior choroidal melanomas with 106ru plaques?". Int J Radiat Oncol Biol Phys 2002;52:1360-1366.
13. Krintz AL, Hanson WF, Ibbot GS, Followill DS. "A reanalysis of the collaborative ocular melanoma study medium tumor trial eye plaque". Int J Radiat Oncol Biol Phys 2003;56:889-898.
14. Laube T, Fluhs D, Kessler C, Bornfeld N. "Determination of surgeon's absorbed dose in I-125 and Ru-106 ophthalmic plaque surgery". Ophthalmology 2000;107:366-369.

15. Escalada C, Cutanda F, Pifarré X, Valcarcel F, Valverde S, Paredes MC. "Dosis en manos de profesionales que realizan implantes oculares de iridio con fines terapéuticos". Radioprotección 1996; n° extraordinario:92-93.
16. Stallard HB. "Radiotherapy for malignant melanoma of the choroid". Br J Ophthalmol 1966;50:147-155.
17. Nycomed Amersham. Safety instructions for unpacking and use of medical brachytherapy sources. I-125 Seeds for brachytherapy treatments. Products codes IMC6702 and IMC6711. Documentación técnica 1997.
18. Lommatzsch PK, Werschnick C, Schuster E. "Long term follow up of Ru-106/Rh-106 brachytherapy for posterior uveal melanoma". Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2000;238:129-138.
19. Nath R, Yue N, Shahnaiz K, Bongiorno PJ. "Measurement of dose rate constant for Pd-103 seeds with air kerma strength calibration based upon a primary national standard". Med Phys 2000; 27:655-658.
20. Karvat A, Duzenlia C, Maa R, Patonb K, Pickles T. "The treatment of choroidal melanoma with Au-198 plaque brachytherapy". Radiother Oncol 2001;59:153-159.
21. Lean EK, Cohen DM, Liggett PE, Luxton G, Langholz B, Lau R, Astrahan MA, Hyden EC, Petrovich Z. "Episcleral Radioactive Plaque Therapy: Initial Clinical Experience with 56 Patient". Am J Clin Oncol 1990;13:185-190.
22. Petrovich Z, Liggett PE, Lean E, Cohen D, Langholz B, Luxton G, Palmer D, Astrahan MA. "Treatment of T3 Primary Malignant Melanoma of the Choroid With Episcleral Radioactive Plaque". Endocurietherapy/Hyperthermia Oncology 1990;6:11-17.
23. Finger PT, Berson A, Ng T, Szechter A. "Palladium-103 plaque radiotherapy for choroidal melanoma: an 11-year study". Int J Radiat Oncol Biol Phys 2002;54:1438-1445.
24. Robertson DM, Earle J, Anderson JA. "Preliminary observations regarding the use of I-125 in the management of choroidal melanoma". Trans Ophthal Soc U K 1983;103:155-160.
25. Scalliet P, Wambersie A. "Wich RBE for I-125 in clinical applications?". Radiother Oncol 1987;9:221-230.
26. Nath R, Anderson LL, Weaver KA, Williamson JF, Meigooni AS. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM radiation therapy committee task group n° 43". Med Phys 1995;22:209-234.
27. Krishnaswamy V. "Dose distribution around an I-125 seed source in tissue". Radiology 1978;126:489-491.
28. Nath R, Melillo A. "Dosimetric characteristics of a double wall I-125 source for interstitial brachytherapy" Med Phys 1993;20: 1475-1483.
29. Rutsigi. "Photon spectral characteristics of a new double walled I-125 source". Med Phys 1992;19:927-931.
30. Wallace RE, Fan JF. "Evaluation of a new brachytherapy I-125 source by AAPM TG 43 formalism". Med Phys 1998;25:2190-2196.
31. Wierzbicki. "Calculated dosimetric parameters of the IoGold I-125 source model 3631-A". Med Phys 1998;2197-2198.
32. Wierzbickiet JC, Waid DS, Rivard MJ, Arterbery VE. "Radio-graphic characterization and energy spectrum of the IoGold I-125 source model 3631-A/S". Med Phys 1999;26:392-394.
33. Wallace RE, Fan JF. "Report on the dosimetry of a new design I-125 brachytherapy source". Med Phys 1999;26:1925-1931.
34. Nath R, Rivard M, Coursey B, De Werd L, Hanson W, Huq M, Ibbot G, Williamson J. "Status of the American Association of Physicist in Medicine Radiation Therapy Committee's Subcommittee on Low-Energy Interstitial Brachytherapy Source Dosimetry: Procedure for the Development of Consensus Single-Source Dose-Distributions". Med Phys 2002;29:1349.
35. Dale R. "A Monte Carlo derivation of parameters for use in the tissue dosimetry of medium and low energy nuclides". Br J Radiol 1982;55:748-757.
36. Meigooni A, Nath R. "A comparison of radial dose functions for Pd-103, I-125, Sm-145, Am-241, Yb-169, Ir-192 and Cs-137 brachytherapy sources". Int J Radiat Oncol Biol Phys 1992;22: 1125-1130.
37. Chiu-Tsao ST, Anderson LL, O'Brien K, Sanna R. "Dose rate determination for I-125 seeds". Med Phys 1990;17:825-825.
38. Weaver KA. "Response of LiF powder to I-125 photons". Med Phys 1984;11:850-854.
39. Meigooni AS, Meli JA, Nath R. "A comparison of solid phantoms with water for dosimetry of I-125 brachytherapy sources". Med Phys 1988;15:695-701.
40. Luxton G, Astrahan M, Findley D, Petrovich Z. "Measurement of dose rate form exposure calibrated I-125 seeds". Int J Radiat Oncol Biol Phys 1990;18:1199-1207.
41. Alberti W, Divoux S, Pothmann B, Tabor P, Hermann KP, Harder D, "Autoradiography for I-125 seeds". Int J Radiat Oncol Biol Phys 1993;25:881-884.
42. Kubo H, Coursey B, Hanson W, Kline R, Seltzer S, Shuping E, Williamson J. "Report of the Ad-Hoc Committee of the AAPM Radiation Therapy Committee on I-125 Sealed Source Dosimetry". Int J Radiat Oncol Biol Phys 1998;40:697-702.
43. Williamson J, Coursey B, DeWerd LA, Hanson W, Nath R, Ibbot G. "Guidance to users of Nycomed Amersham and North American Scientific Inc, I-125 Interstitial Sources: Dosimetry and calibrations changes: recommendations of the American Association of Physicist in Medicine Radiation Therapy Committee Ad Hoc Subcommittee on Low-Energy Seed Dosimetry". Med Phys 1999;26:570-573.
44. Seltzer M, Lamperti P, Loevinger R, Soares C, Weaver J. "New NIST airkerma strength standards for I-125 and Pd-103 brachytherapy seeds". Med Phys 1998;25:A170.
45. Nycomed Amersham. Guide to ordering of Nycomed Amersham model 6711 I-125 seeds. Documentación técnica (1999).
46. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, Mitch MG, Nath R, Williamson JF. "Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". Med Phys 2004;31:633-674.
47. Williamson JF, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Nath R, Rivard MJ, Ibbott G. "Recommendations of the American Association of Physics in Medicine on Pd-103 interstitial source calibration and dosimetry: implications for dose specification and prescription". Med Phys 2000;27:634-642.
48. Williamson JF. "Monte Carlo modelling of the transverse axis dose distribution of the model 200 Pd-103 interstitial brachytherapy source". Med Phys 2000;27:643-654.
49. Theragenics Corporation. Implantes de Pd-103 Theraseed. Información general. Documentación técnica. 2003.
50. Meigooni AS, Yoe-Sein MM, Al-Otoom AY, Sowards KT. "Determination of the dosimetric characteristics of InterSource125 Iodine brachytherapy source". Appl Radiat Isot 2002;56:589-599.
51. Reniers B, Vynckier S, Scalliet P. "Dosimetric study of a new palladium seed". Appl Radiat Isot 2002;57:805-811.
52. Meigooni AS, Zhang H, Perry C, Dini SA, Koona RA. "Theoretical and experimental determination of dosimetric characteristics for brachyseed Pd-103, model Pd-1, source". Appl Radiat Isot 2003;58:533-541.
53. Kreusel K, Bornfeld N, Lommatzsch A, Wessing A, Foerster M. "Ru-106 brachytherapy for peripheral retinal capillar hemangioma". Ophthalmology 1998;105:1386-1392.
54. Lommatzsch P. "Treatment of choroidal melanoma with Ru-106/Rh-106 beta ray applicators". Surv Ophthalmol 1974;19:85-99.
55. Lommatzsch PK. "Beta irradiation for choroidal melanoma with Ru-106/Rh-106 applicators". Arch Ophthalmol 1983;101:713-717.
56. Järvinen H, Caswell RS, Cross WG, DeLuca PM, Flühs D, Seltzer S, Soares C, Vynckier S, Weaver K, Whitmore GF, Wambersie A. "Beta-ray and Low-energy Photon Brachytherapy Sources". ICRU report in draft. Icru news December 2000 Bethesda 2000.

57. Astrahan MA, Luxton G, Jozsef G, Kampp TD, Liggett PE, Sapoink MD, Petrovich Z. "An interactive treatment planning system for ophthalmic plaque radiotherapy". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990;18:679-687.
58. Innes GS. "The application of Physics in the treatment of ocular tumors" En *Ocular and adnexal tumors. New and controversial aspects*, capítulo 5: 142-157. Ed. por Boniuk M, St Louis, Mo, Mosby 1964.
59. Magnus L. "Tiefendosisberechnung für die Co-60 augenapplikatoren CKA 1-4 (nach Stallard)". *Strahlentherapie* 1967;132:379-386.
60. Magnus L, Göbbeler T, Strötges W. "Tiefendosisberechnung für die Co-60 augenapplikatoren CKA 5-11 (nach Stallard)". *Strahlentherapie* 1968;136:170-177.
61. Casebow MP. "The calculation and measurement of exposure distributions for Co-60 ophthalmic applicators". *Br J Radiol* 1971;44:618-624.
62. Chan B, Rotman M, Randall GJ. "Computerized dosimetry of Co-60 ophthalmic applicators". *Radiology* 1972;103:704-707.
63. Bebig. Ophthalmic applicators: Ruthenium-106. Product data. Documentación técnica. 1999.
64. Bebig. Ru-106 ophthalmic plaques. Product information. Documentación técnica. 2003.
65. Hokkanen J, Heikkonen J, Holmberg P. "Theoretical calculations of dose distributions for beta ray eye applicators". *Med Phys* 1997;24:211-213.
66. Astrahan MA. "A patch source model for treatment planning of ruthenium ophthalmic applicators". *Med Phys* 2003;30:1219-1228.
67. Cross WG, Hokkanen J, Järvinen H, Mourtada F, Sipilä P, Soares CG, Vynckier S. "Calculation of beta-ray dose distributions from ophthalmic applicators and comparison with measurements in a model eye". *Med Phys* 2001;28:1385-1396.
68. Sánchez-Reyes A, Tell JJ, GUI B, Salivate F. "Monte Carlo calculation of the dose distributions of two 106Ru eye applicators". *Radiother Oncol* 1998;49:191-196.
69. Devalue J, Schooling DF, Mennen LA, Borers JJ. "Dosimetry of ruthenium-106 eye applicators". *Med Phys* 1992;19:691-694.
70. Soares CG, Vynckier S, Järvinen H, Cross WG, Spill P, Flühs D, Steak B, Mourtada FA, Bass GA, Williams TT. "Dosimetry of beta-ray ophthalmic applicators: Comparison of different measurement methods". *Med Phys* 2001;28:1373-1384.
71. Lax I. "Dosimetry of 106Ru eye applicators with a p-type silicon detector". *Phys Med Biol* 1991;36:963-972.
72. Tacking G, Cavagnetto F, Coscia G, Garelli S, Pilot A. "The determination of dose characteristics of ruthenium ophthalmic applicators using radiochromic film". *Med Phys* 1997;24:2034-2037.
73. Chan MF, Fung AYC, Hu YC, Chui CS, Amols H, Zaidler M, Abramson D. "The measurement of three dimensional dose distribution of a ruthenium-106 ophthalmological applicator using magnetic resonance imaging of BANG polymer gel". *J Appl Clin Med Phys* 2001;2:85-89.
74. Bebig. Placas de Rutenio-106. Manual de instrucciones. Documentación técnica 2003.
75. Bambynek M, Flühs D, Heintz M, Kolanoski H, Wegener D, Quast U. "Fluoresce I-125 eye applicator". *Med Phys* 1999;26:2476-2481.
76. Karolis C, Amies C, Frost RB, Billson FA. "The development of a thin stainless steel eye plaque to treat tumours of the eye up to 15 mm in diameter". *Australas Phys Eng Sci Med* 1989;12:172-177.
77. Karolis C, Frost RB, Billson FA. "A thin I-125 seed eye plaque to treat intraocular tumors using an acrylic insert to precisely position the sources". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990;18:1209-1213.
78. Ropes. "Ropes ophthalmic applicators instructions for loading and unloading". Documentación técnica.
79. Nag S, Wang D, Wu H, Bauer CJ, Chambers RB, Davidorf FH. "Custom-made "Nag" eye plaques for 125I brachytherapy". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;56:1373-1376.
80. Shields CL, Naseripour M, Shields JA, Freire J, Cater J. "Custom-designed Plaque Radiotherapy for Nonresectable Iris Melanoma in 38 Patients: Tumor Control and Ocular Complications". *Am J Ophthalmol* 2003;135:648-656.
81. Hering ER, Sealy R, Korrubel JB, Hill J. "An I-125 applicator designed for irradiating blood vessels growing into cornea of the eye". *Br J Radiol* 1989;62:686-688.
82. Astrahan MA, Luxton G, Pu Q, Petrovich Z. "Conformal episcleral plaque therapy". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;39:505-519.
83. Perez-Calatayud J, Arrans-Lara R, de Frutos-Baraja JM, Guisasa-Berasategui A, Macías-Jaén J, Valverde-Morán J. "Calibración, matrices de dosis y control de calidad en braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM". *Revista de Física Médica* 2000;0:1-49.
84. Bard JJ. "Curiotherapie del melanomas oculaires: aspects physiques et dosimétriques des applicateurs d'iode-125". *Bull Cancer Radiother* 1995;82:298-305.
85. Knutsen S, Hafslund R, Monge OR, Valen H, Muren LP, Rekestad BL, Krohn J, Dahl O. "Dosimetric verification of a dedicated 3d treatment planning system for episcleral plaque therapy". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51:1159-1166.
86. Alberti W, Pothmann B, Tabor P, Muskalla K, Hermann KP, Harder D. "Dosimetry and physical treatment planning system for Iodine eye plaque therapy". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;20:1087-1092.
87. Chiu-Tsao ST, Anderson LL, O'Brien K, Stabile L, Liu JC. "Dosimetry for I-125 (model 6711) in eye plaques". *Med Phys* 20:383-389.
88. Harnett AN, Thomson ES. "An I-125 plaque for radiotherapy of the eye: manufacture and dosimetric considerations". *Br J Radiol* 1988;61:835-838.
89. Hermann KP, Alberti W, Tabor P, Pothmann B, Divoux S, Harder D. "Solid phantom material for the dosimetry of I-125 seed ophthalmic plaques". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;26:897-901.
90. Weaver KA. "The dosimetry of I-125 seed eye plaque". *Med Phys* 1986;13:78-83.
91. Chiu-Tsao S, O'Brien K, Sanna R, Tsao H, Vialotti C, Chang Y, Rotman M, Packer S. "Monte Carlo dosimetry for I-125 and Co-60 in eye plaque therapy". *Med Phys* 1986;13:678-682.
92. de la Zerda A, Chiu-Tsao S, Lin J, Boulay L, Kanna I. "I-125 eye plaque dose distribution including penumbra characteristics". *Med Phys* 1996;23:407-418.
93. Flühs D, Heintz M, Indenkampen F, Wiczorek C, Kolanoski H, Quast U. "Direct reading measurement of absorbed dose with plastic scintillators. The general concept and applicators to ophthalmic plaque". *Med Phys* 1996;23:427-434.
94. Luxton G, Astrahan MA, Petrovich Z. "Backscatter measurements from a single seed of I-125 for ophthalmic plaque dosimetry". *Med Phys* 1988;15.
95. Mosquera J, Pombar M, Lobato R, González E, Santos L, Capeán MC. "Dosimetría clínica en el tratamiento de melanomas oculares con semillas de I-125. Programa de cálculo". IX C.N. De Física Médica, Tenerife 1993.
96. Koh TS, Yeung I, Tong S. "An automated approach to seed assignment for eye plaque brachytherapy". *Phys Med Biol* 2000;45:1897-1912.
97. Surowiec A. "Utilization of a commercial prostate brachytherapy planning system for 3d treatment planning of ophthalmic tumors". *Med Dosim* 2000;25:139-143.
98. De Frutos-Baraja JM, Llorente-Manso M, Sendon-del Rio JR; del Castillo-Belmonte A, Saornil-Álvarez MA, López-Lara-Martín F. "Use of general brachytherapy planning system with episcleral plaques". *Physica Medica* 2001;17 (sup 4):4-6.

99. Saw CB, Seidel M, Pawlicki T, Wu A, Karasek K. "Seed Strength determination for eye plaque therapy". *Med Dosim* 1993;18:33-37.
100. Ling C, Chen G, Boothby J, Weaver K, Stuart A, Barnett C, Char D, Phillips T. "Computer assisted treatment planning for I-125 ophthalmic plaque radiotherapy". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989;17:405-410.
101. Bebig. Plaque simulator: User's guide. Documentación técnica. 1997.
102. Quélin P, Meyer L, Schumacher C, Polto F, Magnenet P, Andres E, Sahel J, Schraub S. "Traitement conservateur des mélanomes choroïdiens par curiethérapie par l'iode 125, technique et analyse préliminaire d'une série de 78 patients". *Cancer Radiother* 2001;6:737-741.
103. Evans MDC, Astrahan MA, Bate R. "Tumor localization using fundus view photography for episcleral plaque therapy". *Med Phys* 1993;20:769-775.
104. Karlsson U, Kirby T, Orrison W, Lionberger M. "Ocular globe topography in radiotherapy". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;33:705-712.
105. Kepka AG, Johnson PM, Kline RW. "The generalized geometry of eye plaque therapy". *Med Phys* 1988;15:375-379.
106. Kaiserman I, Anteby I, Chowers I, Blumenthal EZ, Kliers I, Pe'er J. "Changes in Ultrasound Findings in Posterior Uveal Melanoma after Ruthenium 106 Brachytherapy". *Ophthalmology* 2001;109:1137-114.
107. Ward SD, Byrne BJ, Kincaid MC, Mann ES. "Ultra-sonographic Evidence of a Mushroom-shaped Choroidal Metastasis". *Am J Ophthalmol* 2000;130:181-182.
108. Tanbandeh H, Chaudry NA, Murray TG, Ehliès F, Hughes R, Scott IU, Markoe AM. "Intraoperative echographic localisation of I-125 episcleral plaque for brachytherapy melanoma". *Am J Ophthalmol* 2000;129:199-204.
109. Finger PT, Romero JM, Rosen RB, Iezzi R, Emery R, Berson A. "Three dimensional ultrasonography of choroidal melanoma". *Arch Ophthalmol* 1998;116:305-312.
110. Wolff-Kormann P, Kormann B, Riedel K, Hasenfratz G, Stefani F, Spengel F, Lund O. "Quatitative color doppler imaging in untreated and irradiated choroidal melanoma". *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992;33:1928-1933.
111. Galarreta-Mira DJ, Rabano-Conejo G, Saornil MA, Giraldo A, Frutos J, Esteban R, López-Lara F, Pastor JC. "Braquiterapia episcleral: alternativa terapéutica eficaz en los hemangiomas circunscritos de coroides". *Arch Soc Esp Oftalmol* 1999;74:541-544.
112. Saatci AO, Saatci I, Kocak N, Durak I. "Magnetic resonance imaging characteristics of posterior scleritis mimicking choroidal mass". *Eur J Radiol* 2001;33:88-91.
113. Raymond WR, Char DH, Norman D, Protzko EE. "Magnetic resonance imaging evaluation of uveal melanoma". *Am J Ophthalmol* 1991;111:633-641.
114. Houdek P, Schwade J, Medina A, Poole C, Olsen K, Nicholson D, Byrne S, Quencer R, Hinks R, Pisciotto V. "MR technique for localization and verification procedures in episcleral brachytherapy". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989;17:1111-1114.
115. Krohn J, Seland JH, Monge OR, Rekstad L. "Transillumination for Accurate Placement of Radioactive Plaques in Brachytherapy of Choroidal Melanoma". *Am J Ophthalmol* 2001;132:418-419.
116. Finger PT, Iezzi R, Esteveo ML, Szechter A, Rosen RB, Berson A. "Diode light transillumination for ophthalmic plaque localization around juxtapapillary choroidal melanomas". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:887-890.
117. Umlas J, Diener-West M, Robinson NL, Green WR, Grossniklaus HE, Albert DM. "Comparison of transillumination and histopathologic slide measurements of choroidal melanoma". *Arch Ophthalmol* 1997;115:474-477.
118. Finger PT. "Radiation therapy for choroidal melanoma". *Surv Ophthalmol* 1997;12:215-232.
119. Jones R, Gore E, Mieler W, Murray K, Gillin M, Albano K, Erickson B. "Posttreatment visual acuity in patients treated with episcleral plaque therapy for choroidal melanomas: dose and dose rate effects". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52:989-995.
120. Manolkar RB, Sanea SU, Pillaib KT, Majalia MA. "Comparison of methods for preparation of 125I brachytherapy source cores for the treatment of eye cancer". *Appl Radiat Isot* 2003;59:145-150.
121. Mathew C, Majali MA, Balakrishnan SA. «A novel approach for the adsorption of iodine-125 on silver wire as matrix for brachytherapy source for the treatment of eye and prostate cancer". *Appl Radiat Isot* 2002;57:359-367.
122. Taschereau R, Roy R, Pouliot J. "A comparison of methods to calculate biological effectiveness (rbe) from monte carlo simulations". *Med Dosim* 2003;28:21-26.
123. Chen Z, Ravinder N. "Biologically effective dose (bed) for interstitial seed implants containing a mixture of radionuclides with different half-lives". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55:825-834.
124. International Commission on Radiological Units and Measurements. "Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology". ICRU report 38. Bethesda (1985).
125. International Commission on Radiological Units and Measurements. "Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy". ICRU report 38. Bethesda (1998).
126. Binder W, Chiari A, Aiginger H. "Determination of the dose distribution of an ophthalmic Ru-106 eye applicator with TLD's and an eye phantom". *Radiat Prot Dosimetry* 1990;34:257-278.

## Estudio del factor de cuña para hemihaces. Evaluación del sistema de planificación XIO 4.0

A. Floriano, F. García-Vicente, L. Pérez, A. Miñambres,  
C. Mínguez, J.J. Torres

*Servicio de Oncología Radioterápica y Radiofísica. Hospital Universitario de La Princesa. Madrid.*

### Resumen

El objetivo de este trabajo es el estudio de las variaciones del factor de cuña (WF) en hemihaces con el tamaño de campo y la profundidad, y el análisis de la precisión del cálculo del planificador de tratamientos de radioterapia XIO 4.0. (C.M.S., Computerized Medical System, St Louis, Mo) en estas condiciones.

Los resultados muestran una dependencia de WF con el tamaño de campo función del colimador abierto en las energías estudiadas de 6 MV y 25 MV, y una dependencia con la profundidad para fotones de 6 MV. Las discrepancias con los datos calculados por el planificador son más significativos para la parte gruesa de la cuña, donde pueden llegar hasta más de un 5%.

*Palabras claves:* Factor de cuña. Hemihaces. Planificador de tratamiento de radioterapia.

### Abstract

The aim of this paper is to study the depth and field-size dependence of the wedge factor (WF) for collimated asymmetric fields, and the analysis of the precision in the calculated wedge factor by the treatment planning system XIO 4.0. (C.M.S., Computerized Medical System, St Louis, Mo) at this conditions.

Results conclude a dependence of WF with field-size which depends on the collimator opened with beams of 6 MV and 25 MV, and a depth dependence with beams of 6 MV.

The differences between WF measured and calculated are more important in the thick part, which can reach more than 5%.

*Key words:* Wedge factor. Half-collimated asymmetric fields. Treatment planning system.

### Introducción

En los tratamientos de radioterapia a menudo se utiliza la cuña que posee el acelerador para corregir las inhomogeneidades de dosis presentes, debidas a las variaciones de espesor del paciente. Este dispositivo, sin embargo, no sólo modifica el perfil del haz de radiación, sino que atenúa la fluencia de partículas que emite la máquina, y modifica el espectro de radiación inicial<sup>1-4</sup>.

Por lo tanto en el cálculo de las unidades de monitor (UM) se debe tener en cuenta este hecho introduciendo un factor de cuña (WF), definido para una geometría de

colimadores determinada como el cociente de dosis en un punto del campo de radiación con cuña entre el campo abierto.

El paso de la radiación a través de la cuña produce un endurecimiento energético del haz, debido a que los coeficientes de atenuación son mayores a bajas energías. Asimismo, se generan fotones y electrones secundarios que se añaden al haz primario.

Todos estos factores hacen que WF sea dependiente de la energía de la radiación incidente<sup>3,5</sup>, del tamaño de campo<sup>5,6</sup> y de la profundidad de medida<sup>1-5</sup>, hechos que han sido estudiado por numerosos autores<sup>1-6</sup>. A su vez, se ha observado que para configuraciones asimétricas, las variaciones de WF con la profundidad pueden seguir comportamientos diferentes a la configuración simétrica en función del acelerador en el que se mida WF<sup>5</sup>.

En el caso del acelerador Saturno 43 la variación de WF con el tamaño de campo ha sido estudiada para la

Correspondencia: A. Floriano. Servicio de Oncología Radioterápica y Radiofísica. Hospital Universitario de La Princesa. Diego de León, 62. 28006 Madrid. E-mail: ale\_magoo@hotmail.com

Fecha de recepción: 6-11-2003

Fecha de aceptación: 1-4-2004

configuración simétrica<sup>12</sup> pero no en la situación de colimadores asimétricos.

Por otro lado, en cada tratamiento específico, el planificador de tratamientos radioterápicos obtiene un factor de cuña que utiliza para el cálculo de unidades de monitor, a partir de una configuración dada. En el caso del planificador XIO.4.0. (C.M.S., Computerized Medical System, St Louis, Mo) se realiza un cálculo inicial del WF que es corregido a través de un factor en el que intervienen datos experimentales, ya que el sistema es capaz de simular la atenuación del haz primario a través de la cuña, pero no la creación de los fotones y electrones secundarios que se generan en ella<sup>7</sup>.

Este artículo tiene un doble objetivo:

En primer lugar, realizar un estudio de las variaciones del factor de cuña en el caso de colimadores asimétricos con el tamaño de campo y con la profundidad para las energías disponibles en nuestro acelerador, y en segundo lugar realizar una comparación sobre la exactitud de los resultados calculados por el planificador XIO.4.0 en las mismas condiciones en las que se han realizado las medidas.

El factor de cuña será medido y calculado a diferentes profundidades (5 cm, 10 cm y 15 cm) manteniendo la distancia fuente-cámara igual a 1000 mm, y para diferentes tamaños de campo completamente asimétricos (con el colimador Y = 10 cm fijo, y variando X desde 0 cm x 4 cm hasta 0 cm x 10 cm) para las energías nominales de 6 MV (Q.I.=0,684) y 25 MV (Q.I.=0,785), a una distancia constante de 2 cm fuera del eje del colimador en la dirección del gradiente de la cuña.

## Material y método

Las medidas del factor de cuña se realizaron en el acelerador Saturno 43 (GE Medical System, USA) para las energías nominales de 6 MV y 25 MV. La cuña de este acelerador está compuesta por una aleación, cuyo componente principal es el tungsteno de densidad 17,4 g/cm<sup>3</sup>, con una dimensiones de 100 mm x 50 mm de base, y un valor nominal de ángulo de 60°. El esquema completo se puede ver en la figura 1.

El acelerador lineal está equipado con un conjunto de colimadores simétricos en la dirección Y, y asimétricos en la dirección X, dirección ésta del gradiente de la cuña. El

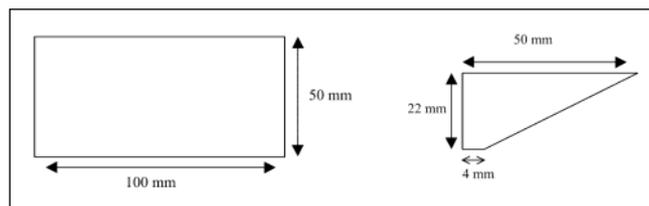


Fig 1. Esquema de la cuña del acelerador Saturno 43. Vista de la base y de un corte transversal.

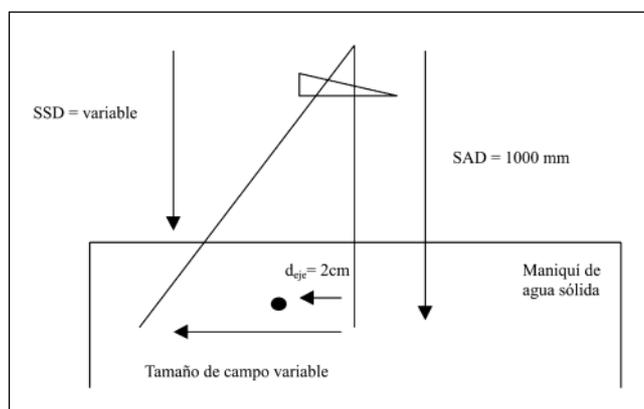


Fig 2. Configuración de medida en el acelerador Saturno 43 y de simulación en el planificador XIO.4.0.

tamaño máximo de campo en presencia de la cuña es de 20 cm en la dirección X, y de 40 cm en la dirección Y<sup>8</sup>.

Las medidas de WF se llevaron a cabo con una cámara cilíndrica NE2571 de 0,6 cc usando un electrómetro PTW MP3 TANDEM, en un maniquí de agua sólida (RMI) compuesto de planchas cuadradas de 30 cm de lado y de diferentes espesores.

Se realizaron medidas a las profundidades de 5 cm, 10 cm y 15 cm, manteniendo la distancia fuente-cámara = 1000 mm, para diferentes tamaños de campo. En todos los casos se mantuvo el colimador Y = 10 cm, mientras que se realizaba medidas con uno de los colimadores en la dirección X totalmente asimétrico, variando el otro colimador desde 4 cm hasta 10 cm. Esta medida se repitió para ambos lados de la cuña, girando el colimador 180° e intercambiando los valores de los colimadores X1 y X2, manteniendo fija la cámara a una distancia de 2 cm del eje de rotación del colimador. Para disminuir los efectos de gradiente se colocó el eje de la cámara en la dirección perpendicular al gradiente de la cuña. La figura 2 muestra la geometría utilizada.

Para el cálculo de WF se realizaron en cada configuración tres medidas en campo abierto y tres con cuña, corrigiendo por presión y temperatura, y utilizando como valor la media de cada grupo de medidas realizadas.

Para el cálculo del factor de cuña a través del planificador se utilizó un sistema XIO.4.0. de CMS, que utiliza un algoritmo de convolución/superposición<sup>7</sup>. El algoritmo se basa en una ecuación de convolución en cada punto de la región de cálculo entre el TERMA (energía total depositada por unidad de masa debida a la interacción de fotones primarios) y la función  $K(r-r')$  que representa la distribución espacial de la energía depositada en el punto  $r'$  debida a una interacción ocurrida en el punto  $r$ , obtenida a partir de simulación Monte Carlo<sup>9</sup>. Las correcciones necesarias debidas al hecho de ser un haz policromático y divergente<sup>10</sup>, son tenidas en cuenta por el planificador XIO creando funciones  $K(r-r')$  dependientes de la profundidad del punto de interacción, y girándolas en el es-

pacio en función de la divergencia con respecto al eje del colimador<sup>8</sup>.

El algoritmo fue validado para las dos energías disponibles, en condiciones de geometría simple y maniquí homogéneo equivalente a agua. Las curvas de dosis en profundidad medidas en el maniquí de agua en las condiciones de referencia difirieron de las calculadas en menos del 1% en la región más allá del buildup para campos entre 4 cm y 40 cm. Los perfiles a diferentes profundidades cumplieron el criterio 2%-2 mm<sup>13</sup> en más del 95% de los puntos.

Así, fueron simuladas en el planificador XIO las configuraciones en el caso de ambas energías para los campos 0 cm x 4 cm y 0 cm x 10 cm a las tres profundidades de 5 cm, 10 cm y 15 cm. Estos datos fueron recogidos de XIO junto con el resto de parámetros que utiliza en el cálculo de UM. El sistema realiza en cada configuración particular un cálculo del factor de cuña, simulando una interacción del haz de radiación con cuña y otra sin cuña, dividiendo la dosis obtenida en cada caso en el punto de peso dado. Una limitación del sistema es que no modela la generación de fotones y electrones secundarios que se producen en la cuña cuando ésta se introduce, hecho que corrige otorgando un factor de corrección ( $F_{wf}$ ), que proviene de la comparación de los valores medidos para campos simétricos, con los calculados por el sistema XIO en su etapa de aceptación<sup>8</sup>.

Así, para un tamaño de campo dado y una configuración determinada, el sistema realiza un cálculo de WF multiplicando la dosis absorbida obtenida con cuña ( $D_{wf}$ ) por el factor  $F_{wf}$ , que es únicamente dependiente del tamaño de campo equivalente y no de la geometría particular de los colimadores en cada caso, y dividiéndola por la dosis absorbida sin cuña ( $D_0$ )

Para comprobar la exactitud de los resultados en el caso de campos simétricos, y poder compararlas con la de los hemihaces, se repitió todo el procedimiento anterior para un campo simétrico 10 cm x 10 cm a las tres profundidades y las dos energías existentes, y con la cámara en el eje del colimador.

## Resultados y discusión

La incertidumbre que asociamos a la medida es debida a la reproducibilidad de las lecturas realizadas en cada caso por el electrómetro. Por tanto el valor de la dosis en el punto es la media de cada conjunto de tres medidas, y la incertidumbre asociada es la desviación estándar de este conjunto de medidas ( $k=1$ ).

El cálculo del valor de cuña se realiza a través de la fórmula:

$$WF = \frac{D_{wf}}{D_0} \quad (1)$$

El valor de la incertidumbre de la dosis fue del 0,20% para fotones de 6 MV y 0,15% para fotones de 25 MV, en cada conjunto de medidas tanto con cuña como sin ella, por lo que la incertidumbre asociada a WF se encuentra alrededor del 0,3% para fotones de 6MV y del 0,2% para fotones de 25 MV.

No se ha estimado la incertidumbre asociada a errores sistemáticos, pero se realizó un estudio de la variación del factor de la cuña calculado por el planificador XIO con la variación del punto de definición de WF, tanto en profundidad como a lo largo del eje de la cuña. El posicionamiento en este cálculo es un factor importante debido a los altos gradientes que genera la cuña<sup>10</sup>. Se comprobó que variaciones de 2 mm en profundidad no tienen consecuencias en el resultado obtenido de WF, mientras que está misma variación a lo largo del eje de la cuña llevan asociados cambios de un 1,5%.

En la tabla 1 presentamos los resultados obtenidos experimentalmente de WF para las diferentes configuraciones descritas.

Se han recogido los datos del factor de cuña que el planificador XIO obtiene, modelando la configuración experimental en los casos de [ $Y = 10$  cm,  $X = 0$  cm x 4 cm] y [ $Y = 10$  cm,  $X = 0$  cm x 10 cm], para las tres profundidades y las dos energías del acelerador.

Por último se realizaron también medidas y cálculos para los campos simétricos 10 cm x 10 cm a las tres profundidades señaladas y para las dos energías con la cámara en el eje del colimador, para intentar descubrir posibles diferencias debidas únicamente al hecho de ser una configuración de hemihaces.

La comparación de los datos para campos simétricos se muestran en la tabla 2 (figura 3), y para campos asimétricos en la tabla 3 (figuras 4 a 7).

Del análisis de los resultados obtenidos para las diferentes medidas realizadas a las tres profundidades descritas anteriormente, y para los diferentes tamaños de campo, podemos decir que:

1) Existe dependencia con el **tamaño de campo** por parte del factor de cuña a las tres profundidades, tanto para 6 MV como para 25 MV. La tendencia es que WF aumenta su valor a medida que aumenta el tamaño de campo cuando se abre el colimador de la parte fina (X1) mientras que disminuye su valor, aunque de forma muy poco significativa, cuando se va abriendo el colimador de la parte gruesa (X2).

Por lo tanto se concluye que el comportamiento del factor de cuña es dependiente del tamaño de campo, y su variación con respecto a éste depende de qué colimador es el que se abre.

Esto es explicable a través del hecho de que al ser el WF la razón entre  $D_{wf}/D_0$ , las variaciones de  $D_{wf}$  con el tamaño de campo son dependientes de la parte de cuña que atraviesa el haz de radiación, ya que se modifica de forma diferente en función del colimador tanto el espectro del haz como la cantidad de componente de radiación dispersa

**Tabla 1. Factores de cuña (WF) medidos en el acelerador Saturno 43 en configuración asimétrica para dos energías, diferentes tamaños de campo y tres profundidades de medida. Colimador Y = 10 cm. El valor de WF se obtuvo a partir de la fórmula (1)**

Energía (MV)	Profundidad (cm)	Tamaño de campo (X1,X2) (cm x cm)	WF parte gruesa (X1=0)	WF parte fina (X2=0)
6	5	0x4	0,345	0,489
		0x6	0,342	0,493
		0x8	0,342	0,496
		0x10	0,343	0,500
	10	0x4	0,351	0,492
		0x6	0,348	0,500
		0x8	0,347	0,505
		0x10	0,347	0,510
	15	0x4	0,356	0,503
		0x6	0,354	0,508
		0x8	0,351	0,513
		0x10	0,351	0,518
25	5	0x4	0,348	0,502
		0x6	0,346	0,507
		0x8	0,345	0,511
		0x10	0,347	0,514
	10	0x4	0,346	0,503
		0x6	0,345	0,507
		0x8	0,344	0,511
		0x10	0,345	0,513
	15	0x4	0,346	0,502
		0x6	0,344	0,508
		0x8	0,342	0,511
		0x10	0,344	0,516

**Tabla 2. Comparación de los factores de cuña (WF) medidos y calculados por XIO para el caso de campos simétricos 10 cm x 10 cm de fotones de 6 MV y 25 MV**

Energía (MV)	Profundidad (cm)	WF medido	WF planificador
6	5	0,418	0,416
	10	0,425	0,422
	15	0,429	0,428
25	5	0,424	0,421
	10	0,424	0,422
	15	0,423	0,422

generada. Este resultado coincide además con el hecho de que las variaciones de WF en el caso de campos simétricos sea muy poco dependiente del tamaño de campo.

En el caso de abrir el colimador de la parte fina podemos encontrar variaciones de un 3,5% entre un campo 0 cm x 4 cm y uno 0 cm x 10 cm, mientras que las variaciones por la apertura del colimador de la parte gruesa está siempre por debajo del 1%.

2) Existe dependencia con la **profundidad** por parte de WF, más clara en fotones de 6 MV que en el caso de fotones de 25 MV.

**Tabla 3. Comparación de los factores de cuña (WF) medidos y calculados por XIO para el caso de hemihaces de fotones de 6 MV y 25 MV. Colimador Y=10 cm**

Energía (MV)	Profundidad (cm)	Tamaño de campo (X1,X2) (cm x cm)	Parte gruesa (X1=0)		Parte fina (X2=0)	
			WF medido	WF planificador	WF medido	WF planificador
6	5	0x4	0,345	0,365	0,489	0,486
		0x10	0,343	0,360	0,500	0,481
	10	0x4	0,351	0,370	0,492	0,493
		0x10	0,347	0,363	0,510	0,491
	15	0x4	0,356	0,377	0,503	0,499
		0x10	0,351	0,368	0,518	0,500
25	5	0x4	0,348	0,364	0,502	0,482
		0x10	0,347	0,366	0,514	0,486
	10	0x4	0,346	0,364	0,502	0,482
		0x10	0,345	0,364	0,513	0,487
	15	0x4	0,346	0,364	0,502	0,482
		0x10	0,344	0,363	0,516	0,490

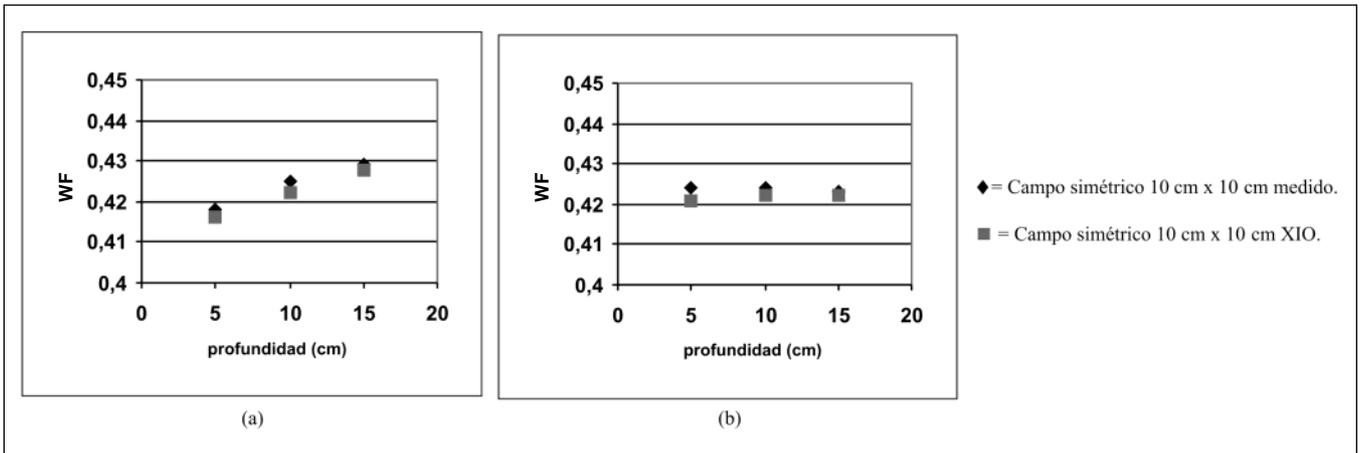


Fig 3. Comparación del WF medido con el calculado por el planificador XIO para campos simétricos 10 cm x 10 cm. Fotones 6 MV (a) y 25 MV (b).

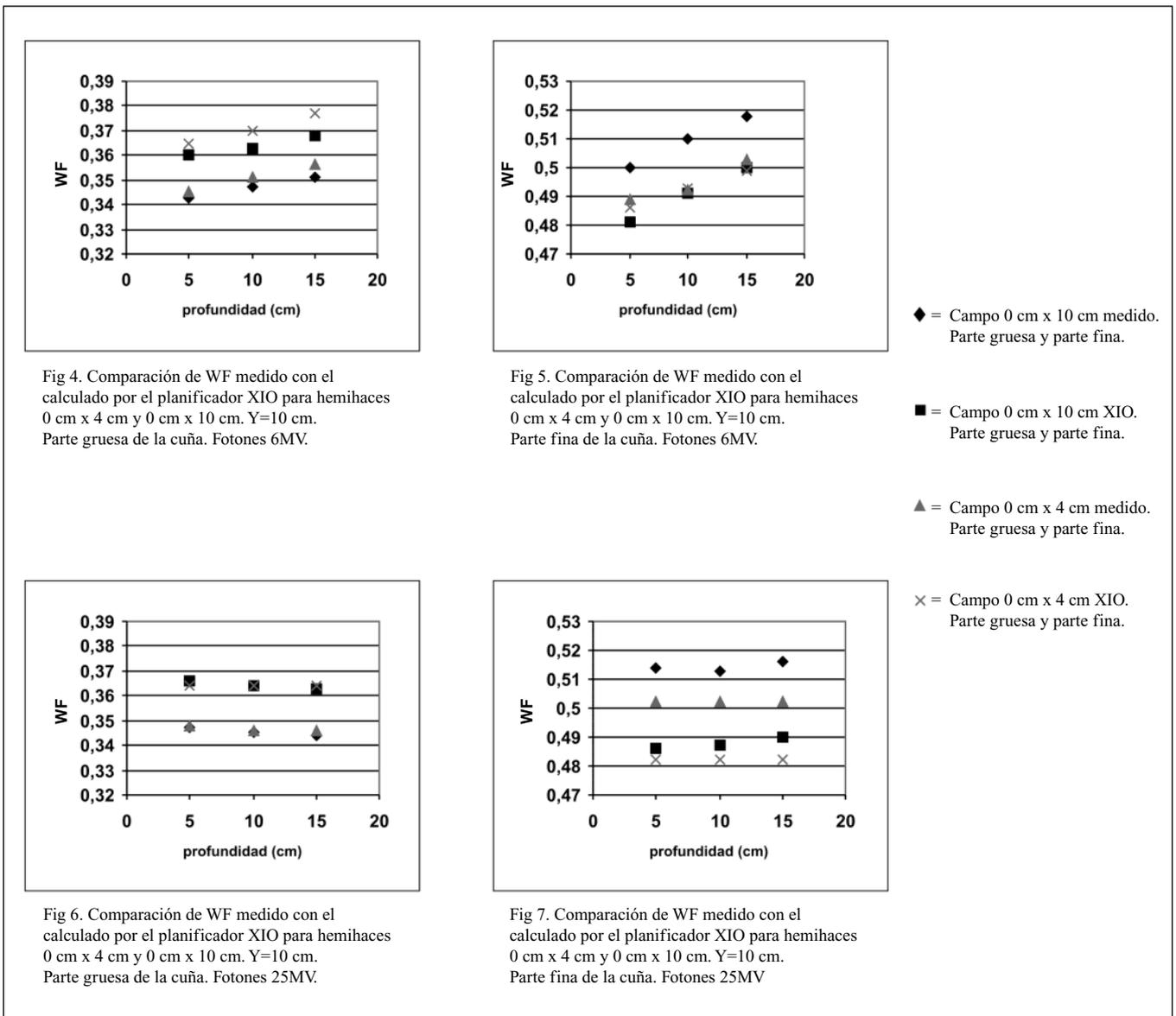


Fig 4 a 7. Comparación de WF medido con el calculado para campos asimétricos 0 cm x 4 cm y 0 cm x 10 cm. Y=10 cm. Parte gruesa y parte fina de la cuña. Fotones de 6 MV y 25 MV

Esto es explicable porque una de las razones de la variación de WF con la profundidad es el endurecimiento del haz de radiación en su paso a través tanto de la cuña como del paciente, y este efecto es más relevante en los haces de menor energía<sup>1-4</sup>.

A raíz de los resultados podemos decir que el factor de cuña aumenta con la profundidad para fotones de 6 MV, y se mantiene aproximadamente constante para fotones de 25 MV.

La tendencia es similar tanto en campos simétricos como asimétricos a estas profundidades de medida.

En este caso tenemos que distinguir en función de la energía del haz, ya que existen variaciones del 3,5% para fotones de 6 MV al variar la profundidad de 5 a 15 cm, mientras que las variaciones en fotones de 25 MV son en todos los casos menores al 1%.

3) El planificador XIO reproduce con gran exactitud el factor de cuña para campos simétricos 10 cm x 10 cm a las tres profundidades de medida estudiadas.

Como hemos dicho, el método que utiliza XIO es hacer un cálculo propio del factor de cuña en el punto de peso calculando  $D_{wf}$  y  $D_0$ , y multiplicar el resultado por un factor de corrección  $F_{wf}$  que tiene en cuenta el hecho de no modelar los fotones y electrones secundarios que se generan en la cuña. Este factor es el cociente entre el valor obtenido por XIO sin corrección y el introducido como dato para diferentes tamaños de campos simétricos en el momento de la aceptación del sistema.

Así, para un tamaño de campo equivalente el factor de cuña vendrá dado por:

$$WF = \frac{D_{wf} * F_{wf} (S^{eq})}{D_0}$$

Como hemos dicho  $F_{wf}$  sólo depende del tamaño de campo equivalente, que viene dado por la fórmula:

$$S^{eq} = \frac{2 * X * Y}{X + Y}$$

En ningún caso se tiene en cuenta para el cálculo de este factor de corrección cuáles son los colimadores que han sido abiertos o cerrados, o si el punto de peso está desplazado en el eje de la cuña o en el transversal.

La desviación entre los resultados medidos y calculados puede ser expresado como un porcentaje de la medida de dosis local, a través de la fórmula:

$$E = 100 * \frac{(D_{cal} - D_{med})}{D_{cal}}$$

En todos los casos se obtuvo una concordancia entre datos medidos y calculados para campos simétricos  $E < 1\%$ .

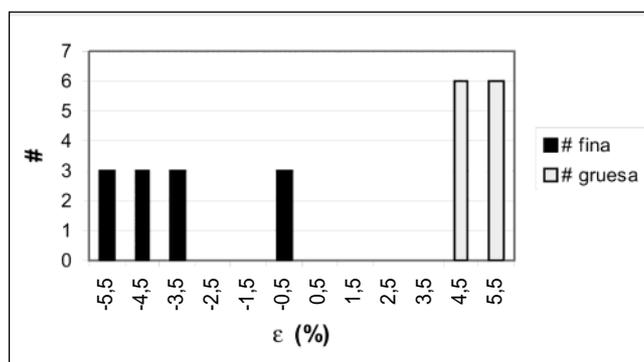


Fig 8. Histograma de las variaciones entre WF medido y calculado para ambas partes de la cuña.

4) Utilizando el mismo parámetro  $E$ , podemos obtener un histograma de las desviaciones obtenidas para ambos lados de la cuña (figura 8).

Las mayores variaciones corresponden al lado grueso de la cuña, con una variación media del +5% del WF calculado frente al medido, mientras que el lado fino de la cuña posee un valor medio de un -3,5% del WF calculado por el planificador frente al medido. Hay que destacar que las variaciones en WF debidas a la profundidad y al tamaño de campo son en general menos significativas que las diferencias existentes para una configuración dada entre el dato de WF experimental y el obtenido por el planificador XIO.

El análisis de los resultados coincide con los datos obtenidos en recientes estudios sobre la exactitud del cálculo de WF en otros planificadores y las recomendaciones sobre una atención especial en el cálculo de WF para la combinación de colimadores asimétricos con cuña<sup>11</sup>, en el caso de poseer cuñas con valores nominales altos (60° en nuestro caso), ya que se predicen posibles variaciones en el lado grueso de la cuña superiores al +5%.

Para distancias mayores a 2 cm del eje del colimador se esperan variaciones del mismo orden a las calculadas en este artículo ya que la validación clínica inicial del algoritmo de cálculo dio una discrepancia media en la zona interior del haz del 1% para el campo máximo de cuña (20 cm x 20 cm) y 0,5% para el campo abierto.

## Conclusión

En este artículo se ha examinado la variación del factor de cuña para hemihaces con el tamaño de campo y la profundidad, para las energías de fotones de 6 MV y 25 MV.

Se ha comprobado que el factor de cuña depende del tamaño de campo, y que esta dependencia es función del colimador que es abierto.

A su vez se ha estudiado la variación de WF con la profundidad, por la influencia que tiene la generación de

los fotones secundarios en la cuña y el endurecimiento energético del haz en su recorrido, hecho que es más significativo para la energía de 6 MV.

Por último se realizó una comparación entre los factores de cuña calculados por el planificador XIO.4.0 con las medidas obtenidas, observándose discrepancias mayores en el lado grueso de la cuña (variación media del 5%) que en el lado fino (variación media del 3%). A pesar de haberse estudiado situaciones extremas no utilizadas en la dosimetría clínica habitual del Servicio de Radiofísica del Hospital de La Princesa se pone de relieve la necesidad de un conocimiento de los mecanismos de cálculo del WF por parte del planificador en situaciones clínicas, y su concordancia con los datos experimentales.

## Referencias

1. Sewchand W, Khan FM, Williamson J. "Variation in depth dose data between open and wedge fields for 4-MV X-rays". *Radiology* 1978;127:789.
2. Abrath FG, Purdy JA. "Wedge design and dosimetry for 25-MV X-rays". *Radiology* 1980;136:757-762.
3. McCullough EG, Gortney J, Blackwell R. "A depth dependence determination of the wedge transmission factor for 4-10 MV photon beams". *Med Phys* 1988;15:621-623.
4. Wu A, Zwicher RD, Krasin F, Sternick ES. "Dosimetry characteristics of large wedges for 4- and 6-MV X-rays". *Med Phys* 1984;11:186-188.
5. Noroomand-Rad A, Haleem M, Rodgers J, Obcemea C. "Wedge factor dependence on depth and field size for various beam energies using symmetric and half collimated asymmetric jaw settings". *Med Phys* 1992;19(6).
6. Thomas SJ. "The variation of wedge factors with field on a linear accelerator". *Br J Radiol* 1989;63:355-356.
7. FOCUS: Calculation physics and clinical applications manual.
8. Manual de Operación Saturno 43. Serie 600/700. G.E.(CGR) 1996.
9. Ahnesjö A, Aspradakis MM. "Dose calculations for external photon beams in radiotherapy". *Phys Med Biol* 1999;44:R99-R155.
10. Liu HH, Mackie TR, McCullough EC. "Correcting kernel tilting and hardening in convolution/superposition dose calculations for clinical divergent and polychromatic photon beams". *Med Phys* 1997;24(11).
11. Venselaar JLM, Bierhuizen HWJ, Van Der Giessen PH. "Verification of dose calculations with a treatment planning system for open and wedged fields of a 60Co unit with a new asymmetric collimator". *Medical Dosimetry* 2001;26:309-314.
12. Ferri A, Ruggeri R. "The estimation of the absorbed dose with wedge fields". *Radiol Med (Torino)* 1997;94(4):385-387.
13. Venselaar J, Welleweerd H, Mijneer J. "Tolerances for the accuracy of photon beam calculations of treatment planning systems". *Radiother Oncol* 2001;60:191-201.

## Estimación de dosis a paciente en estudios de ortopantomografía

J. Melgar, P. Gómez, F. Sáez, C. Martín, P. Collado,  
C. Montes, E. de Sena

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

### Resumen

Las dosis de radiación que se dan en los estudios de ortopantomografía resultan difíciles de medir, debido principalmente a la pequeña anchura del haz de rayos X y a la naturaleza dinámica de la técnica. En este trabajo se describe un método de dosimetría por película para obtener la dosis piel, en el que se registra la distribución dosimétrica, a partir de un maniquí cilíndrico con una película que lo recubre, previamente calibrada. Los resultados obtenidos son similares a los medidos con dosímetros termoluminiscentes. La distribución dosimétrica, la dosis piel, la dosis en órganos y la dosis efectiva también fueron estimadas usando un maniquí antropomórfico y TLD's. En ambos maniqués, los valores de dosis piel más elevados se obtienen en los puntos de la superficie más cercanos a los centros de rotación del equipo, que en el equipo estudiado corresponde a los arcos mandibulares. Los valores de dosis piel en la región occipital resultan homogéneos y son similares, e incluso inferiores, a los encontrados en la bibliografía. La dosis absorbida en órganos de tejido blando y la dosis efectiva son menores que las publicadas por otros autores, por el contrario, las dosis absorbidas en tejido óseo son mayores.

*Palabras clave:* Ortopantomografía. Dosimetría por película. Dosis efectiva. Dosis piel. Maniquí antropomórfico. Dosis a paciente.

### Abstract

Radiation dose in orthopantomography are known to be difficult to measure because of the narrowness of the x-ray beam and for being a dynamic technique. A film dosimetry system to calculate skin dose is described. A non-screen calibrated film is wrapped around a cylindrical phantom and the dose distribution is recorded. The obtained values are similar to the found ones with thermoluminescent dosimeters. Exposure distribution, skin dose, absorbed doses in organs and effective dose were also assessed using an anthropomorphic phantom loaded with TLD's. In both phantoms, the higher skin doses measured are at the points of the surface nearest to the rotation centers, in this case at the sides of the chin, near the angle of mandible. Values of skin dose in the occipital region are stable and they are similar or even inferior to the found ones in the bibliography. The obtained value of skin dose in the occipital region is similar to the published by other authors that have used phantoms. The values of absorbed doses in soft tissue and effective dose was found to be less than the published ones by other authors, but the values of absorbed doses in bone were higher.

*Key words:* Ortopantomography. Film dosimetry. Effective dose. Skin dose. Anthropomorphic phantom. Patient dose.

### Introducción

La ortopantomografía o radiografía dental panorámica es una técnica que permite obtener imágenes de la denta-

dura y de la mandíbula mediante tomografía rotacional, impidiendo la superposición de las estructuras más superficiales con las más profundas. Se trata de una exploración en alza, utilizada por profesionales de distinta formación (radiólogos, odontólogos y cirujanos maxilofaciales) para el diagnóstico de patologías dentales.

Los equipos utilizados para estas exploraciones se caracterizan porque el tubo y el portachasis se mueven solidariamente, describiendo una trayectoria complicada (con dos o más centros de rotación), alrededor de la cara

Correspondencia: J. Melgar. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca. P.º de San Vicente 58-132. 37007 Salamanca. E-mail: mfbordes@usal.es

Fecha de recepción: 31-10-2003

Fecha de aceptación: 19-4-2004

posterior del cuello del paciente, al mismo tiempo que el chasis se desplaza horizontalmente, para producir la proyección ortogonal. El haz de rayos X, que está muy colimado horizontalmente, alcanza el chasis a través de una abertura vertical a modo de colimador que posee el portachasis.

En estos estudios las dosis resultan difíciles de medir, debido principalmente a las dimensiones del haz de rayos X (cuya anchura es de unos pocos mm en la superficie de entrada del paciente) y a la naturaleza dinámica de la técnica. Por otra parte, la trayectoria seguida por el haz para trazar el perfil completo de la mandíbula, a través de los distintos centros de rotación, produce una distribución dosimétrica bastante compleja, con gran variabilidad de dosis de unos puntos a otros<sup>1</sup>.

Con estas consideraciones, el detector de radiación más utilizado para medir las dosis impartidas es el dosímetro termoluminiscente (TLD)<sup>1-13</sup>. El uso de cámara de ionización no parece recomendable por las inexactitudes que se producen en la medida por efectos de volumen parcial y de equilibrio electrónico debido al movimiento y delgadez del haz<sup>1</sup>.

La película radiográfica, a pesar de sus inconvenientes como dosímetro<sup>14</sup>, puede resultar también un detector de radiación adecuado, por su excelente resolución espacial y puede servir aquí, no sólo para hallar distribuciones cualitativas de dosis, sino incluso para obtener valores absolutos, al igual que se ha realizado en otros exámenes médicos (tomografía computerizada<sup>15</sup>, radiología intervencionista<sup>16,17</sup>, absorciometría dual de rayos X<sup>18</sup>, etc.), fundamentalmente por la sencillez, rapidez y bajo coste del método en comparación con los procedimientos convencionales.

Por otra parte, la magnitud dosimétrica estimada varía de unos trabajos a otros, encontrándose valores de dosis efectiva calculados con maniquí antropomórfico<sup>6-9</sup>, dosis piel a la entrada en pacientes<sup>3,4</sup> y en maniquí<sup>1,5</sup>, producto dosis-área<sup>2,12</sup>, energía impartida<sup>10-12</sup> y producto dosis-anchura con ayuda de dosímetro y película<sup>19</sup>. No obstante, se acepta que las únicas magnitudes que permiten estimar con cierta precisión el riesgo radiológico en esta exploración son la energía efectiva, el producto dosis-área y la energía impartida<sup>2,20,21</sup>. La dosis de entrada en superficie no resulta un indicador adecuado, debido a las diferencias significativas de dosis de punto a punto a lo largo del recorrido del haz, aunque puede utilizarse como magnitud dosimétrica de referencia para optimización y comparación entre centros<sup>3</sup>.

El propósito de este trabajo es:

- Investigar la utilidad de la película radiográfica como dosímetro en esta exploración.
- Hallar la distribución espacial dosimétrica y la dosis piel con un maniquí cilíndrico de cabeza de metacrilato con película, comparando y verificando los resultados con dosímetros termoluminiscentes.

- Hallar la dosis piel, la dosis equivalente en distintos órganos y estimar, de forma aproximada, la dosis efectiva con un maniquí antropomórfico y dosímetros termoluminiscentes.

## Material y método

El equipo objeto de este estudio fue el Gendex Orthoralex SD2, el cual hace uso de 3 centros de rotación para la ejecución del movimiento rotacional.

El material utilizado ha sido:

- Dosímetros termoluminiscentes tipo TLD-100 (FLi: Mg,Ti), cristales de 3x3x0,9 mm<sup>3</sup>.
- Horno para tratamientos térmicos de dosímetros termoluminiscentes PTW-TLDO.
- Lector de termoluminiscencia Harshaw 3500 con software propio.
- Equipo de rayos X para uso en Radiodiagnóstico médico Siemens Iconos R200.
- Equipamiento para control de calidad de equipos de rayos X, incluyendo multímetro RTI modelo PMX-III con detector de semiconductor MX, calibrado en kerma en aire, en varias calidades.
- Densitómetro Nuclear Associates modelo RMI.
- Maniquí cilíndrico de metacrilato de 16 cm de diámetro Radcal modelo 20CT-6.
- Película Kodak PDS de 30x40 cm<sup>2</sup> con sobres herméticos a la luz.
- Maniquí antropomórfico masculino ATOM de la casa comercial CIRS modelo 701-D, fabricado con resinas de epoxy, material óptimo para la construcción de maniqués<sup>22</sup>, equivalente a tejido en el rango de energías diagnóstico y terapéutico. Se presenta en secciones transversales con orificios cilíndricos superficiales y profundos, de 5,5 y 5 mm de diámetro, respectivamente para colocación de insertos y localizados y distribuidos en 19 órganos internos.

El método seguido abarca los siguientes apartados:

### a. Calibración y puesta a punto de los sistemas de dosimetría termoluminiscente y de película

Los TLD-100 empleados pertenecen a un mismo lote y se caracterizaron individualmente, asignándoles a cada uno un factor de corrección específico, siendo la desviación típica del lote de 1,6%. Fueron calibrados para las energías de rayos X diagnósticos (50-120 kV) con un equipo cuyo funcionamiento se encontraba dentro de las tolerancias establecidas en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico<sup>23</sup>. La metodología seguida se describe en la referencia<sup>24</sup>. El factor de calibración obtenido fue de 0,094 mGy/nC expresado como dosis absorbida en músculo (estriado) por unidad de carga eléctrica con una incertidumbre típica de  $\pm 4\%$  ( $k=1$ ), procedente de las incertidumbres de las medidas con el

detector de referencia (exactitud, reproducibilidad, factor de calibración del PMX, y respuesta en energía) y los TLD's (reproducibilidad, linealidad, respuesta en energía), del montaje experimental (posicionamiento y condiciones ambientales) y del factor de paso de kerma aire a dosis absorbida en músculo.

La película fue calibrada en el mismo equipo en el que se calibraron los TLD's y en dos calidades distintas con capas hemirreductoras (CHR) de 2,4 y 3,4 mm de Al, elegidas de manera que la calidad del haz del equipo panorámico (CHR=3,2 mm de Al) quedara comprendida entre ambas. El ajuste polinómico se realizó entre 0-15 mGy, donde una mejor correlación podía obtenerse, evitando el hombro de la curva. De esta manera, se evaluó y comprobó la variación de la sensibilidad de la emulsión de la película por cambios en la energía del haz de radiación, para aplicar cuando sea necesaria la correspondiente corrección por energía, utilizando simplemente una interpolación lineal.

El método seguido para calibrar la película, consistió en reproducir, de forma aproximada, las condiciones geométricas y de atenuación de la exploración dental, colocando debajo de la película 10 cm de metacrilato y usando un campo de radiación pequeño (3x3 cm<sup>2</sup>). El dosímetro de referencia para la obtención de las curvas de calibración fue un TLD, previamente calibrado, situado directamente sobre la superficie de la película. Se midió la densidad óptica (d.o.), previa comprobación de las condiciones de procesado mediante control de calidad de la procesadora, se leyeron los TLD's y se hallaron las curvas d.o. - dosis, que posteriormente fueron ajustadas a funciones polinómicas.

#### *b. Obtención de valores de dosis con película y maniquí cilíndrico*

El mismo día en que fue realizada la calibración de la película, y con objeto de evitar variaciones sustanciales en las condiciones de procesado de las películas, se procedió a hallar la distribución espacial del campo de radiación en el maniquí cilíndrico de metacrilato que simula la cabeza del paciente. Se midió la d.o. en diversos puntos de la película y se halló el perfil de dosis a lo largo de la trayectoria seguida por el haz en el maniquí por interpolación lineal a partir de las curvas de calibración previamente halladas.

Al cabo de varios días, se reprodujeron las condiciones de medida establecidas, con el fin de comprobar variaciones en la calibración de la película por cambios de sensibilidad de película a película, condiciones de procesado, posicionamiento, etc. También se colocaron TLD's en la superficie del maniquí para verificar la curva d.o.-dosis en la calidad del haz de rayos X del equipo dental.

Se hicieron dos tipos de comparación:

1. Dosis piel (día calibración) - Dosis piel (días después), ambas a partir de las medidas de d.o. y las curvas de calibración.

2. Dosis piel (días después) a partir de lectura de TLDs - Dosis piel (días después) calculada a partir de la d.o. en la posición del TLD.

#### *c. Obtención de valores de dosis con dosímetros termoluminiscentes y maniquí antropomórfico*

Se tomaron las once primeras secciones del maniquí (correspondientes a la cabeza y el cuello, hasta los hombros) y se colocaron dosímetros tanto en el interior, como en el exterior (en la superficie de la piel). La colocación del maniquí en el equipo panorámico se llevó a cabo con ayuda del técnico especialista en radiodiagnóstico (TER) que trabaja en la misma sala, para conseguir un posicionamiento adecuado y similar a la práctica diaria con pacientes.

Se realizaron siete irradiaciones con la técnica usual para paciente medio (74 kV; 10 mA; 12 s), para asegurar medidas dentro del rango de sensibilidad del TLD y obtener mayor precisión. Para obtener la dosis equivalente en cada órgano, se partió de la media aritmética de las lecturas de los cristales, y se aplicó la razón de los coeficientes másicos de absorción de energía correspondientes<sup>22</sup>. A partir de los valores de dosis equivalente de los distintos órganos, se estimó la dosis efectiva E, siguiendo el método recomendado por la ICRP<sup>21</sup>. Para la médula ósea, se ha seguido la recomendación dada por el fabricante del maniquí antropomórfico<sup>26</sup>, teniendo en cuenta la distribución de la misma en el cuerpo humano<sup>25</sup>, asignando un factor peso correspondiente a los cortes con dosis significativa. De igual modo, se ha considerado un factor peso 0,1 para la dosis en piel<sup>27</sup> (que representa la fracción de la superficie total de la piel que es irradiada en este tipo de estudios). La dosis absorbida en la superficie del hueso se tomó igual a la dosis total en el hueso<sup>27</sup>. La contribución a la dosis efectiva E de los órganos de tórax y abdomen se ha considerado despreciable. Por último, se midieron distancias foco- piel para incidencia lateral izquierda e incidencia posterior sobre doce pacientes para comprobar diferencias geométricas maniquí-paciente real. Se compararon los resultados obtenidos con los de la bibliografía.

## **Resultados y discusión**

Las curvas de calibración para los dos haces de rayos X (CHR = 2,4 mm Al y 3,4 mm Al) se muestran en la figura 1. La fórmula analítica, junto con el coeficiente de correlación fueron:

$$y = A_3 x^3 + A_2 x^2 + A_1 x + A_0; r^2=0,9965$$

$$A_3=0,0025 \pm 0,0007; A_2=-0,0611 \pm 0,0130;$$

$$A_1=0,5926 \pm 0,0613; A_0= 0,0168 \pm 0,0584$$

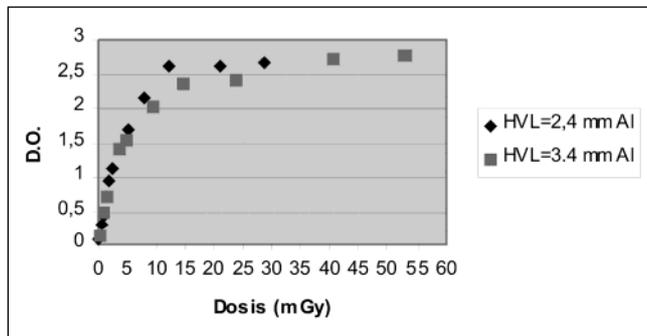


Fig. 1. Curvas de calibración d.o.-dosis para película Kodak PDS para dos haces de rayos X.

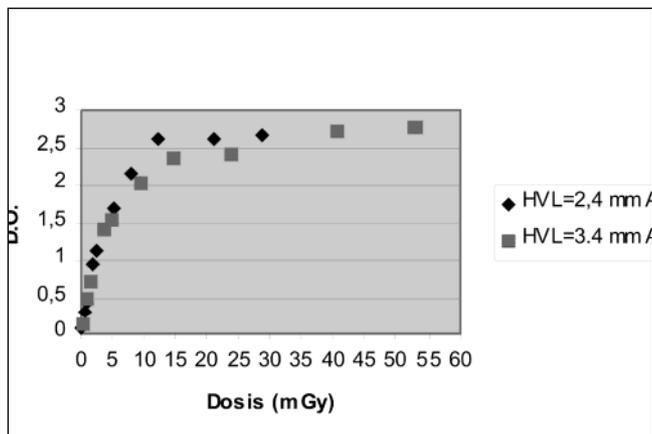


Fig. 2. Distribución espacial del campo de radiación en su parte central de izquierda a derecha con variaciones espaciales de 1,5 cm.  
Posición 1: Ángulo mandibular izquierdo.  
Posición 10: Plano central.  
Posición 20: Ángulo mandibular derecho.

$$y = A_3 \cdot x^3 + A_2 \cdot x^2 + A_1 \cdot x + A_0; r^2 = 0,9981$$

$$A_3 = 0,0015 \pm 0,0003; A_2 = -0,0468 \pm 0,0130;$$

$$A_1 = 0,5155 \pm 0,0356; A_0 = 0,0197 \pm 0,0465$$

donde  $y$  es la d.o. y  $x$  la dosis (mGy)

Las diferencias encontradas para las curvas de calibración son inferiores al 10% en el intervalo de d.o. neta comprendida entre 0,8 y 1,6, que correspondería, aproximadamente, a la región lineal de la curva, y de hasta un 30% en los extremos de la misma. Estas diferencias son superiores a las encontradas en otros estudios<sup>15,17,18</sup>, aunque sólo comparables con el trabajo de la referencia<sup>18</sup>, pues en el resto de trabajos se analizan las variaciones en películas lentas. Consideramos que la causa principal de este resultado se debe a la variación de la sensibilidad de la emulsión de la película, al variar la energía de la radiación incidente<sup>14</sup>, aunque también puede estar influido por diferencias de película a película dentro del mismo lote y por la precisión en el sistema dosimétrico empleado en la calibración, sobre todo a dosis bajas.

Tabla 1. Constancia de la calibración en punto plano central

Dosis piel (cal.) [ $\mu$ Gy]	Dosis piel (días después) [ $\mu$ Gy]	DIFERENCIA (%)
342	331	- 3,21%
356	337	- 5,34%
361	353	- 2,22%
361	358	- 0,83%
361	369	+ 2,22%
347	380	+ 9,51%

Tabla 2. Comparación medidas TLD-Película

Localización aproximada	Lecturas TLD [ $\mu$ Gy]	Dosis calculada a partir de d.o. medida en la posición del TLD [ $\mu$ Gy]	Diferencia (%)
Lateral izq.	613	646	+5,38%
Lateral izq. intermedia	329	384	+16,71%
Plano Central	339	365	+7,67%
Lateral dcha.	355	352	-0,85%
Lateral dcha. intermedia	654	704	+7,65%
Lateral dcha. (> 90°)	461	507	+9,98%

Tabla 3. Dosis piel maniquí antropomórfico

Localización	Dosis piel [ $\mu$ Gy]
Ángulo mandibular izq.	723
Retroauricular izq.	459
Punto intermedio oreja izq. -plano central	281
Punto intermedio oreja izq. -plano central 2	267
Plano central	316
Punto intermedio plano central-oreja dcha. 1	291
Punto intermedio plano central- oreja dcha. 2	275
Retroauricular dcho.	360
Ángulo mandibular dcho.	689

La distribución espacial del campo de radiación en su parte central, obtenida con la película, aparece en la figura 2 expresada como valor promedio por irradiación.

La reproducibilidad obtenida para películas distintas procesadas en días distintos se indica en la tabla 1, y la exactitud, tomando como referencia el TLD, es la indicada en la tabla 2.

Las medidas obtenidas en la superficie de la piel del maniquí antropomórfico se muestran en la tabla 3. La distribución espacial de la dosis en piel, obtenida en los dos maniqués, muestra dos zonas bien diferenciadas: una zona central, en la región occipital del paciente, donde las dosis permanecen constantes e inferiores a las obtenidas en otras partes de la trayectoria y otra región, en los extremos laterales, en áreas próximas a los oídos y al arco mandibular, donde existe un alto gradiente de dosis y donde los valores obtenidos son sensiblemente mayores que en el resto de la exploración. Esta distribución está en concordancia con la encontrada en otros trabajos<sup>1,5-8,10,11</sup>.

**Tabla 4. Dosis absorbida en órganos**

Órgano/Localización anatómica	Dosis absorbida [μGy]
Ojo izquierdo	7
Ojo derecho	8
Tiroides	63
Cráneo	8
Mandíbula (parte izquierda)	333
Mandíbula (parte derecha)	712
Vértebra cervicales	392

En estos equipos, según se demuestra teórica y experimentalmente<sup>1</sup>, una vez fijada la técnica y suponiendo un único centro de rotación, la exposición aumenta cuando la anchura del colimador se incrementa y cuando disminuyen tres factores geométricos relacionados con la construcción del equipo y la anatomía del paciente: la velocidad angular de giro, la distancia al centro de rotación y el radio de curvatura. A la distancia foco-piel de este equipo, la ley del inverso del cuadrado de la distancia tiene mucha menor influencia en la exposición que la distancia al centro de rotación. De esta forma, el patrón dosimétrico encontrado se explica por el acercamiento en los extremos laterales a los centros de rotación laterales y a la posible disminución de la velocidad angular de giro del haz.

Las dosis obtenidas en el plano central son mayores en el maniquí cilíndrico que en el antropomórfico (15%), e inferiores en los extremos, debido a las diferencias de distancia superficie - centros de rotación para los dos maniqués. Las distancias foco-superficie medidas en el plano central y en incidencia lateral izquierda para el maniquí cilíndrico fueron de 23,4 y 24,1 cm, respectivamente, y de 21,3 y 25,8 cm en el antropomórfico.

El valor de dosis piel obtenido en la región occipital es similar al encontrado en otros estudios con maniquí (348 μGy)<sup>1</sup>, aunque inferior a los estimados en paciente real para otros estudios (540 μGy)<sup>3,4</sup> y al valor de referencia para la dosis de entrada en superficie, propuesto por González<sup>3</sup>, situado en 700 μGy.

La incertidumbre estimada en el valor de dosis piel obtenido con TLD y el maniquí antropomórfico es, aproximadamente, de un ±12% (k=2), considerando una incertidumbre tipo A de ±4% (k=1) en las medidas con TLD's.

El valor medio de las distancias obtenidas en paciente real fueron muy similares a las obtenidas con el maniquí antropomórfico (25,5 cm y 21 frente 25,8 y 21,3 cm para incidencia lateral izquierda e incidencia posterior), por lo que la extrapolación a paciente medio puede considerarse correcta. Creemos que los resultados obtenidos con el maniquí cilíndrico son igualmente aceptables, dado el nivel de incertidumbre que manejamos en las medidas, así como por las diferencias geométricas existentes entre maniqués.

La consistencia de los valores obtenidos en la medida de la dosis piel en el plano central parece adecuada para la comparación entre equipos y optimización de dosis, como se propone en la bibliografía<sup>1,3</sup>, aunque no sirva como indicador del riesgo radiológico de la exploración.

Los valores de dosis equivalente en órganos y estructuras anatómicas y la comparación con otros autores se muestran en las tablas 4 y 5, respectivamente. Los valores obtenidos de las dosis absorbidas en los distintos órganos muestran que, en general, son inferiores en los órganos de tejido blando y superiores en las superficies óseas, a los encontrados en la bibliografía, con diferencias de hasta un factor tres. Las causas de estas variaciones pueden ser múltiples: geometría de irradiación, equipamiento de imagen y técnica utilizada, diferencias morfológicas, de absorción y atenuación entre maniqués, número, colocación y precisión de medidas de TLDs, método de cálculo, posicionamiento del maniquí, etc. No obstante, los factores que pueden influir, de forma más notable, son el movimiento del haz y la variación en la posición de los órganos<sup>22</sup>.

La asimetría obtenida en la dosis calculada en la mandíbula puede tener que ver con una asimetría morfológica y/o de composición del maniquí (como se apunta o se obtiene en otros estudios para otros maniqués<sup>7,27</sup>), de la posición de los centros de rotación del equipo, además de por el alto gradiente de dosis en los extremos. La repetición de las medidas para comprobar un posiciona-

**Tabla 5. Tabla comparativa con otros autores de la dosis absorbida en órganos**

Dosis absorbida en órgano [μGy]	Este trabajo	Bodineau et al <sup>5</sup>	Benedittini et al <sup>9</sup>	Blanc et al <sup>13</sup>	Lecomber et al <sup>6</sup>	Cohnen et al <sup>7</sup>	Gori et al <sup>8</sup>
Ojos	8	40	30	30	13	-	19
Tiroides	63	90	53	50	65	60	33
Cráneo	8	-	-	-	-	6	-
Mandíbula	523	-	-	-	-	-	131
Cervicales	392	70	90-135	150	-	40	14
Superficie ósea <sup>a,b</sup>	81	-	-	-	120	-	-
Médula ósea roja <sup>a,b</sup>	11	-	-	-	26	-	7
Piel	40	-	-	-	-	-	-

a) Estos órganos se usan para calcular dosis efectiva. La dosis piel fue obtenida a partir de las 9 medidas realizadas en la piel.

b) La dosis absorbida en estos órganos se calcula a partir de la dosis en cráneo, mandíbula y vértebras cervicales.

**Tabla 6. Tabla comparativa de dosis efectiva**

Trabajo	Dosis efectiva [μSv]
Este trabajo	6*
Williams <sup>2</sup>	6,7
Lecomber et al <sup>6</sup>	12
Cohnen et al <sup>7</sup>	10
Gori et al <sup>8</sup>	14

\* Valor obtenido con un cálculo conservador

miento inadecuado del maniquí no mostró resultados concluyentes.

Aunque resulta complicado estimar la incertidumbre asociada a los valores de dosis absorbida obtenidos, podemos considerar realista un  $\pm 14\%$  ( $k=2$ ), suponiendo una incertidumbre en la medida de dosis en órgano de  $\pm 6\%$  ( $k=1$ )<sup>28,29</sup>.

El valor de dosis efectiva calculado y la comparación con otros autores aparece en la tabla 6. A pesar de que el órgano que recibe las dosis de radiación más altas es la parótida<sup>6-8</sup> (que no es considerado radiosensible para el cálculo de dosis efectiva), el órgano que tiene más influencia en el cálculo de la dosis efectiva en esta exploración es el tiroides, cuya dosis absorbida va de 30 a 90 μGy, aunque algunos autores<sup>2</sup> señalan un rango más amplio, que alcanza los 300 μGy. El porcentaje del valor total de dosis efectiva que representa es superior al 50%<sup>2</sup>.

El valor de dosis efectiva aquí obtenido es inferior al del resto de los trabajos, lo cual se debe, fundamentalmente, a dos motivos: un valor bajo de dosis en tiroides (principal contribución a la dosis efectiva) y a que se ha considerado despreciable la contribución de los órganos radiosensibles que se encuentran fuera de los once primeros cortes. En nuestro estudio, un cálculo más conservador, tomando el valor promedio obtenido en un único corte (el primero), lleva a obtener un valor de dosis equivalente en tiroides igual a 63 μSv y a un valor de dosis efectiva de 6 μSv.

La estimación de otra magnitud, como la energía impartida, puede resultar más exacta como indicador global del riesgo radiológico en esta exploración, tal y como es indicado por otros autores<sup>6,8</sup>.

## Conclusiones

El sistema de dosimetría por película empleado desprende resultados coherentes con los descritos en la literatura, así como con los obtenidos con TLD's, siguiendo una metodología adecuada para la calibración de la película. El método usado permite analizar cualitativamente el comportamiento del equipo.

La distribución dosimétrica está íntimamente relacionada con los parámetros geométricos con que están contruidos estos equipos, así como por la propia anatomía de la cabeza.

Los valores de dosis piel obtenidos en la región occipital pueden servir para establecer valores de referencia en la dosimetría a pacientes, así como para comparar equipos tal y como apuntan otros autores<sup>1,3</sup>.

La estimación de la dosis absorbida mediante el maniquí antropomórfico minimiza la importancia de la dosis que se recibe en ojos, tiroides y cráneo y revela valores de dosis significativos en vértebras cervicales para el equipo estudiado.

La evaluación del riesgo radiológico mediante maniqués antropomórficos, en exploraciones de cabeza y cuello, da lugar a valores muy diversos, debido a la incertidumbre del método y a la pequeña irradiación de los órganos más radiosensibles.

## Referencias

- Goldstein A. Exposure and dose in panoramic radiology. *Med Phys* 1998; 25: 1033-1040.
- Williams JR, Montgomery A. Measurement of dose in panoramic dental radiology. *Br J Radiology* 2000; 73: 1002-1006.
- González L, Vañó E, Fernández R. Reference doses in dental radiodiagnostic facilities. *Br J Radiology* 2001; 74: 153-156.
- Núñez de Villavicencio C, Gómez P, Fernández M, et al. Medida de dosis a pacientes en exploraciones de ortopantomografía: validez de los métodos utilizados. *Radioprotección* 1998; Mayo: 107-109.
- Bodineau C, Tort I, Macías J, et al. Dosimetría con fantoma antropomórfico en ortopantomografía. *Radioprotección* 2000; Septiembre: 313-315.
- Lecomber AR, Faulkner K. Dose and risk in dental radiography. *Radiat Prot Dosis* 1998; 80 (1-3): 249-252.
- Cohnen M, Kemper J, Möbes O, et al. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol* 2002; 12: 634-637.
- Gori C, Rossi F, Stecco A, et al. Dose evaluation and quality criteria in dental radiology. *Radiat Prot Dosim* 2000; 90 (1-2): 225-227.
- Benedittini M, Maccia C, Lefaire C. Doses to patients from radiology in France. *Health Physics* 1989;56:903-910.
- Bankvall G, Hakaussón MA. Radiation-absorbed doses and energy imparted from panoramic tomography, cephalometric radiography, and occlusal film radiography in children. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1982; 53: 532-540.
- Wall BF, Fisher ES, Payater R, et al. Doses to patients from pantomographic and conventional dental radiography. *Br J Radiol* 1979; 52(621): 727-734.
- Nilsson L, Rohling M, Trapper K. Exposure distribution, absorbed doses, and energy imparted for panoramic radiography using orthopantomograph model OP 5. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1985; 59: 212-219.
- Blanc M, Nessi R, Paruccini N, Castellana L. Dosimetric evaluation in dental radiology: comparison of the digital system and the conventional system. *Radiol Med* 1995; 89: 319-323.
- Dudley RA. Dosimetry of photographic emulsions. In: Attix, W.C.R.; Tochilin, E; Eds. *Radiation dosimetry. Volume II*, New York: Academic Press; 1986: 326-387.
- Dixon RL, Ekstrand KE. A film dosimetry system for use in computed tomography. *Radiology* 1978; 127: 255-258
- Vañó E, Guibelalde E, Fernández JM et al. Patient dosimetry in interventional radiology using slow films. *Br J Radiology* 1977;70:195-200.
- Lien W, Geise R. Temperature response of two photographic films and TLDs suitable for patient dosimetry of high dose fluoroscopic procedures. *Health Phys* 1997;73:483-487.

18. Bezakova E, Collins P J, Beddoe A H. Absorbed dose measurements in dual energy X-ray absorptiometry (DXA). *Br J Radiology* 1997;172-179.
19. Napier I. Reference doses for dental radiography. *Br J Dental* 1999; 186: 392-396.
20. Hart D, Jones DG, Wall BF. Estimation of effective dose in diagnostic radiology from entrance-surface dose and dose-area product measurements, NRPB-R262. Chilton: National Radiological Protection Board, 1994.
21. International Commission on Radiological Protection. 1990. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Ann ICRP* 1991; 21: 1-3.
22. Wall BF, Harrison RM, Spiros FW. Patient dosimetry techniques in diagnostic radiology. IPSM nº 53.
23. Protocolo español de Control de Calidad en radiodiagnóstico. Revisión 1. Aspectos técnicos. Publicación SEFM-SEPR. Madrid 2002.
24. Gómez P, Fernández M, De Sena E, et al. Calibración de cristales TLD-100 para dosimetría en Radiodiagnóstico. *Radioprotección* 1998; N° extraordinario: 285-288.
25. Cristy M. Active bone marrow distribution as a function of age in humans. *Phys Med Biol* 1981; 26: 389-400.
26. ATOM Adult Male Phantom. Model Number 701-D. Handling Instructions. Publicación CIRS. 1999.
27. Lecomber AR, Faulkner K. Organ absorbed doses in intraoral dental radiography. *Br J Radiology* 1993; 66: 1035-1041.
28. Toivonen M, Aschan C, et al. Organ dose determinations of x-ray examinations using TL detectors for verification of computed doses. *Radiation Protection Dosimetry* 1996; 66: 289-294.
29. Morgan TJ, Brateman. The energy and directional response of Harshaw TLD-100 Thermoluminescent Dosimeters in the Diagnostic X-Ry Energy Range. *Health Physics* 1977; 33: 339-341.

# Cálculo por Monte Carlo de la distribución de la tasa de dosis alrededor de la fuente de $^{137}\text{Cs}$ CSM1

D. Granero\*, V. Puchades, J. Pérez Calatayud, F. Ballester\*, E. Casal\*

*Hospital Universitario "La Fe". Servicio de Radioterapia. Sección de Física. Valencia.*

*\* Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Valencia. Burjassot. Valencia.*

## Resumen

En este trabajo se presenta la distribución de tasa de dosis de la fuente CSM1 de  $^{137}\text{Cs}$  suministrada por CIS. Los cálculos se han realizado mediante el método de Monte Carlo usando el código GEANT4. Se facilita tanto la tabla de la distribución de tasa de dosis en coordenadas rectangulares, como los parámetros y funciones asociados al formalismo TG43, es decir, la función radial de dosis, la función de anisotropía y la constante de tasa de dosis, los cuales son datos fundamentales en dosimetría clínica, tanto para utilizarlos como entrada de datos de la fuente en el sistema de planificación de los tratamientos, como para la validación del mismo.

*Palabras clave:* Braquiterapia. Monte Carlo. Cs-137. Distribución de tasa de dosis. TG43.

## Abstract

In this work Monte Carlo method calculations of the dosimetric characteristics of the CSM1 source from CIS, with an active  $^{137}\text{Cs}$  core, are presented. The dose rate distribution is given in along-away look-up tables as well as in the TG43 formalism: the dose rate constant, the dose radial function and the anisotropy function. These data are fundamental in clinical dosimetry to be used as input source data and for the validation of the treatment planning systems.

*Key words:* Brachytherapy. Monte Carlo. Cs-137. Dose-rate distribution. TG43.

## Introducción

La braquiterapia es una técnica de radioterapia en la que se usan fuentes radioactivas, generalmente encapsuladas, para el tratamiento de neoplasias oncológicas, siendo fundamental para optimizar su aplicación el conocimiento preciso de la distribución de tasa de dosis en agua que proporcionan estas fuentes. Según el informe del grupo de trabajo TG56<sup>1</sup> de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM), se recomienda que los cálculos proporcionados por los planificadores no discrepen en más de un 2% de los disponibles en la literatura. Así pues, el objetivo de este trabajo es proporcionar de forma

precisa los datos calculados por el método de Monte Carlo de los parámetros dosimétricos de la fuente CSM1 de Cs-137 suministrada por CIS, utilizada en el equipo de carga diferida automática *Curietron* de baja tasa de dosis. Este estudio, realizado con datos más elaborados, complementa y sustituye al realizado preliminarmente<sup>2</sup>.

## Material y métodos

La fuente CSM1 posee una parte activa compuesta por una mezcla cerámica de Cs-137 conocida con el nombre de polucita, cuya composición se presenta en la Tabla 1. Esta parte activa es un cilindro de diámetro 0,8 mm y una longitud de 1,6 mm (Figura 1), alojada dentro de un cilindro de acero inoxidable (AISI 316L) de 1,75 mm de diámetro externo. Este cilindro se cierra por su parte superior mediante una esfera de acero inoxidable de 1,4 mm de diámetro. La longitud exterior total de la fuente es de 3,5 mm.

Correspondencia: F. Ballester. Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Avda. Dr. Moliner, 50. 46100 Burjassot. Valencia. E-mail: facundo.ballester@uv.es  
Fecha de recepción: 13-11-2003  
Fecha de aceptación: 28-4-2004

**Tabla 1. Composición en peso y densidad de los materiales que forman la fuente CSM1**

Componente	Material	Composición atómica (% en peso)	Densidad ( $\text{g/cm}^3$ )
Parte Activa	Polucita	Si(26,18%), Ti(3,00%), Al(1,59%), B(3,73%), Mg(1,21%), Ca(2,86%), Na(12,61%), Cs(0,94%), O(47,89%)	2,9
Cobertura	Acero inoxidable	C(0,026%), Mn(1,4%), P(0,019%), Si(0,42%), S(0,003%), Cr(16,8%), Ni(11,01%), Mo(2,11%), Fe(68,21%)	7,8

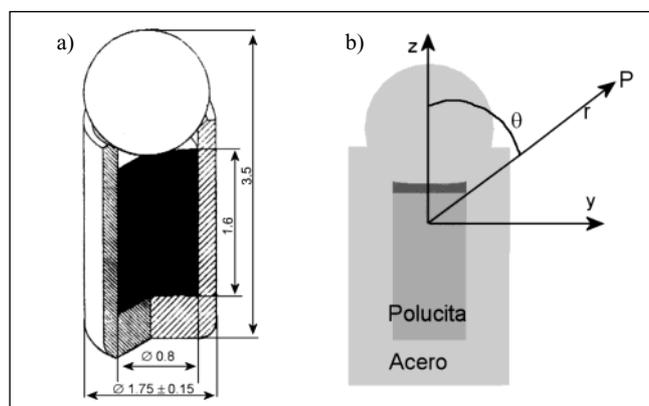


Fig. 1. a) Esquema y dimensiones de la fuente CSM1 según el fabricante. Las dimensiones están expresadas en mm. b) Diseño de la fuente usada en la simulación Monte Carlo y sistema de coordenadas.

### Código de simulación Monte Carlo GEANT4

La simulación por el método de Monte Carlo se ha realizado mediante el código GEANT4<sup>3</sup>. Este código es una potente herramienta de cálculo desarrollada para estudiar el paso de la radiación a través de la materia. El origen del código GEANT se remonta a las necesidades de simular el comportamiento de los grandes detectores de física de altas energías en el CERN. Sin embargo, hoy en día posee multitud de aplicaciones incluyendo la física médica<sup>4,5</sup>. La física implementada en GEANT4 puede simular el paso a través de la materia de todo tipo de partículas, considerando los distintos tipos de interacciones que éstas sufren en su desplazamiento. GEANT4 también posee potentes herramientas para el diseño de las estructuras de los sistemas a través de los cuales se quiere transportar las partículas.

GEANT4 describe los procesos electromagnéticos mediante un conjunto de modelos estándar, que son aplicables para el caso de partículas con energías entre 10 keV y 1 PeV. Además, incluye otros modelos adicionales para bajas energías que permiten ampliar el rango de energías desde 0,25 keV hasta 100 GeV.

En el presente estudio, hemos considerado sólo el transporte de fotones y no el de electrones. Hemos usado el modelo estándar para los procesos de dispersión Compton y efecto fotoeléctrico. Para éste último, GEANT4 usa la parametrización de la sección eficaz propuesta por Biggs y Lighthill<sup>6</sup>, mientras que para la interacción Compton se

usa una aproximación empírica<sup>7</sup>. Esta última es válida sólo para aquellas colisiones en las que la energía del electrón dispersado o de retroceso es grande en comparación con la energía de ligadura que éste tenía en el átomo, la cual se ignora. De cualquier forma, esto tiene poca trascendencia, ya que el número de electrones que no cumplen con lo anterior es despreciable a las energías de trabajo<sup>8</sup>. Para la dispersión Rayleigh se ha seleccionado el modelo de baja energía que usa la sección eficaz de la librería EPDL97<sup>9</sup> de las bases de datos del *Lawrence Livermore National Laboratory*, teniendo en cuenta el factor de forma atómico de Hubbell<sup>10</sup>, de tal forma que el ángulo del fotón dispersado coherentemente esté de acuerdo con la distribución obtenida del producto de la fórmula de Rayleigh y el factor de Hubbell<sup>10,11</sup> al cuadrado. Además, las diferencias en la dosis absorbida debido al uso de las clases de baja energía o las clases estándar son totalmente despreciables para la energía de los fotones provenientes de la desintegración del Cs-137, siendo las clases estándar mucho más eficientes respecto al tiempo de computación.

Los cálculos Monte Carlo se han realizado con el código de simulación GEANT4 versión 4.4.0, código que se encuentra validado para las energías de este trabajo<sup>12,13</sup>. GEANT4 fue implementado en una plataforma PC con microprocesador Pentium IV a 1.4 GHz y sistema operativo Linux.

### Geometría usada

La geometría y materiales de la fuente fueron implementados usando las librerías que para ello dispone GEANT4. En la Figura 1 se presenta la geometría considerada en la simulación que reproduce fielmente la proporcionada por el fabricante.

Para el cálculo de la distribución de tasa de dosis en agua se consideró un maniquí cilíndrico de 20 cm de radio por 40 cm de altura, colocándose la fuente CSM1 en su centro, de tal forma que el centro geométrico de la fuente y su eje longitudinal coincidiesen con los respectivos del maniquí. A su vez, el origen del sistema de referencia se ha tomado en el centro de la fuente y el eje Z coincidiendo con el eje longitudinal, tal como se indica en la Figura 1-b. Para almacenar los resultados obtenidos en la simulación, se diseñaron dos conjuntos de celdas. El primero de ellos en coordenadas cilíndricas a modo de anillos concéntricos al eje longitudinal de la fuente, de 0,05 cm de anchura y de 0,05 cm de altura.

Los resultados se almacenaron en una matriz de 400 x 800 celdas. El segundo conjunto de elementos de volumen se estableció en coordenadas esféricas, de intervalo angular de 1° y paso en la coordenada radial de 0,05 cm, disponiendo de un conjunto de 400 x 180 celdas. El origen de la coordenada angular ( $\theta = 0^\circ$ ) se tomó en el eje longitudinal de la fuente, comenzando en  $z > 0$  (véase la Figura 1-b). El motivo de este doble almacenamiento simultáneo es evitar interpolaciones para obtener la función de anisotropía, ya que éstas son especialmente críticas en las cercanías de la fuente.

Para el cálculo de la tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) se consideró un maniquí cúbico de 4 x 4 x 4 m<sup>3</sup> de aire seco, colocándose la fuente en el centro. Se diseñó también un sistema de celdas en coordenadas cilíndricas a modo de anillos concéntricos de 0,5 cm de anchura y 0,5 cm de altura, almacenándose el kerma en aire en el eje transversal de la fuente desde  $r = 5$  cm hasta  $r = 150$  cm, para poder utilizar una aproximación a geometría puntual (ya que la distancia es mucho mayor que la longitud activa de la fuente) y minimizar el efecto del promediado en la casilla<sup>14</sup> (ya que a esa distancia para el tamaño de casilla escogido el kerma recogido en la celda coincide con el kerma de su centro).

### Cálculos Monte Carlo

Para ahorrar tiempo de CPU, se usó para el cálculo de la distribución de tasa de dosis y de la TKRA una técnica de reducción de varianza conocida con el nombre de "linear track-length estimator". Dicha técnica está basada en la relación de equivalencia entre fluencia de energía y dosis por unidad de volumen<sup>15-17</sup>. Según esta relación, el kerma en una determinada celda vendrá dado por

$$K_V = \frac{L \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right) E_\gamma}{V} \quad (1)$$

donde  $L$  es la distancia recorrida por el fotón al atravesar la celda,  $E_\gamma$  es la energía del fotón y  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)$  es el coeficiente de absorción másica de energía para la energía  $E_\gamma$  y  $V$  es el volumen de la celda atravesada por el fotón. Se ha comprobado que los resultados obtenidos para el kerma con este estimador coinciden con los obtenidos mediante el método clásico de estimar el kerma en una celda como la suma de las energías cinéticas iniciales de las partículas cargadas liberadas por las no cargadas en dicha celda<sup>17,18</sup>; además, este método presenta la ventaja de que la incertidumbre estadística del kerma es mucho menor que la obtenida con el método clásico (para el mismo número de historias).

En las simulaciones se ha usado una energía de corte de 10 keV para los fotones.

### Cálculo de la Tasa de Kerma de Referencia en Aire

Para normalizar la distribución de tasa de dosis obtenida, es necesario calcular el TKRA ( $\dot{k}_R$ ). Ésta se define, según el

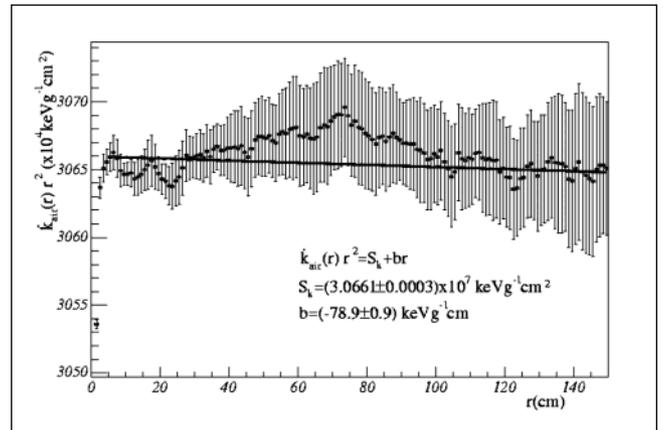


Fig. 2. Resultados para el kerma en aire. Los puntos con las barras de error representan los resultados de la simulación mientras que la línea es el resultado del ajuste descrito en el texto a una recta. Nótese que la escala de ordenadas está muy ampliada.

ICRU 38<sup>19</sup>, como la tasa de kerma en el seno de aire a una distancia de referencia de 1 metro, corrigiendo por atenuación y dispersión en aire. Para fuentes lineales, la dirección desde el centro de la fuente al punto de referencia debe ser perpendicular al eje longitudinal de la fuente. La magnitud  $S_k$  (*Air Kerma Strength*)<sup>20</sup> usada en el formalismo TG43 y que es numéricamente igual a  $\dot{k}_R$ , puede obtenerse mediante el ajuste de los datos de la simulación a la recta<sup>21</sup>  $\dot{k}_{air}(r)r^2 = S_k + br$ , donde  $\dot{k}_{air}(r)$  es la tasa de kerma en aire que depende de la distancia respecto al origen de la fuente y  $b$  es un parámetro que describe la variación de  $\dot{k}_{air}(r)$  debida a la atenuación y a la dispersión de fotones en aire.

Para estimar la TKRA se usó el "linear track-length estimator", simulándose 5 x 10<sup>7</sup> historias de fotones. En la Figura 2 se muestran los resultados de la simulación y el ajuste a la expresión anterior. La incertidumbre del valor deducido del ajuste para la TKRA fue inferior al 0,1%.

### Simulación de la distribución de la tasa de dosis en agua

Para el estudio de la distribución de la tasa de dosis en agua, se obtuvo el kerma en agua, ya que como se ha comprobado en anteriores trabajos<sup>22-24</sup> el kerma coincide con la dosis a partir de 2 mm, punto a partir del cual se considera que a la energía del Cs-137 existe equilibrio electrónico. Se simularon un total de 3x10<sup>8</sup> historias en 6 tandas de igual número cada una, obteniéndose una desviación estándar de los valores de la tasa de dosis inferior al 0,2%.

## Resultados

En este estudio se ha calculado la distribución de la tasa de dosis en agua de la fuente CSM1, la cual se presenta en la Tabla 2 en coordenadas rectangulares, denominada también tradicionalmente tabla "along-away". Todas las funciones y los parámetros dosimétricos indicados en

el protocolo TG43<sup>20</sup> han sido también calculados. El formalismo del TG43 nos dice que la dosis en el punto  $(r; \theta)$  está dada por:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad (2)$$

donde  $G(r; \theta)$  es el factor geométrico, cuya definición es

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \quad (3)$$

y el resto de parámetros vienen definidos por las siguientes expresiones

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_k}$$

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G(r, \theta_0)} \quad (4)$$

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G(r, \theta)}$$

El valor de la constante de tasa de dosis, es decir la do-

sis en el eje transversal de la fuente a 1 cm de distancia del centro, resultó ser  $\Lambda = 1.100 \pm 0.003 \text{ cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$ , siendo  $1\text{U} = 1 \mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$ . En la Tabla 3 se presenta la función de anisotropía,  $F(r; \theta)$ , y en la Tabla 4 la función radial de dosis,  $g(r)$ . Para facilitar la incorporación de los resultados de la función radial de dosis  $g(r)$  en sistemas de cálculo, ya sean Sistemas de Planificación o programas independientes de verificación de cálculo, se ha ajustado una función polinómica a los valores proporcionados por la simulación, ajustando éstos en dos tramos, uno desde 0,1 cm hasta 0,9 cm, y otro tramo desde 0,9 cm hasta 20 cm (Tabla 5). La bondad del ajuste de estos polinomios se puede ver en la Figura 3, donde se comparan los valores del  $g(r)$  que resultan de la simulación con los del ajuste, mostrando un acuerdo excelente ya que el  $\chi^2$  por grado de libertad ha sido de 0,53 para el primer ajuste y de 0,23 para el segundo ajuste.

Para el uso de los datos del presente estudio en los Sistemas de Planificación antiguos en los que no sea posible la introducción de las tablas previas y se utilice un algoritmo basado en Sievert<sup>25</sup>, se han calculado unos coeficientes ajustados para utilizar por el citado algoritmo, minimizando las diferencias entre los cálculos del algoritmo y los resultados del método de Monte Carlo. Estos parámetros ajustados han resultado  $\mu_{\text{fuente}} = 0,02 \text{ mm}^{-1}$  y  $\mu_{\text{filtro}} = 0,98 \text{ mm}^{-1}$ , habiéndose considerado como longitud de la fuente y del filtro 1,6 mm y 3,5 mm, respectiva-

Tabla 2. Distribución de la tasa de dosis normalizada a la TKRA de 1U  $\dot{D}(y, z) (\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1})$  en coordenadas rectangulares

z (cm)	y (cm)													
	0,05	0,25	0,5	0,75	1	1,5	2	2,5	3	4	5	6	8	10
10	0,00948	0,00951	0,00952	0,00951	0,00945	0,00931	0,00912	0,00890	0,00862	0,00803	0,00737	0,00669	0,00537	0,00420
8	0,01568	0,01561	0,01558	0,01550	0,01540	0,01504	0,01459	0,01407	0,01350	0,01216	0,01080	0,00950	0,00718	0,00536
6	0,0292	0,0290	0,0288	0,0285	0,0281	0,0271	0,0258	0,0243	0,0227	0,01948	0,01639	0,01371	0,00952	0,00669
5	0,0428	0,0425	0,0422	0,0416	0,0408	0,0387	0,0362	0,0334	0,0306	0,0251	0,0203	0,01640	0,01083	0,00737
4	0,0684	0,0678	0,0668	0,0653	0,0633	0,0587	0,0533	0,0476	0,0422	0,0327	0,0251	0,01951	0,01220	0,00804
3	0,1237	0,1224	0,1195	0,1150	0,1096	0,0967	0,0833	0,0706	0,0595	0,0423	0,0306	0,0227	0,01349	0,00864
2,5	0,1803	0,1777	0,1718	0,1632	0,1526	0,1292	0,1064	0,0867	0,0706	0,0477	0,0335	0,0243	0,01409	0,00888
2	0,286	0,280	0,266	0,246	0,223	0,1772	0,1374	0,1063	0,0832	0,0533	0,0362	0,0258	0,01458	0,00911
1,5	0,519	0,502	0,459	0,404	0,347	0,248	0,1767	0,1286	0,0964	0,0585	0,0386	0,0270	0,01500	0,00927
1	1,213	1,129	0,939	0,740	0,571	0,345	0,221	0,1509	0,1086	0,0628	0,0404	0,0279	0,01529	0,00939
0,75	2,24	1,973	1,467	1,034	0,731	0,398	0,242	0,1607	0,1134	0,0646	0,0411	0,0283	0,01540	0,00943
0,5	5,43	4,12	2,41	1,429	0,910	0,446	0,259	0,1681	0,1172	0,0657	0,0416	0,0285	0,01549	0,00948
0,25	28,1	10,70	3,78	1,825	1,057	0,478	0,270	0,1725	0,1194	0,0664	0,0420	0,0287	0,01553	0,00950
0	–	16,92	4,38	1,955	1,100	0,487	0,273	0,1738	0,1200	0,0666	0,0420	0,0287	0,01553	0,00949
-0,25	12,85	7,48	3,28	1,699	1,014	0,469	0,267	0,1714	0,1188	0,0662	0,0419	0,0286	0,01552	0,00948
-0,5	3,65	3,06	2,01	1,280	0,848	0,430	0,254	0,1656	0,1160	0,0653	0,0415	0,0284	0,01546	0,00945
-0,75	1,699	1,559	1,238	0,916	0,671	0,379	0,235	0,1576	0,1119	0,0640	0,0409	0,0282	0,01538	0,00940
-1	0,978	0,930	0,807	0,658	0,521	0,326	0,213	0,1473	0,1067	0,0622	0,0402	0,0278	0,01525	0,00938
-1,5	0,444	0,434	0,405	0,365	0,319	0,233	0,1692	0,1247	0,0941	0,0576	0,0382	0,0268	0,01492	0,00925
-2	0,252	0,249	0,239	0,224	0,206	0,167	0,1311	0,1026	0,0809	0,0523	0,0357	0,0256	0,01449	0,00906
-2,5	0,1616	0,1606	0,1562	0,1497	0,1416	0,1218	0,1016	0,0836	0,0685	0,0468	0,0330	0,0240	0,01401	0,00883
-3	0,1124	0,1119	0,1097	0,1065	0,1022	0,0914	0,0796	0,0680	0,0577	0,0413	0,0302	0,0225	0,01340	0,00858
-4	0,0630	0,0629	0,0623	0,0609	0,0595	0,0557	0,0510	0,0459	0,0409	0,0319	0,0247	0,01918	0,01209	0,00797
-5	0,0399	0,0398	0,0395	0,0391	0,0384	0,0368	0,0347	0,0322	0,0296	0,0245	0,0200	0,01616	0,01073	0,00732
-6	0,0273	0,0273	0,0272	0,0271	0,0266	0,0258	0,0248	0,0234	0,0220	0,01901	0,01607	0,01350	0,00941	0,00663
-8	0,01484	0,01487	0,01487	0,01482	0,01472	0,01436	0,01403	0,01355	0,01305	0,01186	0,01059	0,00933	0,00709	0,00532
-10	0,00913	0,00913	0,00912	0,00911	0,00905	0,00896	0,00878	0,00859	0,00835	0,00780	0,00719	0,00655	0,00528	0,00416

Tabla 3. Función de Anisotropía  $F(r, \theta)$ 

$\theta$ (grados)	Distancia r (cm)														
	0,25	0,5	0,75	1	1,5	2	3	4	5	6	7	8	10	12	15
1	0,661	0,805	0,854	0,881	0,906	0,922	0,937	0,944	0,953	0,953	0,956	0,957	0,959	0,962	0,969
2	0,683	0,809	0,856	0,882	0,907	0,920	0,936	0,944	0,951	0,952	0,956	0,958	0,960	0,963	0,970
3	0,681	0,811	0,857	0,881	0,906	0,918	0,934	0,943	0,949	0,951	0,956	0,957	0,960	0,964	0,970
4	0,682	0,812	0,857	0,881	0,907	0,921	0,937	0,947	0,952	0,956	0,958	0,961	0,966	0,968	0,975
5	0,683	0,813	0,861	0,885	0,911	0,925	0,938	0,949	0,953	0,957	0,959	0,963	0,967	0,972	0,976
6	0,681	0,815	0,862	0,885	0,911	0,924	0,938	0,949	0,953	0,958	0,960	0,963	0,965	0,971	0,976
8	0,683	0,812	0,859	0,884	0,911	0,925	0,940	0,948	0,953	0,956	0,959	0,961	0,965	0,970	0,978
10	0,685	0,814	0,860	0,885	0,910	0,924	0,941	0,948	0,952	0,955	0,959	0,962	0,964	0,969	0,976
15	0,693	0,820	0,865	0,889	0,915	0,930	0,944	0,952	0,957	0,960	0,963	0,966	0,969	0,975	0,981
20	0,703	0,828	0,874	0,896	0,923	0,936	0,950	0,958	0,962	0,965	0,967	0,970	0,973	0,977	0,984
25	0,717	0,838	0,881	0,904	0,928	0,940	0,954	0,961	0,966	0,969	0,972	0,974	0,977	0,981	0,990
30	0,733	0,846	0,888	0,910	0,934	0,946	0,959	0,966	0,970	0,972	0,975	0,977	0,979	0,983	0,993
40	0,767	0,867	0,904	0,925	0,946	0,957	0,968	0,974	0,978	0,980	0,982	0,983	0,986	0,989	0,999
50	0,805	0,889	0,921	0,938	0,956	0,965	0,975	0,980	0,983	0,986	0,987	0,988	0,990	0,993	1,002
60	0,851	0,915	0,941	0,954	0,967	0,974	0,982	0,986	0,989	0,990	0,991	0,992	0,993	0,996	1,002
70	0,898	0,941	0,959	0,968	0,978	0,984	0,989	0,992	0,993	0,994	0,995	0,995	0,996	0,998	1,001
80	0,947	0,970	0,980	0,985	0,989	0,992	0,995	0,996	0,997	0,997	0,998	0,998	0,998	0,999	1,000
90	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
100	1,057	1,031	1,021	1,016	1,010	1,008	1,005	1,004	1,003	1,002	1,002	1,002	1,001	1,002	1,002
110	1,117	1,062	1,042	1,030	1,020	1,014	1,009	1,007	1,005	1,004	1,003	1,003	1,002	1,004	1,006
120	1,183	1,092	1,059	1,043	1,027	1,019	1,012	1,009	1,007	1,005	1,004	1,003	1,002	1,004	1,009
130	1,254	1,119	1,076	1,054	1,033	1,023	1,013	1,009	1,007	1,005	1,004	1,003	1,002	1,003	1,011
140	1,329	1,143	1,088	1,062	1,037	1,025	1,014	1,009	1,006	1,004	1,003	1,003	1,002	1,003	1,011
150	1,403	1,164	1,100	1,070	1,042	1,028	1,015	1,009	1,006	1,004	1,003	1,002	1,000	1,002	1,009
155	1,442	1,176	1,105	1,073	1,043	1,030	1,017	1,011	1,007	1,005	1,003	1,002	1,001	1,004	1,008
160	1,486	1,189	1,115	1,080	1,048	1,033	1,019	1,011	1,008	1,006	1,005	1,004	1,002	1,003	1,009
165	1,521	1,201	1,121	1,086	1,053	1,037	1,023	1,015	1,011	1,008	1,006	1,005	1,004	1,005	1,010
170	1,547	1,209	1,127	1,089	1,056	1,041	1,024	1,017	1,014	1,009	1,008	1,006	1,005	1,005	1,009
172	1,554	1,209	1,127	1,091	1,058	1,041	1,026	1,018	1,014	1,011	1,008	1,008	1,006	1,006	1,010
174	1,559	1,212	1,131	1,094	1,059	1,043	1,027	1,018	1,015	1,013	1,011	1,009	1,007	1,006	1,011
175	1,561	1,213	1,132	1,095	1,060	1,044	1,028	1,020	1,016	1,014	1,012	1,011	1,009	1,009	1,013
176	1,565	1,215	1,133	1,095	1,060	1,042	1,027	1,020	1,015	1,012	1,011	1,011	1,009	1,010	1,013
177	1,570	1,214	1,131	1,093	1,059	1,042	1,026	1,019	1,014	1,011	1,010	1,008	1,009	1,010	1,011
178	1,574	1,210	1,128	1,091	1,059	1,045	1,029	1,021	1,017	1,015	1,012	1,010	1,010	1,010	1,011
179	1,459	1,204	1,127	1,093	1,058	1,044	1,024	1,013	1,008	1,009	1,007	1,001	1,003	1,004	1,003

Tabla 4. Valores de la función radial de dosis obtenidas de la simulación Monte Carlo

Distancia r (cm)	$g(r)$
0,25	0,9872
0,5	0,9999
0,75	1,0009
1	1,0000
1,5	0,9957
2	0,9907
3	0,9794
4	0,9666
5	0,9525
6	0,9374
7	0,9202
8	0,9021
10	0,8615
12	0,8142
15	0,7322

mente, y un diámetro de la fuente de 0,8 mm y del filtro de 1,75 mm. Cabe señalar que la distribución de tasa de dosis proporcionada por el algoritmo de Sievert mediante

Tabla 5. Ajuste de la función radial de dosis mediante un polinomio de grado 5,  $g(r) = p_0 + p_1r + p_2r^2 + p_3r^3 + p_4r^4 + p_5r^5$ . El  $\chi^2$  por grado de libertad ha sido de 0,53 para el primer ajuste y de 0,23 para el segundo. Además, se han utilizado 16 puntos para hacer el primer ajuste y 280 para el segundo

Parámetro	Intervalo de validez	
	0,1 cm < r < 0,9 cm	0,9 cm < r < 15 cm
$p_0$	$0,86717 \pm 0,00022$	$1,00750 \pm 0,00005$
$p_1$	$1,0311 \pm 0,0013$	$(-6,370 \pm 0,018) \times 10^{-3}$
$p_2$	$-3,2432 \pm 0,0024$	$(-1,132 \pm 0,005) \times 10^{-3}$
$p_3$	$5,114 \pm 0,003$	$(5,9 \pm 0,5) \times 10^{-5}$
$p_4$	$-3,995 \pm 0,004$	$(-3,617 \pm 0,026) \times 10^{-6}$
$p_5$	$1,229 \pm 0,003$	$(7,75 \pm 0,05) \times 10^{-8}$

los coeficientes anteriores presenta discrepancias respecto a la distribución de dosis encontrada por Monte Carlo según las zonas consideradas. Así, si bien enfrente de la fuente (para ángulos comprendidos entre 30° y 160°) las discrepancias no superan el 2%, en la zona con  $\theta$  próximos a 30° las diferencias están comprendidas entre el 1%

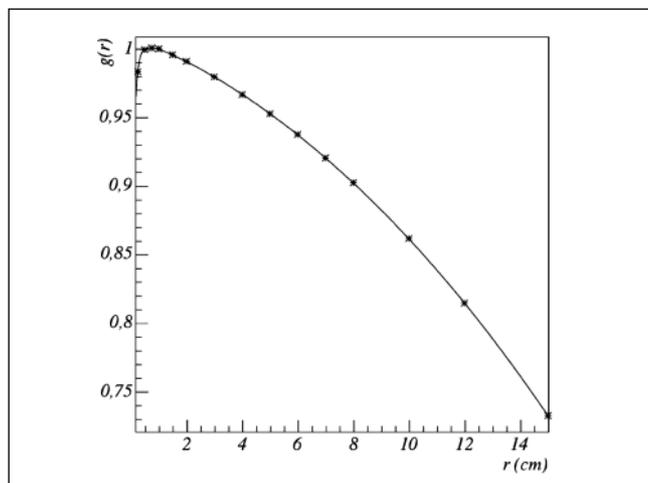


Fig. 3. Función radial de dosis  $g(r)$  de la fuente CSM1. Los puntos representan los resultados de la simulación Monte Carlo, mientras que la línea continua es la representación gráfica de los polinomios que resultan del ajuste (Tabla 4).

y el 3%, y en la zona de  $\theta$  próximos a  $160^\circ$  se presentan diferencias comprendidas entre el 5% y el 8%.

## Conclusiones

En este trabajo se ha obtenido la distribución de la tasa de dosis de la fuente CSM1 usada en equipos de carga diferida automática de baja tasa de CIS mediante métodos Monte Carlo, usando el código de simulación GEANT4 y técnicas de reducción de varianza. Se ha obtenido una tabla de tasa de dosis en agua en coordenadas rectangulares, así como las funciones y parámetros recomendados por el TG43, datos fundamentales en dosimetría clínica tanto para utilizar como entrada de datos de la fuente, como para la validación del sistema de planificación.

## Agradecimientos

Este estudio ha sido financiado en parte por los proyectos FPA2003-07581-C02-01 PTR95.0733.OP del Ministerio de Ciencia y Tecnología. Además D. Granero ha sido becado por la Universidad de Valencia con una beca predoctoral "V Segles".

## Referencias

- Nath R, Anderson LL, Meli JA, Olch AJ, Stitt JA, Williamson JF. Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. *Med Phys* 1997; 24: 1557-1598.
- Ballester F, Pérez-Calatayud J, Limami Y, Lluch J L, Serrano-Andrés MA, Casal E. Cálculo por Monte Carlo de la distribución de tasa de dosis alrededor de las fuentes de Cs-137 "pellet" y CSM1 XII Congreso Nacional de Física Médica, Málaga 2001

- Agostinelli S et al. Geant4 - A Simulation Toolkit. *Nuc Instr and Meth Phys Res A* 2003 A; 506: 250-303. (Véase también <http://geant4.web.cern.ch/geant4.html>).
- Tascherau R, Roy R, Pouliot J. Relative biological effectiveness enhancement of a  $^{125}\text{I}$  brachytherapy seed with characteristic X rays from its constitutive materials. *Med Phys* 2002; 29: 1397-1402.
- Pérez-Calatayud J, Granero D, Ballester F, Puchades V, Casal E. Monte Carlo dosimetric characterization of the Cs-137 selection/LDR source: Evaluation of applicator attenuation and superposition approximation effects. *Med Phys* 2004; 31: 493-499.
- Biggs F, Lighthill R. Preprint Sandia Laboratory. SAND 87-0070 (1990).
- The GEANT4 Collaboration, GEANT4 Physics Reference Manual. <http://geant4.web.cern.ch/geant4/G4UsersDocuments/UsersGuides/PhysicsReferenceManual/html/PhysicsReferenceManual.html>
- Rossi B. High energy particles. (Prentice-Hall, 1952), pp. 77-79
- Cullen D, Hubbell JH, Kissel L. EPDL97: the evaluated photon data library, '97 version. UCRL-50400, Vol. 6, Rev. 5.
- Hubbell JH et al. Relativistic atom form factors and photon coherent scattering cross sections. *J Phys Chem Ref Data* 1979; 8: 69-105.
- Cullen DE. A simple model of photon transport. *Nucl Instr and Meth Phys Ref B* 1995; 101: 499-510.
- Granero D, Ballester F, Puchades V, Casal E, Pérez-Calatayud J. Validación del código GEANT4 para su uso en braquiterapia. *Física Médica* 2003; 4 Supl 1: 55. Abstract
- Lallena AM, Almansa J, Guerrero R. Intercomparación de códigos Monte Carlo en la simulación de fuentes de braquiterapia de media y baja energía. Resultados con GEANT4 y PENÉLOPE. *Física Médica* 2003; 4 Supl 1: 54. Abstract
- Ballester F, Hernández C, Pérez-Calatayud J, Lliso F. Monte Carlo calculations of dose rate distributions around Ir-192 wires. *Med Phys* 1997; 24: 1221-1228.
- Carlsson GA. Theoretical Basis for Dosimetry, The Dosimetry of Ionization Radiation. Vol. I editado por Kase KR, Bjärngard BE y Attix FH. Academic, New York, 1985.
- Gellbard EM, Ondis LA, Spanier J. A new class of Monte Carlo estimators *J SIAM Appl Math* 1966; 14: 697.
- Williamson JF. Monte Carlo evaluation of kerma at a point for photon transport problems. *Med Phys* 1987; 14: 567-576.
- Granero D, Ballester F, Puchades V, Casal E, Pérez-Calatayud J. Técnica de reducción de varianza para la obtención de dosis alrededor de una fuente en braquiterapia mediante Monte Carlo. *Física Médica* 2003; 4 Supl 1: 53. Abstract
- International commission on radiological units and measurements, "Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology", ICRU Report 38 (ICRU, Bethesda, 1985).
- Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF, Meigooni AS. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *Med Phys* 1995; 22: 209-234.
- Williamson JF, Li Z. Monte Carlo aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose-rate  $^{192}\text{Ir}$  sources. *Med Phys* 1995; 22: 809-819.
- Pérez-Calatayud J, Ballester F, Serrano-Andrés MA, Lluch JL, Puchades V, Limami Y, Casal E. Dosimetric characteristics of the CDC-type miniature cylindrical Cs brachytherapy sources. *Med Phys* 2002; 29: 538-543.
- Pérez-Calatayud J, Lliso F, Ballester F, Lluch JL, Serrano-Andrés MA, Casal E, Puchades V, Limami Y. Monte Carlo calculation of dose rate distributions around the Walstam CDC-K-type Cs-137 sources. *Phys Med Biol* 2001; 46: 2029-2040.
- Pérez-Calatayud J, Lliso F, Ballester F, Serrano MA, Lluch JL, Limami Y, Puchades V, Casal E. A Monte Carlo study of dose rate distribution around the especially asymmetric CSM3-a Cs-137 source. *Phys Med Biol* 2001; 46: N169-N174.
- Sievert R. Die Intensitätsverteilung der primären gamma-strahlung in der nahe medizinischer radiumpräparate. *Acta Radiol* 1921; 1: 89-128.

## Dosimetría y garantía de calidad en el tratamiento radioterápico de pacientes embarazadas

F. Lliso<sup>1</sup>, J. Pérez-Calatayud<sup>1,2</sup>, E. Casal<sup>2,3</sup>, V. Carmona<sup>1</sup>, A. Soriano<sup>3</sup>,  
F. Manzano<sup>1</sup>, I. Torres<sup>1</sup>, V. Puchades<sup>1</sup>, E. Tomás<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Unidad de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital La Fe. Valencia.

<sup>2</sup> Departamento Física Atómica, Molecular y Nuclear. Facultad de Física. Valencia.

<sup>3</sup> Centro Nacional de Dosimetría. Valencia.

### Introducción y objetivos

En el tratamiento radioterápico de pacientes embarazadas confluyen circunstancias especiales desde el punto de vista de la protección radiológica, el feto se ve sometido a un riesgo durante la irradiación no siendo el beneficiario directo de la misma y siendo, además, más vulnerable a la radiación que el adulto por hallarse en un período de rápida proliferación. Al igual que en caso de adultos cabe esperar efectos de dos tipos: deterministas y estocásticos, dependiendo en todo caso del momento del embarazo en que se produzca la exposición y de la magnitud de ésta.

Existen publicaciones en las que se describen los posibles efectos de la radiación en el feto, las probabilidades de que ocurra un determinado efecto en función de la dosis recibida y del momento del desarrollo en que se encuentre el feto, analizando las dosis típicas correspondientes a pruebas diagnósticas, de medicina nuclear o de radioterapia<sup>2,3</sup>. En estas guías se establece el límite de dosis que conlleva una consideración especial de la irradiación como 10 mGy, sobre todo en la parte inicial del embarazo.

El documento de la AAPM<sup>1</sup>, focalizado en dosis fetal debida a la radioterapia, presenta datos y técnicas que permiten al radiofísico estimar la dosis susceptible de ser recibida por el feto y reducir ésta con los blindajes pertinentes. En este documento se refiere al límite por encima del cual el riesgo de daño al feto deja de ser bajo como 50 mGy. Se presentan además de los aspectos biológicos, da-

tos de dosis fuera del haz para gran variedad de haces de fotones, así como unas consideraciones profesionales en cuanto a la actuación del radiofísico frente a la irradiación de pacientes embarazadas. Se indica que la preparación debe incluir una estimación de la dosis a recibir por el feto, diseño de protecciones especiales, estudio de las condiciones técnicas y de garantía de calidad del tratamiento, etc, de manera que se minimice la dosis al mismo.

Existen en la literatura, además, algunos trabajos recientes<sup>4-7</sup> que describen la aplicación de estas recomendaciones y los resultados obtenidos para algún paciente concreto. Dada la fuerte dependencia de las condiciones específicas de cada caso, los trabajos muestran disparidad en los resultados incluso en irradiaciones correspondientes a la misma localización y técnicas de tratamiento muy similares. Esto pone de manifiesto que solamente pueden utilizarse como guía los procedimientos y en ningún caso los resultados.

El objetivo de este trabajo es describir la sistemática adoptada en nuestro Servicio basada fundamentalmente en la guía de la AAPM<sup>1</sup>. En nuestro caso se han incorporado un mayor número de puntos de monitorización, así como de medidas adicionales de control de calidad del tratamiento. Se presentan los resultados obtenidos en cuanto a la reducción en la dosis al feto debida al blindaje, así como los detalles técnicos y condiciones para una paciente.

### Material y métodos

En abril de 2001 se tuvo que proceder, en nuestro Servicio, a la irradiación de una paciente embarazada, en el quinto mes de gestación, afectada de un ependimoma anaplásico occipital.

Correspondencia: F. Lliso. Unidad de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital La Fe. Avenida de Campanar, 21. 46009 Valencia. E-mail: lliso\_fra@gva.es

Fecha de recepción: 6-11-2003

Fecha de aceptación: 5-3-2004

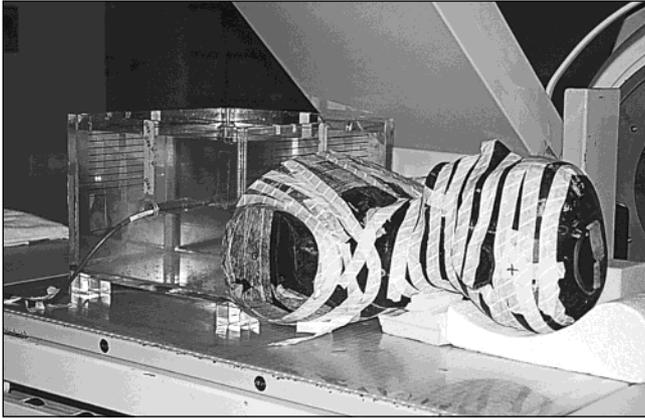


Fig. 1. Vista de las medidas previas. Detalle de la pantalla plomada. Dispositivo para la medida de la dosis absorbida en la posición representativa del feto mediante cámara de ionización.

El tratamiento consistió en administrar una dosis de 55,8 Gy al PTV en 31 fracciones, mediante 2 campos laterales y opuestos con incidencias de brazo de 90° y 270°, de tamaños 11x13 cm<sup>2</sup> e igualmente pesados, siendo la posición de la paciente decúbito supino.

La irradiación se llevó a cabo en el acelerador SLi (Elekta) con fotones de 6 MV conformando los haces con colimador multiláminas.

En este caso, debido a la patología, la energía de elección de partida era la más baja, RX de 6 MV, de este modo la dosis de fuga procedente del cabezal de la Unidad y posibles contaminaciones del haz eran bajas y se evitaba la componente de neutrones.

Además se utilizó como blindaje una pantalla plomada típica de braquiterapia de 2 cm de grosor de Pb, cuyas dimensiones permitieron que se protegiera la mayor parte posible del tronco y abdomen de la paciente, tal y como puede verse en la figura 1. Por otro lado, para disminuir la componente dispersa se eligió conformar con láminas en vez de moldes y evitar el uso de cuñas.

Se estimó por parte del oncólogo radioterapeuta la distancia mínima representativa del feto al isocentro en 50 cm, en la fase del embarazo que involucraba la duración del tratamiento.

La evaluación de la dosis al feto se realizó reproduciendo la situación del tratamiento en maniqués y con un número de unidades de monitor elevado que garantizara la precisión de los resultados. Así se llevaron a cabo medidas de ionización en cubeta de agua junto con las secciones necesarias del maniquí antropomórfico para reproducir la posición y condiciones de dispersión del feto (Fig. 1). Además se colocaron un conjunto de dosímetros termoluminiscentes (TLD), calibrados para esta energía<sup>8</sup>, en tres secciones representativas (5 dosímetros por sección) con el fin de estimar la distribución espacial en el seno del maniquí (Fig. 2). Por otro lado, ya con el maniquí antropomórfico completo (Fig. 3), se situaron TLD en la superficie para correlacionar sus lecturas con

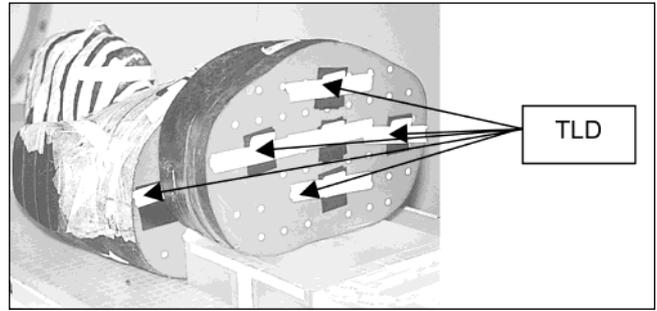


Fig. 2. Vista de dos cortes transversales del maniquí antropomórfico en los que se aprecian las posiciones de los dosímetros TLD.

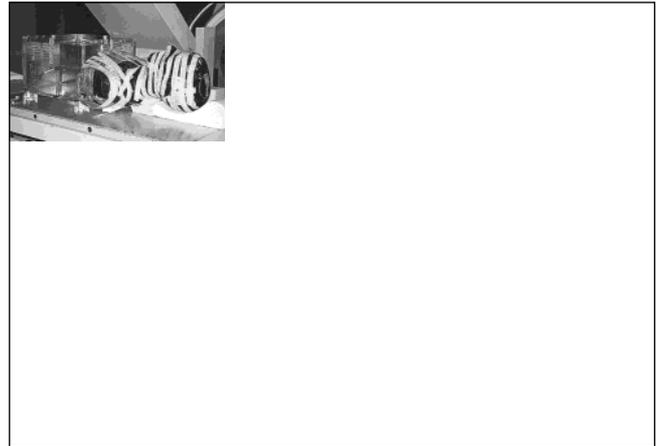


Fig. 3. Vista del maniquí antropomórfico completo en situación de tratamiento en la que se observa la colocación de detectores TLD en la superficie.

las de los situados en el interior y así poder estimar la constancia de las condiciones en esa situación, en la superficie del paciente.

Se adoptaron medidas de garantía de calidad adicionales abarcando los distintos aspectos del tratamiento para asegurar el mantenimiento de las condiciones dosimétricas y geométricas: en cada sesión se colocaron diversos TLD en distintas posiciones en superficie de la paciente en el sentido sagital, se situó la pantalla protectora con arreglo a unas referencias fijas para cada haz, se tomaron fotografías diarias (Fig. 4) en cada situación y el tratamiento fue administrado por el mismo personal técnico.

## Resultados y discusión

En el caso de la paciente que ilustra este trabajo, la dosis total máxima al feto estimada ha sido de 0,9 cGy. Dada los niveles extremadamente bajos de lectura, es difícil asignar a los resultados de ionización la incertidumbre correspondiente a condiciones estándar de medida, pero el resultado obtenido es compatible con las medidas con TLD ( $0,6 \pm 0,4$  cGy) y se encuentra muy por debajo del valor de 5 cGy, establecido por la AAPM como de

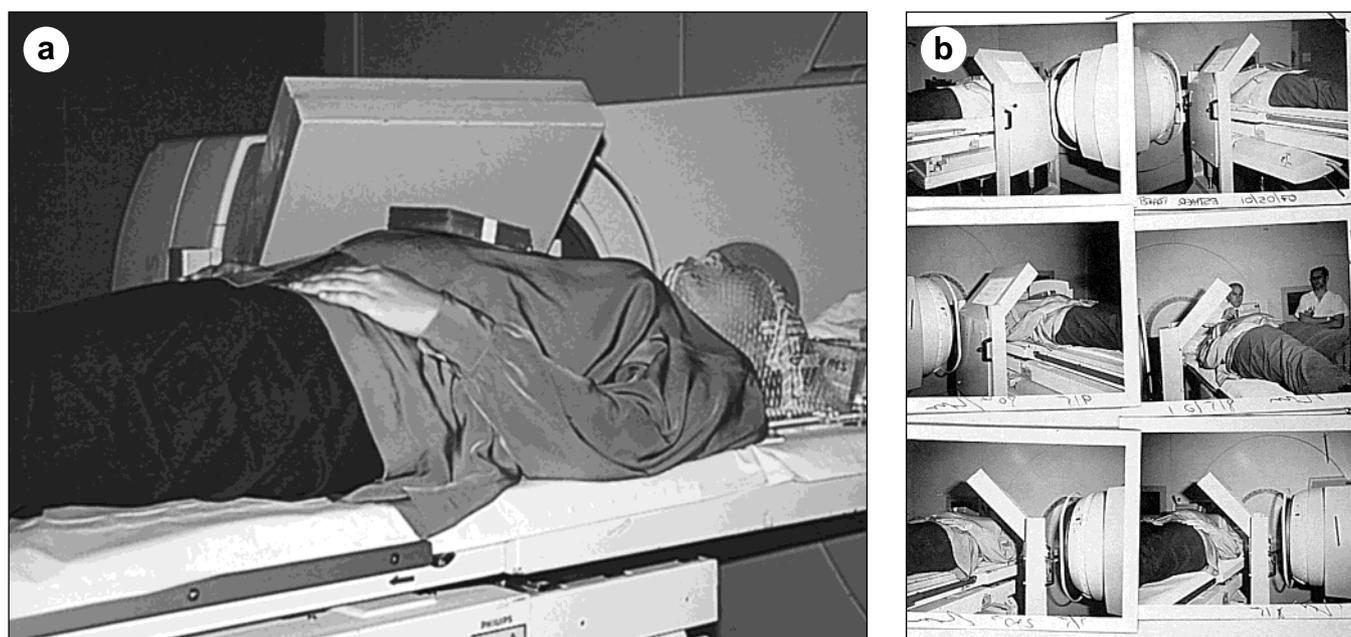


Fig. 4. (a) Vista de una de la incidencias, paciente en tratamiento. (b) Fotografías diarias de comprobación del tratamiento en cada haz.

riesgo bajo. De las medidas realizadas para valorar la distribución de dosis en las secciones transversales se observa que ésta es uniforme en el plano y que disminuye en sentido longitudinal hacia los pies.

En este caso concreto, dado lo favorable de la localización del volumen de tratamiento fue posible utilizar medios de blindaje de manera relativamente simple, una pantalla plomada típica de braquiterapia, que redujo la dosis al 60%.

La complejidad de los medios de protección y la dosis recibida por el feto es muy dependiente de la localización y técnica de tratamiento siendo muy importante el apoyo de otro medio dosimétrico (por ejemplo TLD) tanto para confirmar la estimación como para su uso en la garantía de calidad y registro. La metodología establecida para la verificación dosimétrica y geométrica del tratamiento ha asegurado que las condiciones asumidas en la estimación de dosis se han mantenido en el transcurso del mismo.

## Conclusión

En este trabajo se muestra la estrategia adoptada para el tratamiento radioterápico de una paciente embarazada, junto con la estimación de dosis por dos métodos inde-

pendientes, resultando coherentes entre ellos y arrojando una dosis máxima al feto inferior a los valores aceptados según las recomendaciones.

## Referencias

1. Stovall et al. Fetal dose from Radiotherapy with Photon Beams AAPM report n. 50: Med Phys 1995;22:63-85.
2. International Commission on Radiological Protection. "Pregnancy and Medical Radiation", ICRP Publication 84, Oxford: Pergamon Press, 2000.
3. Comisión Europea. "Guía para la protección del feto y los niños pequeños irradiados debido a la exposición de sus progenitores", Protección Radiológica 100, OPOCE Luxemburgo, 1999.
4. Mayr NA, Wen BC, Saw CB. Radiation Therapy during pregnancy. Obstet Gynecol Clin North Am 1998;25:301-321.
5. Podgorsak MB, Meiler RJ, Kowal H, Kishel SP, Orner JB. Technical management of a pregnant patient undergoing radiation therapy to the head and neck. Med Dosim 1999;24: 121-128.
6. Mazonakis M, Damilakis J, Varferis H, Theohaopoulos N, Gourtsoyiannis N. A method of estimating fetal dose during brain radiation therapy, Int J Radiat Oncol Biol Phys 1999;44:455-459.
7. Nuyttens JJ, Prado KL, Jenrette JM, Williams TE. Fetal dose during radiotherapy: clinical implementation and review of the literature. Cancer Radiothérapie 2002;6:352-357.
8. Casal E et al. Estudio de un sistema automático de dosimetría por termoluminiscencia para su utilización en dosimetría *in vivo* en Radioterapia. Comunicación en el XII Congreso Nacional de Física Médica. Santander, 1999.

**Avances en metrología y planificación en radioterapia de haces externos. Efecto del tamaño del detector y cálculo en medios heterogéneos de baja densidad**

**Autor:** Feliciano García-Vicente  
*Sección Radiofísica.*

*Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de La Princesa, Madrid. España*

**Directores de Tesis:**

Profesor Eduardo Lanzós González y Profesor Eliseo Vañó Carruana

*Lectura de Tesis Diciembre 2003. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.*

El objetivo de esta tesis es la mejora de los procedimientos de medida y cálculo de los campos de radiación utilizados en los tratamientos de radioterapia. En esencia se abordan dos cuestiones, el efecto tamaño del detector y el cálculo en medios heterogéneos de baja densidad analizando tanto sus efectos metrológicos como de cálculo y sus implicaciones clínicas mediante simulaciones en un planificador de tratamientos de radioterapia. El efecto tamaño del detector ocasiona una degradación de las medidas de los perfiles de radiación en la zona de penumbra, aumentando esta con lo cual el efecto clínico final es la sobreirradiación de los órganos de riesgo cercanos al volumen blanco tumoral. En esta tesis se analiza este problema encontrando soluciones matemáticas basadas en la deconvolución de perfiles o bien en el empleo de detectores de radiación de tamaño apropiado. En cuanto al cálculo en medios heterogéneos se analiza el cálculo de los algoritmos de superposición frente a los algoritmos clásicos. Se concluye que en localizaciones tipo pulmón y mama estos algoritmos conducen a una infradosificación significativa de los volúmenes blanco con una pérdida sustancial de probabilidad de control tumoral, por lo que no se recomienda el uso de estos algoritmos en este tipo de localizaciones.

**Measurements and calculations of the radiation dose in patients undergoing Computed Tomography procedures.**

**Autor:** Paz Avilés Lucas

**Directores de tesis y lugar de realización del trabajo:**

David Roger Dance y Eliseo Vañó Carruana

*Departamento de Física Médica del Hospital Royal Marsden (The Royal Marsden NHS Trust Hospital) de*

*Londres, fue posible gracias a una beca Marie Curie de la Unión Europea englobada en el programa Nuclear and Fission Safety.*

La necesidad de disponer de parámetros individuales de dosis a pacientes que reflejen la variación en composición, tamaño, y posición del paciente durante un examen de Tomografía Computarizada (TC) ha motivado nuestro trabajo. Hasta ahora, se han calculado las dosis en órganos independientemente del tamaño y de la posición del paciente. Sin embargo, las dosis individuales en cada paciente pueden ser significativamente mayores que los valores medios de los que disponemos en estos momentos. Muchas publicaciones han reconocido recientemente la necesidad de estimar valores de dosis más realistas además de la importancia de adaptar los parámetros del estudio a las características específicas de cada paciente. El kerma en aire en la superficie de entrada es un parámetro que puede medirse o calcularse en pacientes individuales. Además puede usarse para auditar la dosis a pacientes y para estimar el riesgo de radiación en algunos procedimientos específicos de TC tales como los de fluoroscopia o perfusión en TC que están cobrando importancia en estos últimos años. El efecto del tamaño y la posición del paciente sobre el kerma en aire en la superficie de entrada, el valor de pico del kerma en aire en la superficie de entrada y la energía impartida ha sido investigado en maniqués y pacientes sometidos a estudios de TC con modelos teóricos y medidas experimentales. En esta tesis hemos demostrado que el producto kerma en aire-longitud es prácticamente independiente del tamaño del paciente (para pacientes adultos), pero decrece a medida que la superficie anterior de medida se mueve verticalmente alejándose del isocentro. La contribución principal a esta variación proviene del filtro de forma del haz. Se han desarrollado nuevos modelos computacionales (uno analítico y otro basado en el método de Monte Carlo para el transporte de fotones en un medio material), que han permitido predecir el comportamiento del producto kerma en aire-longitud en superficie, incluyendo el efecto de las técnicas de modulación de corriente recientemente implementadas en estos sistemas. Con estos modelos hemos demostrado que las medidas que emplean maniqués dosimétricos estándar para cuerpo en una posición estándar pueden subestimar la dosis en piel en pacientes reales (hasta un 37% para pacientes adultos). Los resultados obtenidos muestran también que la energía impartida al

paciente es casi independiente de su posición (dentro del 3%) y de su forma (dentro del 5%) y está principalmente influenciado por el tamaño del paciente. Sin embargo, hemos encontrado diferencias de hasta un 45% para el kerma en aire en regiones interiores al maniquí de cuerpo estándar cuando éste se mueve verticalmente. Este nuevo resultado resalta la importancia del cálculo de dosis en órganos considerando el tamaño y la posición de éstos dentro del plano tomográfico. En esta tesis hemos desarrollado y optimizado un método basado en detectores de termoluminiscencia (TL) para la medida del valor promedio del kerma en aire en la superficie de entrada de 113 pacientes sometidos a exámenes diagnósticos de TC en diferentes equipos. Para unos parámetros de ex-

posición fijos, el efecto del diseño del escáner en el kerma a la entrada ha demostrado ser significativamente mayor (diferencias del 70% entre los sistemas estudiados) que aquel causado por diferencias en la zona anatómica investigada o por el tamaño del paciente (7% para exámenes de cuello-hombros, tórax y abdomen-pelvis) o debidas a la posición del paciente (20% para desplazamientos de 3 cm en el eje vertical del plano tomográfico alrededor del isocentro). Hemos demostrado además que el kerma en aire en la superficie de entrada puede también estimarse (dentro de una diferencia 7-8% respecto a las medidas directas con detectores de TL) con medidas con maniqués estándar o con cálculos basados en el nuevo modelo de Monte Carlo desarrollado.

## POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA

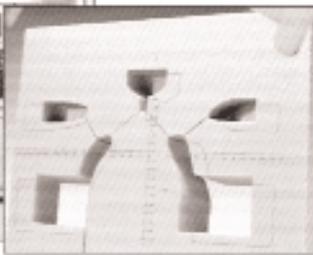
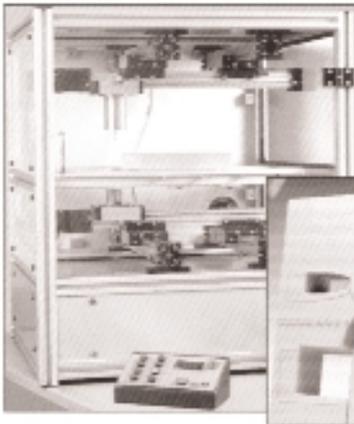
### FABRICACIÓN DE MOLDES

**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. **Crisoltes 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**.

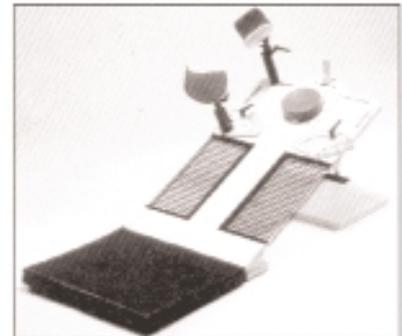
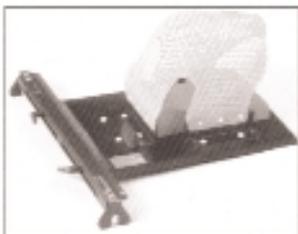
**Materiales para bolus**. **Marcadores adhesivos**. **Tomadores de contorno y espesores corporales**, etc.



### FIJACIÓN Y POSICIONAMIENTO

**Inmovilización de pacientes** mediante bandejas de fijación, adaptables a las cunas 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. **Banos** termostáticos.

**Colchones o almohadillas plásticas**, que rigirizan 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 Martín, 11 - 28014 Madrid - España - Tel: 91 461 11 11 - Fax: 91 461 11 12

### Curso Básico en Física Médica

La Sociedad Española de Física Médica, como ya se había anunciado (*Rev. Fis. Med* 2(4), 2003), ha programado un curso de formación básica en física médica. El objetivo de este curso es facilitar unos conocimientos teóricos fundamentales de todas las herramientas básicas que son utilizadas en las actividades de la Física en las Ciencias de la Salud, y que sirvan de soporte a las unidades docentes en la formación de especialistas en Radiofísica Hospitalaria.

Para la realización y organización de este curso, la SEFM ha establecido un acuerdo de colaboración con la Universidad Internacional de Andalucía ([www.unia.es](http://www.unia.es)).

El curso se ha diseñado en diferentes módulos auto-consistentes en sí mismo, de forma que puedan realizarse el curso completo o módulos independientes.

En esta primera edición, el curso completo tendrá una duración de tres semanas y se realizará, en régimen de internado, en la Sede Antonio Machado de la Universidad Internacional de Andalucía, localizada en Baeza (Jaén), entre los días 8 a 24 de noviembre de 2004.

La SEFM y su Comisión de Docencia califican este curso como altamente recomendable para los especialistas en radiofísica hospitalaria en formación, para adquirir los conocimientos teóricos básicos para el inicio de la actividad profesional en todas sus facetas; y en ese mismo sentido se transmitirá a las unidades docentes desde la comisión nacional de la especialidad.

Para contribuir y facilitar la asistencia a este curso, la Universidad Internacional de Andalucía y la SEFM establecerán un sistema especial de becas para los especialistas en formación que pertenezcan a la SEFM.

Toda la información se publicará oportunamente en [www.sefm.es](http://www.sefm.es) y en [www.unia.es](http://www.unia.es).

Los diferentes módulos de que consta el curso para 2004 son:

- CB1 Medida de la radiación.
- CB2 Bases físicas, equipos y Control de Calidad en Radiodiagnóstico.
- CB3 Bases físicas, equipos y control de calidad en Radioterapia Externa I.
- CB4 Bases físicas, equipos y control de calidad en Radioterapia Externa II.
- CB5 Bases físicas, equipos y control de calidad en Braquiterapia.
- CB6 Bases físicas, equipos y control de calidad en Medicina Nuclear.
- CB7 Funciones del Radiofísico en la Protección Radiológica Hospitalaria.

- CB8 Oncología básica para Radiofísicos y principios de Radiobiología.

### Noticias EFOMP

El día 1 de Mayo se celebró el *Meeting* anual de la *European Federation of Organizations for Medical Physics* en Limasol (Chipre) a la que asistimos como delegados de la SEFM.

Entre las distintas exposiciones que allí se realizaron destacamos especialmente la de nuestros compañeros Teresa Eudaldo como coordinadora del comité *Education Training and Professional matters* y de José Hernández Armas coordinador del comité *on European Union matters*.

Teresa Eudaldo expuso en su informe las becas y ayudas concedidas así como los documentos de la EFOMP recientemente publicados de interés para todos:

Policy statement nº 11:

Guidelines on Professional Conduct and Procedures to Be Implemented in the Event of Alleged Misconduct. *Physica Medica* XIX (2003) 227-229.

(<http://www.efomp.org/policy/policy11.pdf>)

ESTRO/EFOMP colaboración:

Guidelines for education and training of medical physicist in radiotherapy. Recommendations from an ESTRO/EFOMP working group. *Radiotherapy and Oncology* 70 (2004) 125-135.

(<http://www.estroweb.org/ESTRO/upload/GUIDELINES/CC-MPhys.pdf>)

Se aprobó por unanimidad la necesidad de existencia de una revista científica propia de la EFOMP en todo el ámbito de la física médica europea. Las sociedades francesa, alemana e italiana expresaron su interés por adoptarla como su revista oficial, siendo el idioma oficial de la revista el inglés. Por nuestra parte se vio favorable la creación de la nueva revista y al mismo tiempo presentamos ante el Consejo la revista española de Física Médica, con buena acogida por el presidente Dr. Alberto del Guerra y proponiendo a la SEFM su auspicio por parte de la EFOMP.

Nuestro compañero José Hernández Armas presentó un exhaustivo informe sobre la educación de *Medical Physics Experts* en radioprotección en los diferentes países europeos, decidiéndose la creación de un grupo de trabajo para la elaboración de un documento de la EFOMP. El documento presentado por José Hernández está accesible a través de la web de la SEFM ([www.sefm.es/docs/otros/radpexUE.pdf](http://www.sefm.es/docs/otros/radpexUE.pdf)).

Se aprobó la entrada a nuevos miembros de la EFOMP, las sociedades la República Checa y de Macedonia. El lis-

tado completo de las sociedades miembros de la EFOMP, así como de la composición de su junta directiva, puede ser consultada en la web [www.efomp.org/members.html](http://www.efomp.org/members.html).

El año 2005 se celebrará en Nuremberg (Alemania) los días 14 al 17 de septiembre, un evento de interés para toda la comunidad de Física Médica como es la "International Conference of Medical Physics 2005", organizada por la IOMP (Organización Internacional de Física Médica) que incorpora el Congreso Europeo de Física Médica (EFOMP) además de la reunión anual de la sociedad alemana de física médica (DGMP). Además este evento contará en los días previos con un simposium conjunto con la AAPM, cuyo tema provisional es "Image guided Radiation Therapy".

Finalmente, fue aprobada por unanimidad la candidatura que presentamos de Málaga como sede para la celebración del *Council Meeting* del 2006. Los días previos a esta reunión se organizará un evento científico organizado por la SEFM abierto a toda la comunidad de Física Médica.

**José Pérez Calatayud  
Alfredo Serna Berná**

*Delegados de la SEFM para la EFOMP*

## RESEÑAS BIBLIOGRÁFICAS

***Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology. Physical Principles and Clinical Applications***  
Horst Aichinger, Joachim Dierker, Sigrid Joite-Barfub and Manfred Säbel

Springer-Verlag 2003. ISBN 35404428711

Se trata de un texto relativamente breve y a la vez condensado sobre Radiología Diagnóstica dividido en dos bloques fundamentales, completados con un interesante repertorio de parámetros, figuras y tablas en formato electrónico, útiles para determinados cálculos dosimétricos a pacientes y de optimización de la relación señal-ruido entre otros. Quizás una de las características fundamentales de este libro sea la complementariedad de dos puntos de vista que sobre la Radiología Diagnóstica presentan un radiofísico hospitalario y tres físicos que desarrollan su actividad en grupos de trabajo dentro de una empresa dedicada a obtener soluciones a problemas médicos bajo la óptica de la ingeniería aplicada.

Las dos partes fundamentales que conforman la estructura del libro son:

- **Principios Físicos**, donde se aborda la parte física de la radiación, producción, interacción de los fotones con la materia y parámetros de cuantificación de la radiación. También se tratan las características fundamentales de los sistemas que captan la imagen y conceptos de calidad de imagen y de dosis.
- **Aplicaciones Clínicas**, referidas a situaciones clínicas respecto a la dosis recibida por el paciente, calidad de imagen y optimización equilibrada entre dosis y calidad de la información obtenida en el estu-

## Becas para Congresos Internacionales

El Comité Científico de la SEFM ha concedido las tres becas para asistencia a congresos internacionales (RSNA, ASCO, ...), patrocinadas por entidades asociadas a miembros de la SEFM, a los artículos publicados durante 2003 en la *Revista de Física Médica*:

– M. Baeza, A. Calzado, P. Morán, L.M. Morán, R. Rodríguez. Estimación de las dosis de tomografía computarizada en cinco centros para indicaciones frecuentes en cinco áreas anatómicas. *Rev.Fis.Med* 2003; 4(1): 7-17

– M. Salvadó i Artells, M. López Tortosa, J.J. Morant Echevarne, A. Calzado Cantera. Cálculo de dosis impartidas con equipos de tomografía computarizada (TC) sobre maniqués divididos en voxels. Validación preliminar de un programa de simulación basado en el método de Montecarlo. *Rev.Fis.Med.* 2003; 4(2): 107-115

– P. Ruiz Manzano, M.<sup>a</sup> A. Rivas Ballarín, D. Abós Olivares, M. Canellas Anoz, E. Millán Cebrián, J.A. Font Gómez, P. Ortega Pardina. Comentarios sobre la estimación de dosis en terapia con I-131. *Rev.Fis.Med.* 2003; 4(1): 47-50

dio reduciendo por ejemplo la cantidad de radiación dispersa. Se describe un método para la estimación de dosis en órganos y dosis efectiva y se comentan técnicas de mejora de imagen en Radiología General y en angiografía y mamografía en particular.

Al final del texto aparece un suplemento que completa los temas discutidos y que representa una colección de espectros continuos de radiación medidos para tubos diagnósticos y completados con determinados parámetros de simulaciones y medidas en maniqués para estimar dosis a pacientes como por ejemplo los coeficientes de interacción para los elementos más comunes, influencia sobre la imagen final de sistemas de reducción de radiación dispersa, etc. La mayoría de todos estos datos se recogen en una serie de hojas de cálculo dentro de un CD que acompaña al libro y que se presentan organizados de forma interactiva con la rigidez de documentación en pdf. También es de destacar que después de cada capítulo aparece un completo y extenso apartado sobre referencias bibliográficas. Es bien cierto que algunos temas como la radiología digital podrían tener un mayor peso específico en el libro en el desarrollo de principios físicos, pensando en que ya es realidad y futuro.

En definitiva se trata de un trabajo que sin pretender sustituir ningún texto estándar sobre la Física de la Radiología Diagnóstica resulta ser bastante interesante, fundamentalmente por el punto de vista desde el que se configura.

**José Macías Jaén**

*Radiofísico Hospitalario*

*Servicio de Radiofísica Hospitalaria*

*Hospital Regional Universitario Carlos Haya*

*Málaga*

## Acceso al título de especialista de los compañeros de probada categoría profesional que ejercen fuera de España

Estimado amigo:

Como recordarás, durante la celebración del XIII Congreso de Física Médica que se celebró en Málaga, el Dr. Andreo aludió a que él no tenía el título español de especialista en Radiofísica Hospitalaria, lo que hace suponer a los oyentes presentes en la sala, que lo había solicitado.

La nota informativa que publica el Dr. Brosed en la página web de la SEFM, con motivo del nombramiento del Dr. Andreo de Director de la División de Salud Humana del O.I.E.A. también parece aludir a que el Dr. Andreo aún no tiene el título de especialista en RFH.

Vaya en primer lugar mi más sincera enhorabuena, y la de toda la CNRFH, al Dr. Andreo por este merecido nombramiento, pero que gustaría poner en conocimiento de los miembros de la SEFM algunos datos sobre el título de especialista de Radiofísica en España, para evitar equívocos y confusiones.

Como tú sabes muy bien, el título de especialista en Radiofísica Hospitalaria (RFH) en España, es un título oficial que sólo emite y otorga el Ministerio de Educación, Cultura y Deportes (MECD), organismo soberano que establece las condiciones para acceder a todos los títulos que emite, condiciones que, tras ser consensuadas se publican en el BOE en forma de Reales Decretos.

La Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria, es sencillamente un órgano asesor técnico de los Ministerios de Sanidad y Educación, en los temas de su competencia; pero su asesoramiento se tiene que limitar necesariamente a aquellos temas de los que le solicitan opinión, y ésta no es vinculante.

En relación con el acceso al título de especialista en RFH a través de la vía transitoria establecida por la O.M. de 12 de Junio de 1998 (BOE 19/6/98) para los radiofísicos que en ese momento estuvieran trabajando en España, sabemos que hubo 379 solicitudes, de las que sólo 345 llegaron a la Comisión, y ésta ha emitido informe motivado de cada uno de estos 346 expedientes.

El acceso al título de especialistas de nuestros compañeros de probada categoría profesional que ejercen fuera de España, **cuyos expedientes nunca han llegado a la CNRFH**, ha constituido una preocupación constante para ésta, preocupación que queda reflejada y registrada en ocho actas redactadas entre febrero de 1999 y diciembre de 2001.

Transcribo, a modo de ejemplo, los comentarios de una de las actas: “*Se vuelve a plantear la preocupación de es-*

*ta Comisión por el acceso al título de los compañeros Radiofísicos de prestigio que están trabajando fuera de España. Se pretenden fórmulas que faciliten los trámites administrativos para que estas personas puedan acceder al título. A la vez que se registra un elogio hacia ellas”*. Tras nuevas llamadas de atención a través de las actas y consultas directas al Ministerio de Educación relacionadas con este asunto, el acta n.º 47 correspondiente a la reunión celebrada el 13 de diciembre de 2001, dice que el Ministerio de Educación informa que desde allí consta que se les escribió la última vez el 10 de febrero del año 2000 y en diciembre de 2001 el MECD no había recibido respuesta.

Con esta carta quiero sencillamente poner de manifiesto la preocupación y ocupación de la CNRFH sobre este asunto.

En mi nombre propio y el de la CNRFH reitero nuestra más cordial y sincera enhorabuena al Dr. Andreo por su nombramiento.

Muy agradecida por tu atención, recibe un afectuoso saludo.

**María Cruz Paredes**  
*Presidenta de la CNRFH*

## Foro permanente de protección radiológica en el medio hospitalario

### 1. Introducción

El Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) según establece su ley de creación, en relación con sus funciones y responsabilidades, tiene plena competencia en materia de protección radiológica de los trabajadores, el público y el medio ambiente.

La Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) y la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) son sociedades científicas cuyo objetivo es agrupar a todos los profesionales españoles en sus respectivas materias de interés, configurando un espacio de diálogo, comunicación, información y participación entre sus asociados, el público y las empresas e instituciones públicas y privadas cuya actividad tenga relación con esas materias.

Tanto la SEPR como la SEFM cuentan con un número significativo de asociados cuya actividad profesional se desarrolla con implicación en los temas de protección radiológica asociados al diseño, licenciamiento, construcción y funcionamiento de las instalaciones radiactivas presentes en el medio hospitalario.

Sin menoscabo de la autoridad del CSN, la aplicación y mantenimiento de una adecuada cultura de seguridad y protección radiológica, requieren que las actitudes y relaciones entre el Organismo Regulador y los profesionales que realizan funciones de protección radiológica en las instalaciones, se desarrollen en un marco que favorezca la comunicación y las buenas relaciones.

Este marco debe permitir la discusión conjunta de objetivos, requisitos reguladores y optimización de los recursos disponibles. Con ello se contribuirá a asegurar que los temas de protección radiológica en las instalaciones radiactivas del medio sanitario reciben la atención requerida en función de su importancia, bien sea directamente, a través de las actuaciones del CSN, o indirectamente a través de la influencia de las opiniones técnicas de los profesionales en la toma de decisiones por parte de los titulares de las instalaciones radiactivas.

## 2. Misión

El Foro CSN/SEPR-SEFM tiene como misión facilitar un diálogo permanente que favorezca la mejora de la seguridad y la protección radiológica en las instalaciones radiactivas del medio hospitalario y de la eficacia del funcionamiento de las mismas.

## 3. Estructura

La estructura de relación CSN/SEPR-SEFM es la siguiente:

- Comité del Foro: La participación del CSN es liderada por el Director Técnico de Protección Radiológica y la de las SEPR y SEFM por los presidentes de las dos Sociedades. Son miembros permanentes del comité por parte del CSN: el Subdirector de Protección Radiológica Operacional, el Subdirector de Protección Radiológica Ambiental y cuatro Jefes de Área cuyos temas de trabajo están relacionados de alguna manera con las instalaciones Radiactivas Médicas. Por parte de la SEPR y la SEFM son miembros del comité los presidentes de ambas Sociedades y tres representantes por cada una de las dos Sociedades, designados entre sus asociados que desarrollen su actividad profesional en el medio sanitario. Uno de ellos ejerce de secretario del Foro.

- Grupos de trabajo *ad-hoc*: Dependientes del Foro, tendrán la composición que en cada caso se acuerde por este en función del tema que se les encomiende. Su duración estará limitada a la de los trabajos que realicen.

## 4. Actuaciones a desarrollar en el foro

Sin perjuicio de las relaciones entre el CSN y los titulares de las instalaciones radiactivas existentes en el medio hospitalario, las actuaciones a desarrollar en el Foro son las siguientes:

a) Establecimiento de grupos de trabajo sobre temas de interés común en materia de protección radiológica

en instalaciones radiactivas del medio sanitario. Estos grupos podrán realizar actividades a corto, medio y largo plazo, de acuerdo con la programación que en cada caso establezca el Foro. Las actividades a desarrollar por estos grupos se referirán fundamentalmente a:

- Aplicación práctica de reglamentación y requisitos reguladores.

- Análisis de nuevas normas, requisitos y recomendaciones.

- Identificación de necesidades y carencias en la normativa, en las instalaciones y en las organizaciones de apoyo (laboratorios, asistencia técnica, etc) y estudio de posibles soluciones para las mismas.

b) Coordinación de las cuestiones de interés para ambas partes relativas a temas genéricos o comunes para un número significativo de instalaciones radiactivas del medio sanitario.

c) Intercambio de información entre ambas partes sobre actividades, programas o planes, en curso o previstos, relacionados con temas de protección radiológica en las instalaciones radiactivas del medio sanitario.

Es responsabilidad de la SEPR y la SEFM canalizar adecuadamente la participación de sus asociados así como informar a estos sobre las actividades desarrolladas y de los resultados que se deriven de las mismas.

El Comité del Foro efectúa un mínimo de dos reuniones generales cada año.

## 5. Temas de trabajo definidos

Hasta el momento de redacción de este artículo se han definido catorce temas de interés común para ser desarrollados mediante grupos de trabajo. La identificación y objetivo de cada uno de ellos son los siguientes:

1. Protección radiológica de trabajadoras gestantes expuestas a radiaciones ionizantes

Objetivo: Elaborar un documento de criterios específicos y de categorización de puestos de trabajo

2. Adaptación de la nueva clasificación de zonas y de personal

Objetivo: Proponer criterios adaptados al medio hospitalario y elaboración de un Manual General de Protección Radiológica

3. Vertido de efluentes

Objetivo: Establecer límites operativos a partir de las directrices reglamentarias

4. Residuos radiactivos sólidos

Objetivo: Revisar la normativa y proponer guías o reformas adaptadas al caso hospitalario (residuos con isótopos de vida muy corta)

5. Autorizaciones de nuevas instalaciones y modificación de las existentes

Objetivo: Analizar y proponer procedimientos operativos para agilizar e incrementar la eficiencia de los trámites que regula la normativa vigente

## 6. Metrología

Objetivo: Definir las necesidades prioritarias en el área de protección radiológica y proponer acciones

## 7. Licencias de supervisor y de operador

Objetivo: Analizar las diferencias en RD, MN y RT. Proponer acciones.

## 8. Terapia metabólica

Objetivo: Elaborar criterios armonizados de ingreso y alta de pacientes.

9. Contaminación interna en Medicina Nuclear y en el uso de fuentes no encapsuladas

Objetivo: Elaborar directrices para armonizar las medidas de vigilancia para diversas situaciones.

## 10. Dosimetría de área

Objetivo: Elaborar criterios para la asignación de dosis personales en diversas situaciones.

11. Directrices del RD 413/1997 sobre trabajadores de empresas externas

Objetivo: Elaborar criterios de protección radiológica aplicables en el medio hospitalario

## 12. Formación continua

Objetivo: Establecer esquema de categorías y grupos, incluyendo al personal sin licencia

13. Estructura de los Servicios de Protección Radiológica en hospitales

Objetivo: Revisar la clasificación de los componentes y proponer guías de actuación

## 14. Servicios de Vigilancia Médica

Objetivo: Revisar su situación con la nueva normativa y a la luz de la Ley de Prevención de Riesgos

## 6. Sumario de documentos producidos en el marco del foro

Protección radiológica a trabajadoras gestantes expuestas a radiaciones ionizantes:

El nuevo límite de 1 mSv al feto durante el periodo de embarazo obliga al establecimiento de ciertas condiciones en los puestos de trabajo que desempeña la mujer trabajadora gestante expuesta a radiaciones ionizantes.

El documento del Foro establece los lugares de trabajo donde las trabajadoras gestantes no pueden desarrollar su actividad profesional y elabora varios documentos con información más reducida dirigidos a los médicos y a las trabajadoras.

Además el documento establece cuál es la máxima dosis en abdomen que puede proporcionar 1 mSv al feto. Esta dosis ha sido calculada en 2 mSv.

Este documento acaba de ser publicado y está disponible en las páginas electrónicas. Su contenido está en proceso de divulgación.

Preparación de un Manual General de Protección Radiológica:

La nueva Reglamentación establece que los Servicios y Unidades de Protección Radiológica deben elaborar un Manual de Protección Radiológica para

adaptar sus actividades a la nueva clasificación de áreas de trabajo, y la clasificación de trabajadores expuestos considerando los límites de dosis actuales. También se debe considerar la necesidad de elaborar un programa de garantía de calidad para la protección al paciente.

El grupo del Foro decidió que sería muy útil redactar un Manual General que ayudara a los usuarios a la elaboración de sus manuales específicos, con un esquema común para todos.

El Manual General está disponible en la página electrónica de las dos Sociedades.

Gestión de Residuos Radiactivos Sólidos:

El Consejo de Seguridad Nuclear ha publicado una guía para cubrir las necesidades que existían para realizar la correcta gestión de los residuos radiactivos. Esta guía se basa en los valores de actividad del TEC - DOC - 2000 del documento IAEA.

El Foro revisó la guía y apuntó la necesidad de la creación de una normativa legal que incluya el contenido de esta guía.

La guía fue publicada a principios de año 2002. Posteriormente, se ha publicado la Orden del Ministerio de Economía ECO/1449/2003 de 21 de mayo de 2003 sobre gestión de materiales residuales sólidos con contenido radiactivo generados en Instalaciones Radiactivas de 2ª y 3ª categoría en las en las que se manipulen o almacenen isótopos radiactivos no encapsulados. Dicha Orden, recoge el contenido de la Guía.

Un reciente grupo de trabajo tiene el objetivo de preparar un procedimiento general y práctico para aplicar las normas indicadas, haciendo uso de las dos Guías Técnicas producidas por la SEPR en colaboración con EN-RESA, ampliamente divulgadas.

Autorización de nuevas instalaciones y Modificación de las instalaciones en operación:

El consejo de Seguridad Nuclear elaboró un documento sobre la aplicación de la nueva reglamentación en el licenciamiento de las Instalaciones radiactivas, presentando sus conclusiones al Foro. Así mismo, en este mismo documento, se estableció en que casos era imprescindible que se efectuase una visita de Inspección previa a la modificación de la autorización vigente de la instalación.

Este es un documento interno del Consejo de Seguridad Nuclear.

Criterios de vertido de Efluentes Radiactivos:

Nuestra nueva Reglamentación de Protección Radiológica que incluye la Directiva 96/29/EURATOM no contiene los nuevos valores para los límites Anuales de Incorporación.

El documento del Foro incluye esos límites y futuras nuevas condiciones para las instalaciones, como

las que conciernen a la actividad límite que cada instalación puede verter a la red general de alcantarillado.

El documento está disponible en la página electrónica de las dos Sociedades. Un grupo de trabajo recientemente constituido, debe preparar un procedimiento práctico para su aplicación.

#### Metrología

El Foro elaboró en octubre de 2002 el documento de "Necesidades de calibración en el ámbito hospitalario español", donde se han identificado las carencias de calibración de los equipos de medida en diferentes áreas del campo médico, y se han propuesto una serie de actuaciones tales como:

- Poner en conocimiento de la Autoridad Sanitaria la necesidad de la dotación instrumental necesaria para dar cumplimiento al contenido de la reglamentación sobre criterios de calidad en Radiodiagnóstico, Medicina Nuclear y Radioterapia

- Dotar al laboratorio de Metrología del CIEMAT de medios humanos y materiales que permitan en un período no superior a tres años estar en condiciones de dar un servicio adecuado en este campo

- Establecer un programa a corto plazo conducente a la dotación de equipos de medida a los hospitales y facilitar su calibración y verificación

- Buscar la financiación necesaria por parte de los Organismos implicados

El documento está disponible en la página electrónica de las dos Sociedades. Por parte del CSN, se están impulsando acciones ante los Organismos pertinentes, para tratar de poner en marcha actuaciones que cubran las carencias identificadas.

#### 7. Grupos de trabajo abiertos

Además de las acciones en curso ya indicadas en puntos anteriores, existen tres grupos de trabajo operativos tratando los siguientes temas:

- Contaminación interna en Medicina Nuclear y en la utilización de fuentes no encapsuladas

- Dosimetría de área. Criterios para la asignación de las dosis

- Terapia Metabólica. Criterios de alta radiológica de los pacientes

Se tiene previsto que estos tres grupos vayan preparando sus respectivos documentos a lo largo del 2004.

#### 8. Apreciación de la actividad del foro

El Foro lleva operando 3 años. Su trabajo ha sido muy positivo en el sentido de la relación establecida entre el Organismo Regulador y los usuarios.

Por otra parte, la calidad técnica y el interés de los documentos elaborados por el Foro es muy importante para el mejor funcionamiento de las instalaciones y para fomentar la cultura de seguridad.

Es un propósito firme y mantenido de las organizaciones y personas que componen el Foro, asegurar la distribución y divulgación amplia de los resultados de su trabajo.

**C. Álvarez, M. Rodríguez**

*Consejo de Seguridad Nuclear.*

**B. Fernández**

*SEPR-SEFM.*

#### Reunión Europea sobre Formación en Física Médica convocada por el grupo EMIT

El consorcio EMIT (*European Medical Imaging Technology Training*) está formado por un grupo de profesionales de diferentes centros universitarios, hospitales e instituciones, interesados e implicados en el desarrollo de herramientas y procedimientos para la formación de jóvenes físicos médicos en el entorno europeo.

El consorcio EMIT ha desarrollado, bajo el patrocinio de un programa europeo "Leonardo da Vinci", sendos módulos de formación en técnicas de imagen médica, uno sobre Resonancia Magnética (MRI) y otro sobre Ultrasonidos (US). Ambos están concebidos como herramientas de autoaprendizaje, bajo la supervisión de un físico médico experto, en un entorno hospitalario. El soporte es, para cada uno de ellos, un CD que contiene un libro electrónico (e-book) y una muy amplia colección de imágenes, estructurada conforme al texto básico y con enlaces desde él, así como algunos otros materiales complementarios. En su libro electrónico cada módulo incorpora:

- Una relación de competencias del físico médico, basada en el esquema del IPEM británico

- Una guía de trabajo con tareas (tasks) específicas, dirigidas a la preparación para las competencias previstas

- Una programación estructurada, con asignación de medios y tiempos para cada tarea

Debe notarse que no se trata de un libro de texto a la manera convencional sino más bien de una guía de formación, cuyo mayor valor es su propia organización y su apoyo en las imágenes que aporta. En cualquier caso, cada tarea contiene explicaciones y referencias, así como los protocolos a seguir en su realización. También plantea cuestiones y problemas a resolver por el alumno. Cada uno de los libros electrónicos corresponde a un volumen de aproximadamente 250 páginas y la programación global de cada módulo prevé un período de 80 días de trabajo, esto es, unos cuatro meses. A ese período puede seguir otro de dos meses adicionales en determinadas situaciones.

El proyecto EMIT es, de hecho, una extensión de otro anterior, completado hace cuatro años aproximadamente que, bajo la denominación EMERALD, desarrolló tres módulos de similares características, dedicados a Radiodiagnóstico, Medicina Nuclear y Radioterapia. Originalmente estos materiales estaban impresos de manera con-

vencional y sólo las imágenes se suministraban en CD. No obstante, está ya a punto la versión electrónica de los libros, así como otra accesible a través de Internet. Según sus autores, estos módulos se usan no solamente en Europa sino en un total de 65 países. Se puede encontrar información sobre los proyectos EMERALD y EMIT en la dirección de Internet [www.emerald2.net](http://www.emerald2.net).

Durante los días 10 y 11 de octubre se celebró en Trieste (Italia) una reunión del grupo EMIT a la que asistieron un importante número de colaboradores y observadores invitados. En total, 60 personas procedentes de 26 países. Entre los invitados estaban dos delegados de la SEFM. El objetivo de la reunión era presentar los materiales correspondientes a MRI y a US, en su estado actual muy avanzado, y recoger críticas, comentarios y sugerencias.

Las sesiones de trabajo se desarrollaron tanto con el grupo completo como en subgrupos más reducidos, sobre el ordenador y con los creadores de cada parte concreta. La opinión general coincidió en que se trataba de un material de calidad excelente que puede ser muy útil en la formación de jóvenes profesionales. Al margen del valor global de cada módulo, una de sus virtudes estriba en el hecho de que las tareas que los constituyen son en gran medida independientes, de modo que pueden emplearse de manera flexible, e incluso algunas de ellas pueden utilizarse como prácticas a integrar en otros modelos de aprendizaje. El gran número de imágenes, gráficos e ilustraciones puede también ser útil en contextos diversos de enseñanza.

Al margen de una importante cantidad de sugerencias y comentarios sobre detalles concretos, la reunión puso de manifiesto la necesidad de encontrar soluciones a algunos de los problemas que un proyecto de esta naturaleza plantea. Por un lado el carácter bastante ambicioso de los módulos de MRI y US hace que resulte difícil completarlos en los 80 días de trabajo previstos, y tampoco es fácil disponer de más tiempo en un programa estándar de formación. Una cuestión difícil de concretar es la determinación de qué es lo que se considera básico y qué es lo que puede dejarse para la formación posterior. Por otra parte, y según pudo ponerse de manifiesto, en la práctica totalidad de los países puede ser complicado disponer de acceso a las instalaciones durante el tiempo necesario para la formación, para la realización de prácticas y demostraciones y para la utilización de maniqués, especialmente en el caso de la resonancia magnética, muy sobrecargada de trabajo en todas partes. En muchos de los centros puede haber también dificultad para disponer de un tutor con el tiempo y la experiencia necesarios. En cualquier caso, parece evidente que los materiales propuestos, aun siendo de muy buena calidad, precisarán casi siempre de una adaptación para integrarse en los entornos locales.

Al margen del contenido concreto de la reunión, cabe reseñar que la importante asistencia y la representación, aunque informal, de tantos países, incluidos muchos de los que tienen previstas incorporaciones más o menos próxi-

mas a la UE, pone de manifiesto el interés por el tema de la formación de Física Médica, así como la necesidad creciente de armonizar los modelos para abordarlo, incluidos los aspectos relativos a la cualificación y a las competencias profesionales. Los problemas fundamentales en los diferentes países parecen bastante similares. Sin embargo, las soluciones adoptadas frente a ellos divergen de unos casos a otros. El modelo español de formación y titulación tiene características peculiares. Eso puede aportar ideas y experiencias interesantes a otros colegas, del mismo modo que, desde aquí, podrían incorporarse algunos detalles de otros modelos para mejorar aspectos diversos del nuestro.

### Reseña del Curso "Medical Computing"

Entre los días 13 y 18 de noviembre tuvo lugar en Archamps (Francia) el curso "Medical Computing" organizado por la "European school for medical physics".

El curso se dividió en dos partes claramente diferenciadas. Los contenidos de la primera parte estuvieron centrados en simulación por Montecarlo, empezando por una introducción general para posteriormente describir las principales características de los códigos GEANT4 y EGS4, desde la instalación de los programas hasta ejemplos de simulaciones en el ámbito médico. En cuanto a la organización del tiempo, durante las mañanas tuvieron lugar las conferencias mientras que las tardes estaban dedicadas a prácticas con ordenador, lo cual nos permitió familiarizarnos con ambos códigos.

Durante la segunda parte del curso las clases teóricas abarcaron otras aplicaciones de la informática en la física médica como algoritmos de reconstrucción tomográfica, o modelado de biocinética de radiofármacos, sobre este último tema también tuvimos la oportunidad de realizar prácticas con ordenador. Los temas tratados en las conferencias del último día fueron redes de ordenadores y multimodalidad, donde el supervisor del curso, Luc Bidaut, nos expuso los últimos avances en fusión de imágenes.

No me puedo olvidar de la visita al CERN, durante una tarde, aprovechando la cercanía del lugar del curso. En este centro tuvimos la oportunidad de visitar tanto el departamento de computación como el montaje del detector CMS, experiencias fascinantes para cualquier físico.

El curso se desarrolló en un ambiente muy relajado y distendido debido en buena parte al carácter del director de la escuela Yves Lemoigne, así como a la elección del lugar y el número de asistentes, en total 28 alumnos de diversas nacionalidades, lo cual propiciaba un intercambio tanto científico como cultural.

Finalmente, aprovecho para agradecer a la SEFM la ayuda económica concedida que me ha facilitado la asistencia a dicho curso.

**Carlos Montes Fuentes**

## Jubilación de Celestina Serrano



Aunque nuestra profesión es joven, el tiempo va pasando, y así nuestra compañera y amiga Celestina Serrano ha dado por finalizada su actividad profesional, accediendo a una merecida jubilación.

Han sido casi 40 años desde que a mediados de los años 60 se incorporó al Hospital Gregorio Marañón (conocido entonces con otro nombre, menos atractivo para ella), pasando a finales de los años 70 al recién inaugurado Ramón y Cajal donde, con un breve paréntesis en el Hospital de La Princesa, ha concluido su carrera el pasado mes de noviembre.

Somos muchos los que nos hemos introducido en este campo de su mano (y de las de otras colegas), cuando la única manera de acceder a una formación en Radiofísica Hospitalaria era contar con la ayuda de alguien que, como ella, quisiera compartir sus conocimientos, y en el caso de Celes además su abundante documentación, de la cual muchos nos hemos aprovechado.

Desde el momento en que tuve la suerte de conocerla, cuando todavía compatibilizaba su actividad hospitalaria con el trabajo en la Facultad de Físicas de la Universidad Complutense de Madrid, no tuvo ningún problema en compartir conmigo y con otros colegas, que como yo se acercaban a esta profesión, toda la información de la que disponía, y sobre todo no dudó en dedicar una buena parte de su tiempo a enseñarnos las aplicaciones de la física de las radiaciones a la medicina, especialmente en el campo de la radioterapia.

Consecuencia de su interés en la precisión de las medidas, fue su incorporación al Comité de Dosimetría en Radioterapia, que redactó el Protocolo Español de Dosimetría en radioterapia de haces externos en el año 1984, primera publicación de la SEFM, y el suplemento al mismo de 1987. Estos documentos, primeros en nuestro país en este ámbito, tuvieron una gran importancia y fueron una inestimable ayuda para todos.

Durante cuatro años se aplicó al cargo de secretaria de la SEFM con gran entusiasmo y dedicación, participando en numerosas reuniones de trabajo encaminadas a lograr el reconocimiento de nuestra especialidad de Radiofísica Hospitalaria.

Pero no sólo ha sido una gran compañera en el campo profesional, sino que también ha compartido sus aficiones a la pintura, música y literatura, teniendo siempre un gran tino a la hora de regalar el libro adecuado o de recomendar la exposición más interesante. No son pocas las veces en que he disfrutado con ella de las anuales visitas al Retiro durante la Feria del Libro de Madrid. Ahora podrá pasear tranquilamente entre las casetas algún día laborable por la mañana. Esta es alguna de las muchas ventajas de su nueva situación. Aunque espero que no le importe seguir compartiendo alguna visita (tendrá que ser por la tarde o en fin de semana...) con los que todavía no hemos accedido a su dorada situación.

Desde aquí le doy las gracias, y sé que son muchos los que se unen a ellas. Celes: aunque te hayas jubilado, no te olvides de nosotros.

**Miguel Melchor**

## Informe sobre el Curso "Dosimetría *in vivo* en Radioterapia externa"

Durante la primera semana de mayo (del 5 al 8) ha tenido lugar por segunda vez el curso sobre Dosimetría *in vivo* (DIV) en el recinto del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau (Barcelona). En esta ocasión, tras la experiencia del primer curso por una parte y teniendo en cuenta la evolución tecnológica por otra parte, se introdujeron algunas modificaciones con el fin de hacer el curso más atractivo y completo. Se dedicó más tiempo a la calibración mediante dosímetros termoluminiscentes y se incorporó el tema de los MOSFET. Para este último tema se contó con la participación de Mr. Ian Thomson, quien ha impulsado y comercializado este tipo de detector.



En la parte final del curso se contó otra vez con la participación de Ben Mijnheer, que con un inglés claro y su capacidad didáctica mostró, por un lado, su dilatada experiencia en DIV en *The Netherlands Cancer Institute* y por otro lado, presentó una panorámica sobre la aplicación de los EPID y verificación de la IMRT.

Las prácticas se desarrollaron el sábado por la mañana con la realización de unos ejercicios que para una mejor visualización y comprensión se recurrió a diversos medios audiovisuales, tales como, un vídeo, filmado previamente en el Servicio y también una videoconferencia desde la sala del Acelerador lineal.

Respecto a la asistencia, se contó finalmente con 18 alumnos, 28% de los cuales radiofísicos y el resto residentes. El disponer de un grupo reducido facilitó todavía más la relación entre los asistentes que dentro de un ambiente distendido y cordial se organizaron sus actividades lúdicas.

Las opiniones recogidas por los alumnos muestran una evaluación positiva y satisfactoria del mismo en todos sus aspectos.

**M. Ribas**

*Directora del curso*

# Agenda

## Próximas convocatorias

### **EPI2004, The 8th International Workshop on Electronic Portal Imaging**

29 Junio - 1 Julio 2004. Brighton, Reino Unido.

Información: [www.epi2004.org.uk](http://www.epi2004.org.uk)

### **AAPM 46th Annual Meeting**

25-29 Julio 2004. Pittsburgh, PA, USA  
American Association of Physicists in Medicine

Información: [www.aapm.org/meetings/04am/](http://www.aapm.org/meetings/04am/)

### **AAPM Summer School**

Specification, Performance Evaluation, and QA of Radiographic and Fluoroscopic Systems in the Digital Era; 29 Julio - 1 Agosto 2004. Pittsburg, PA, USA

Información: [www.aapm.org/meetings/04ss/](http://www.aapm.org/meetings/04ss/)

### **ESTRO Teaching Course on Physics for Clinical Radiotherapy**

29 Agosto-2 Septiembre. Lovaina, Bélgica.

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

### **DOSGEL 2004: 3rd Int'l Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry**

13-16 Septiembre 2004. Gante, Bélgica.

Información: [www.dosgel.org](http://www.dosgel.org)

### **Intensity Modulated Radiation Therapy: Principles and Practices**

16-18 Septiembre 2004. Houston, TX, USA

Información: [www.mdanderson.org](http://www.mdanderson.org)

### **Summer School on Medical Image Computing**

19-22 Septiembre 2004. Londres, Reino Unido.

Información: [www.doc.ic.ac.uk](http://www.doc.ic.ac.uk)

### **ESTRO Teaching Course on Basic Clinical Radiobiology**

Lausanne, Suiza. 19-23 Septiembre 2004.

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

### **3rd Iberian Latin-American and Caribbean Congress of Medical Physics**

26-29 Septiembre 2004. Río de Janeiro, Brasil

Información: [www.rio2004.org](http://www.rio2004.org)

### **ASTRO 46th Annual Meeting**

3-7 Octubre 2004. Atlanta, GA, USA.

Información: [www.astro.org](http://www.astro.org)

### **23rd Annual ESTRO Meeting**

24-28 Octubre 2004. Amsterdam, Holanda.

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

### **RSNA Annual Meeting**

28 Noviembre - 3 Diciembre 2004. Chicago, IL, USA

Información: [www.rsna.org](http://www.rsna.org)

## Información para los autores

### Objetivos de la Revista de Física Médica

La Revista de Física Médica (RFM) es el portavoz oficial de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM). Sus objetivos son: dar a conocer trabajos científicos originales en español, servir de instrumento de opinión y debate y facilitar la educación continuada para todos los interesados en la Física Médica.

Para cumplir sus objetivos, la RFM consta de las siguientes secciones: Artículos científicos, Comunicaciones breves, Notas técnicas, Novedades técnicas, Listado de publicaciones, Junta Directiva informa, Entidades asociadas, Comunicaciones de interés, Buzón de la SEFM, Temas a debate.

### Presentación

#### *Estructura:*

Las distintas secciones de la RFM deben seguir la siguiente estructura:

1º) Artículos científicos: resumen, introducción, material y métodos, resultados y conclusiones, discusión y bibliografía.

2º) Comunicaciones breves: resumen, introducción, metodología, discusión, y bibliografía. La extensión del texto será de mil quinientas palabras. Se admitirán hasta un máximo de seis figuras o tablas.

3º) Revisiones técnicas: sin extensión fija. Se admitirán texto, figuras y/o tablas, gráficos y bibliografía.

4º) Las restantes secciones: Listado de publicaciones (y/o revisiones bibliográficas), Junta Directiva informa, Empresas colaboradoras y Buzón de la SEFM) son encargadas directamente por el Comité de Redacción.

#### *Textos:*

Los trabajos se presentarán en lengua española.

El mecanografiado de los trabajos se hará en hojas de tamaño DIN A-4, dejando un margen a la izquierda. Las hojas irán numeradas correlativamente en el ángulo superior derecho.

El texto se presentará en el siguiente orden :

1º) En la primera hoja se indicarán en el orden que aquí se establece los siguientes datos: título del artículo, nombre y apellidos de los autores, nombre completo del Centro en el que se ha realizado el trabajo y dirección para la correspondencia, incluyendo teléfono, fax y e-mail, en su caso.

2º) Para artículos científicos y comunicaciones breves, en la segunda hoja se redactará en español e inglés un resumen que seguirá el modelo estructurado (objetivo, material y métodos, resultados, conclusiones) y que tendrá como límite un máximo de cien palabras. En esta misma página se indicarán de tres a cinco palabras clave que identifiquen el trabajo.

3º) A continuación seguirán las hojas con el texto del artículo y la bibliografía.

4º) Seguidamente se incluirán las tablas ordenadas correlativamente

5º) Por último se incluirán las gráficas y las fotografías presentadas dentro de un sobre.

#### *Texto en soporte informático - nueva dirección*

Además de impresa en papel, el artículo debe enviarse en soporte informático a la dirección [revistafisicamedica@sefm.es](mailto:revistafisicamedica@sefm.es). En la etiqueta se identificará el primer apellido del primer autor, el título, nombre del archivo y el programa utilizado.

#### *Bibliografía*

Se presentará según el orden de aparición en el texto con la correspondiente numeración correlativa. En el texto constará siempre la numeración de la cita, va o no acompañada del nombre de los autores; cuando se mencionen éstos, si se trata de un trabajo realizado por dos, se mencionarán ambos, y si se trata de varios se citará el primero seguido de la expresión "et al." o "y cols."

Las abreviaturas de las revistas que se citen serán las oficialmente reconocidas.

#### *Ilustraciones y tablas*

Las fotografías serán preferentemente en papel o en formato diapositiva en blanco y negro; no obstante, se admiten ilustraciones a color. Las fotografías irán numeradas al dorso mediante una etiqueta adhesiva, indicando el título del trabajo y señalando con una flecha la parte superior. Los pies de las figuras deben constar en una hoja aparte.

Las tablas se presentarán en hojas aparte del texto, numeradas en número romanos. Las siglas y abreviaturas se acompañarán siempre de una nota explicativa al pie.

En el caso de que las ilustraciones o tablas procedan de otra publicación, el autor deberá poseer la correspondiente autorización.

#### *Normas de publicación*

1. Los trabajos se remitirán por triplicado (incluyendo ilustraciones y tablas) a la Secretaría de la SEFM, a la atención del Director del Comité de Redacción.

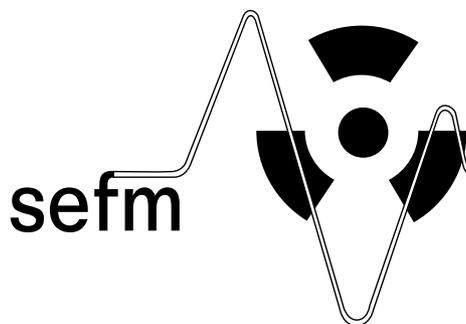
2. El Comité de Redacción acusará recibo de los trabajos enviados a la REFM e informará de su aceptación.

3. Los manuscritos serán revisados por dos expertos sobre el tema tratado. El Comité de Redacción se reserva el derecho de rechazar los artículos que no juzgue apropiados, así como de introducir las modificaciones que considere oportunas, previo acuerdo con los autores. La RFM no se hace responsable del contenido científico ni de las implicaciones legales de los artículos publicados.

4. Los trabajos aceptados quedan como propiedad permanente de la RFM y no podrán ser reproducidos ni parcial ni totalmente sin el permiso por escrito del Comité de Redacción.

5. El autor recibirá, cuando el artículo esté en prensa, unas pruebas impresas para su corrección, que deberá devolver dentro de las setenta y dos horas siguientes a la recepción.

6. El autor recibirá veinticinco separatas del trabajo. En el caso de desear un mayor número de separatas, deberá comunicarlo al Comité de Redacción cuando reciba las pruebas.



**SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA**

miembro de la EFOMP y de la IOMP

## **JUNTA DIRECTIVA SEFM**

### **Presidente**

Pedro Galán Montenegro

### **Vicepresidente**

Cristina Núñez de Villavicencio de Soto

### **Secretario**

Francisco Cutanda Henríquez

### **Tesorero**

M.<sup>a</sup> Amparo Iborra Oquendo

### **Vocal**

Raquel Barquero Sanz

### **Vocal**

Miguel Pombar Cameán

### **Vocal**

Anastasio Rubio Arroniz

## **Comisión Deontología**

Presidente: Pilar López Franco

*plopez@hlpr.insalud.es*

Pedro Fernández Letón

Manuel Gómez Palacios

Gregorio Hernández Samaniego

Araceli Hernández Vitoria

Luis Núñez Martín

## **Comisión Científica**

Presidente: Antonio Brosed Serreta

*brosed@ciemat.es*

Raquel Barquero Sanz

Alfonso Calzado Cantera

Carlos E. Granados González

Eduardo Guibelalde del Castillo

Juan Gultresa Colomer

José Pérez Calatayud

Rafael Puchal Añé

Bonifacio Tobarra González

Javier Vivanco Parellada

## **Comisión Docencia**

Presidente: Teresa Eudaldo Puell

*teudaldo@hsp.santpau.es*

Juan Carlos Mateos Pérez

Esther Millán Cebrián

Cristina Núñez de Villavicencio

M.<sup>a</sup> Cruz Paredes García

Miguel Pombar Cameán

## **Comisión Relaciones con América Latina**

Presidente: Juan José Peña Bernal

*juanjop@guadiana.unex.es*

Leopoldo Arranz y Carrillo de Albornoz

José Hernández Armas

Miguel Herrador Córdoba

Esther Millán Cebrián

Secretaría Técnica SEFM - C/ Capitán Haya, 60 - 28020 Madrid - Tel.: 91 749 95 18 - Fax: 91 570 89 11  
e-mail: [secretaria@sefm.es](mailto:secretaria@sefm.es)

**Pag. web SEFM: [www.sefm.es](http://www.sefm.es)**