

# Editorial

Este es el primer número de la RFM posterior a la celebración del Congreso conjunto SEFM-SEPR de Alicante. Como pudimos comprobar todos los que allí estuvimos, el éxito de participación fue completo. En cuanto a las valoraciones sobre el contenido de las sesiones y otros aspectos organizativos, ambas Sociedades disponen de foros y comités para discutirlos, analizarlos y extraer las conclusiones pertinentes de cara al futuro. A propósito de esto último, en el número se incluye un comentario del copresidente del comité científico sobre el evento. Desde la revista, como publicación científica de la SEFM, queremos expresar dos deseos para el futuro sobre el asunto: uno, que se sigan celebrando los congresos de las dos Sociedades de forma conjunta, algo que depende de bastantes factores y que se decidirá en los ámbitos pertinentes, y dos, que las presentaciones científicas —al menos las que pertenecen al campo de la física médica— sean una de los principales viveros de trabajos para su publicación en la RFM. Es más, en relación con esto último, exhortamos a la Junta Directiva de la SEFM y a los organizadores del próximo Congreso de Sevilla a que, al igual que se hace en otros congresos internacionales, se recomiende explícitamente a los autores de los trabajos aceptados para la presentación, la preparación de un manuscrito para su posible publicación en la revista.

En la sesión/taller dedicada a la revista que tuvo lugar durante el congreso, de la que se da cuenta en este número, se hizo un repaso general de la actividad durante el periodo entre congresos (trabajos, autores y revisores) y se le propuso a la Junta Directiva de la SEFM la creación de una corresponsalía de la revista para América Latina. Es evidente que el uso del idioma español ha sido y es uno de los principales elementos distintivos de la revista desde su aparición. Aunque se han publicado trabajos de autores de países latinoamericanos de manera intermitente, también es bastante

evidente que no hemos alcanzado ni el nivel de difusión ni el poder de atracción que sería deseable en ese contexto. La idea inicial es potenciar la difusión de la revista y estimular su utilización para publicar trabajos preparados en los países de ese ámbito. Después de contar con la aceptación de la Junta Directiva, se ha propuesto para esta tarea a María Ester Brandan, de la UNAM de México DF, que ya aparece como corresponsal para América Latina en este número. Para completar el proceso, la revista se ha propuesto como objetivo a medio plazo, nombrar dos personas para una tarea similar en Europa y en Estados Unidos.

En cuanto a los contenidos del número, queremos resaltar la diversidad de temas, distribuidos en varios de los subcampos posibles de nuestra actividad. Hay un trabajo de revisión sobre el uso de las películas radiocrómicas en dosimetría, de gran interés por la rápida desaparición de las películas “convencionales” del entorno hospitalario. Hay otro trabajo, sobre criterios de optimización de la actividad administrada a pacientes en estudios de Gammagrafías Renales con  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA. El desarrollo de un método para caracterizar y corregir la respuesta no uniforme de un escáner de sobremesa y la implantación de una técnica de irradiación parcial acelerada de mama con aplicadores de braquiterapia, son respectivamente los temas de otros trabajos de este número. Finalmente, queremos destacar la inclusión de dos trabajos que fueron presentados en el congreso de Alicante, ambos de aplicación en radiodiagnóstico, uno sobre los sistemas de modulación automática en tomografía computarizada y otro, que puede ser de gran utilidad práctica, en el que se describe un software de uso libre para determinar la eficiencia cuántica de detección (DQE) en sistemas de radiografía digital. Al hilo de esta breve reseña, animamos de nuevo a los autores de los trabajos presentados en el último congreso a completarlos y enviarlos para su publicación en nuestra revista.

# Dosimetría con películas radiocrómicas

## Radiochromic film dosimetry

R Arráns\*, H Miras, M Ortiz-Seidel, JA Terrón, J Macías y A Ortiz-Lora

Servicio de Radiofísica. Hospital Virgen Macarena. Sevilla.

Fecha de Recepción: 13/07/2009 - Fecha de Aceptación: 22/07/2009

La dosimetría con película ofrece unas características excepcionales en términos de resolución espacial y por ello ha sido adoptada por multitud de centros para la verificación de tratamientos. Por otro lado, la radiología digital está desplazando a la convencional, que podría desaparecer a corto plazo. Las películas radiocrómicas parecen estar llamadas a ocupar el lugar de las radiográficas debido a sus ventajosas propiedades.

En este trabajo se analizan las propiedades y dependencias de este tipo de detector, fundamentalmente en lo que se refiere a su uso en verificación de tratamientos en radioterapia externa. Además se revisan otras de sus aplicaciones clínicas.

**Palabras clave:** Películas radiocrómicas, escáner, dosimetría, verificación de tratamientos.

To date no detector can offer the unbeatable characteristics of film dosimetry in terms of spatial resolution and this is why it has been chosen by many institutions for treatment verification. Moreover, the unstoppable implementation of digital radiology is rapidly superseding the usual films and developers. This fact might imply that film dosimetry, based on conventional radiographic films (RGF), will disappear in the short term. Radiochromic films appear to be the heir to play the role of RGF as they are becoming increasingly popular due to their advantageous properties.

In this work the characteristics and dependences of this type of detector are reviewed mainly in relation to external radiotherapy treatment verification. In addition, some other clinical applications are considered.

**Key words:** Radiochromic films, scanner, dosimetry, treatment verification.

## Introducción

El número de tratamientos radioterápicos que actualmente emplean técnicas de intensidad modulada aumenta considerablemente, no sólo en relación con el número de tratamientos por año, sino con el número de centros que emplean esta técnica.

Las características particulares de los tratamientos de IMRT pueden llevar a diferencias significativas entre las dosis calculadas por el sistema de planificación y las medidas experimentalmente, especialmente en las zonas de alto gradiente, próximas a estructuras críticas<sup>1,2</sup>. Ello reafirma la necesidad de verificaciones dosimétricas personalizadas, las cuales consisten, habitualmente, en comprobaciones absolutas y relativas<sup>3</sup> en maniqués. Éstas últimas están bien establecidas en la actualidad<sup>4-8</sup> y, normalmente, se realizan mediante películas insertadas en maniqués formados por láminas. La inclusión de las matrices bidimensionales de detectores (los llamados "2D arrays") en el material dosimétrico de los servicios de radiofísica ha llevado

a pensar que podrían ser usados para la verificación de tratamientos con IMRT. Sin embargo, la resolución espacial de estos sistemas está aún lejos de la conseguida por las películas.

Las películas radiocrómicas (PRC), por sus ventajosas propiedades, parecen ser el relevo natural de las radiográficas, que por otra parte están cayendo en desuso rápidamente por la imparable implementación de la radiología digital. Aunque su uso normal no está totalmente aceptado aún debido a algunas limitaciones intrínsecas que hacen persistir cierta controversia sobre ello<sup>9</sup>, sus especiales características las hacen muy apropiadas para su utilización en dosimetría y, en este sentido, se ha realizado un esfuerzo considerable por parte de la comunidad científica<sup>10-15</sup>.

En la literatura pueden encontrarse extensos estudios de revisión acerca de este tipo de detectores<sup>16</sup>. Sin embargo, la rápida evolución de las películas radiocrómicas, la consiguiente aparición de nuevos modelos, y el incremento de sus aplicaciones, hacen que dichos estudios hayan perdido vigencia. El propósito de este

\* Correspondencia  
E-mail: arrans@us.es

trabajo es, por tanto, estudiar las características y limitaciones de las PRC, reflejar el estado actual de su uso en dosimetría clínica y establecer las condiciones bajo las cuales puede aconsejarse su utilización para verificaciones dosimétricas. Se hace notar que, salvo mención explícita, las incertidumbres recogidas en el presente trabajo están expresadas con un factor de cobertura de  $k = 1$ .

## Características de las películas radiocrómicas

Los principios de las primeras aplicaciones comerciales de la imagen por reacción directa de la luz podemos encontrarlos en los daguerrotipos de mediados del siglo XIX, en los que superficies impregnadas de dicromato potásico sufrían una foto-reducción. No obstante, este proceso es justo el inverso del que sufren las películas radiocrómicas, en el sentido de que el oscurecimiento de la imagen se produce en las partes no foto-reducidas.

De forma muy simplificada, el funcionamiento de las películas radiocrómicas se basa en que, cuando el principio activo se expone a la radiación, éste sufre una polimerización parcial, de forma que el color azul del polímero se vuelve más oscuro conforme aumenta la dosis absorbida<sup>17</sup>. Así pues, el proceso dosimétrico se completa cuando la película irradiada se analiza con un densitómetro de transmisión.

Desde hace más de 40 años se han usado películas radiocrómicas incoloras como dosímetros para altas dosis ( $10^4$ - $10^6$  Gy)<sup>18-20</sup>, fundamentalmente para registrar imágenes y para obtener mapas de distribuciones de dosis a través de interfaces de materiales; sin embargo, estas películas no son suficientemente sensibles para su uso en dosimetría clínica. Más recientemente se ha introducido un nuevo tipo de películas radiocrómicas para aplicaciones médicas basadas en poliacetileno, que ha dado lugar a la aparición comercial de distintos tipos de PRC: HD-810 (también conocida como DM-810), MD-55, MD-55-2 (compuesta por dos capas de la anterior) y HS. En todas ellas la composición de la capa activa parece ser la misma: Hidrógeno (9%), Carbono (57%), Nitrógeno (16%) y Oxígeno (18.0%). Los espectros de absorción de dichas películas son, en esencia, iguales, con un máximo principal centrado en 676 nm y un segundo máximo en 617 nm, los cuales no varían con la irradiación. Se diferencian fundamentalmente en su sensibilidad, que parece asociada a la variación del espesor de la capa activa, desde 6 micras para la HD-810 (aplicable a un rango de dosis de 10 a 100 Gy), hasta 40 micras para la HS (para un rango de 1 a 50 Gy)<sup>10,21,22</sup>.

Paralelamente al desarrollo de este tipo de películas, aparecieron otros modelos para aplicaciones específi-

cas, tales como la XR-T, ideada para fotones de energía por debajo de 0,1 MeV. Para su utilización en este rango energético, se añadió Cesio y Bromo a la composición de su capa activa, al objeto de incrementar la respuesta para fotones de baja energía, a través de una potenciación del efecto fotoeléctrico.

No obstante, el modelo de película más ampliamente utilizado en dosimetría en radioterapia es el denominado EBT\*, que es esencialmente diferente de los anteriores, ya que se modifican la composición de su capa activa y su espectro de absorción. La capa sensible de esta película radiocrómica contiene mayoritariamente Carbono (42,3%), Hidrógeno (39,7%) y Oxígeno (16,2%) y, en proporciones mucho menores, Nitrógeno (1,1%), Litio (0,3%) y Cloro (0,3%). Así pues, mientras que el número atómico efectivo ( $Z_{eff}$ ) de la película (calculado según McCullough y Holmes<sup>23</sup>) está en torno a 6,5 para la MD-55, para la EBT tiene un valor de 6,98, lo que la hace muy similar al agua ( $Z_{eff} = 7,3$ ) en términos de densidad. Sin embargo, el número atómico efectivo no es más que una primera aproximación para determinar la interacción de haces de diversas energías con estas películas ya que, en principio, no existe una relación directa entre  $Z_{eff}$  y la probabilidad de inducir polimerización en el compuesto sensible. Este cambio introducido en la composición de la capa activa potencia la absorción fotoeléctrica para fotones de baja energía y compensa así la baja respuesta a fotones por debajo de 50 keV que tenían los modelos anteriores. Todo ello, junto con su mayor sensibilidad (hasta 10 veces superior al modelo HS), hacen que la película EBT pueda usarse en un rango de dosis de 0,01 a 8 Gy. En cuanto a su espectro de absorción, el máximo principal se desplaza a 636 nm y el secundario a 585 nm. Recordemos que los modelos anteriores tenían dichos máximos en 676 nm y 617 nm respectivamente<sup>24,25</sup>.

La dependencia energética para haces de electrones se ha determinado mediante cálculos a partir de los poderes de frenado másicos de colisión y haciendo uso de la aproximación de frenado continuo (*continuous slowing down approximation*)<sup>26</sup>. Por su parte, para los fotones se ha calculado considerando los coeficientes de atenuación másicos y de absorción de energía másicos. Estos cálculos indican que el poder de frenado de la película, así como su coeficiente de absorción másico son similares a los del agua<sup>26</sup>. No obstante, la dependencia energética se analizará con detalle más adelante.

## Precauciones en el manejo de la película e influencia de las condiciones ambientales

Si, por una parte la película radiocrómica tiene la gran ventaja de no precisar procesado, por otra parte exige un manejo muy cuidadoso con el fin de limitar en

lo posible todos aquellos factores que pudieran incrementar la incertidumbre en el proceso de medida.

En primer lugar, se aconseja manipularlas por los bordes, preferiblemente con guantes para no dejar impresiones digitales<sup>27</sup>. En caso de que no se usen éstos, se desprejará la zona del borde a la hora de analizar la placa. Así mismo se debe tener cuidado al presionarlas sobre superficies no homogéneas ya que pueden rayarse fácilmente.

Las placas radiocrómicas pueden marcarse con rotulador ya que éste no altera las capas externas de poliéster. Para borrarlo se puede usar cualquier disolvente (alcohol, acetona) probando antes, por precaución, en una zona no útil.

Una de las ventajas de este tipo de películas consiste en que puede cortarse para un mejor aprovechamiento. Sin embargo el corte de la placa original puede producir una zona dañada por el trauma mecánico, zona que se estima en unos 8 mm desde el corte<sup>28</sup>. Dicha zona debe ser excluida del análisis, aunque algunos autores proceden a cortar la placa el día anterior con el fin de que se relajen las tensiones mecánicas antes de la irradiación y la lectura<sup>29</sup>. Aunque puedan manipularse en condiciones normales de luz, se ha demostrado su sensibilidad a la componente ultravioleta tanto de la luz solar, como a la de la luz de los tubos fluorescentes. Por ello se recomienda mantenerlas guardadas en el sobre opaco en el que se suministran, extrayéndolas únicamente para su irradiación y lectura, y siempre el menor tiempo posible.

La influencia de la humedad relativa también ha sido estudiada y en general es pequeña en un rango normal<sup>30</sup>. Para el modelo HD-810 se han descrito variaciones del 2% en un rango del 6 al 94% de humedad relativa. Sin embargo, pruebas realizadas llevando las películas a situaciones extremas de desecado y volviéndolas a hidratar después muestran cambios sustanciales, lo que confirma que el estado de hidratación es importante para la estructura del material activo y para sus propiedades de polimerización.

Por ello se recomienda mantener las películas entre las dos láminas de papel dentro del sobre, tal y como son suministradas, para mantener un entorno de humedad constante. Así mismo, es aconsejable no dejar transcurrir mucho tiempo entre la calibración y la lectura de las películas ya que podrían producirse cambios en el estado de hidratación y, finalmente, considerar que películas que han sido cortadas en trozos pequeños tenderán a desecarse más rápidamente que si mantienen su formato original.

La influencia de la temperatura es importante y condicionará el proceso de coloración postirradiación tal y como se comenta en otro apartado de este trabajo<sup>27</sup>. Normalmente la temperatura no suele oscilar mucho en los servicios de radioterapia, pero debemos tenerla en cuenta como posible factor condicionante

del historial previo de la película, así como en aplicaciones en las que las oscilaciones de temperatura puedan ser significativas como, por ejemplo, en dosimetría *in vivo*<sup>30</sup>. En general se recomienda mantener la temperatura lo más estable posible y en torno a unos 20° C, teniendo en cuenta que, por encima de los 60° C, la película sufre un cambio brusco y pasa de azul a roja.

En cuanto a las condiciones ambientales durante la irradiación, se ha estudiado el efecto que la presión del peso del maniquí pudiera ejercer<sup>28</sup> llegando a la conclusión de que no afecta a la densidad óptica (DO) final.

## Autorrevelado o proceso de coloración postirradiación

### Autorrevelado natural

La propiedad de las películas radiocrómicas de autorrevelarse al ser expuestas a la radiación es una de sus características más interesantes ya que permite prescindir del procesado que exigen las películas radiográficas.

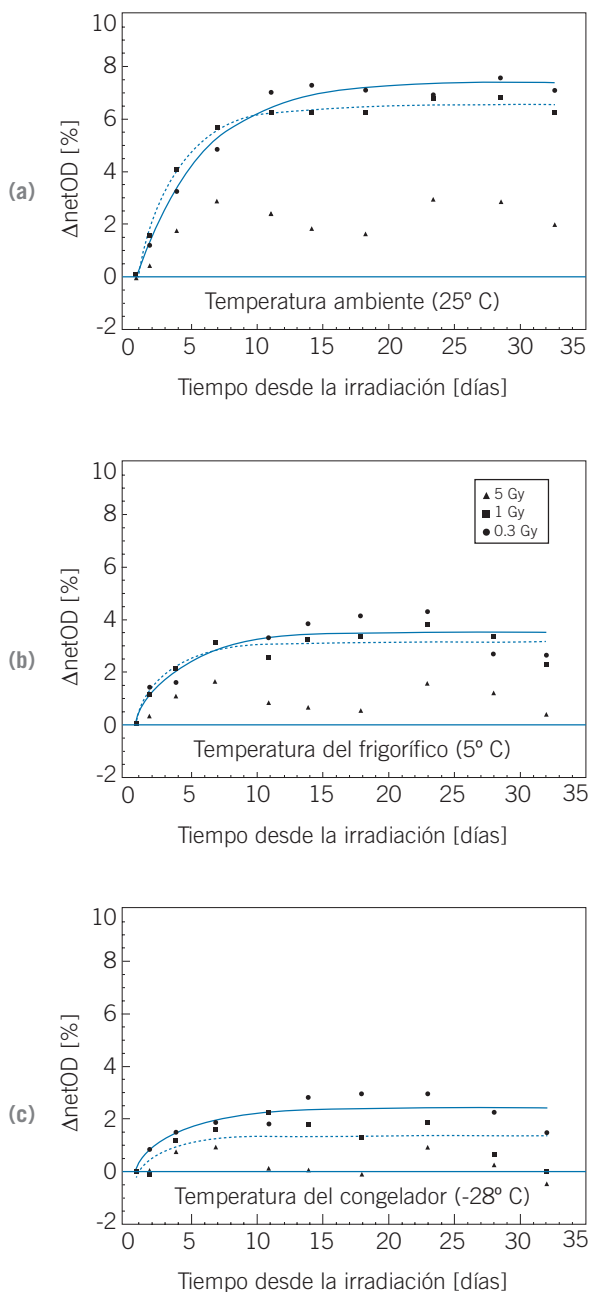
El proceso de polimerización que desencadena la irradiación de la película no cesa inmediatamente después de ésta. Las reacciones que se producen tienen un periodo de incubación de al menos 1  $\mu$ s y continúan tras la irradiación produciendo un aumento de la densidad de los polímeros formados que se manifiesta finalmente en un aumento significativo de la densidad óptica. Este efecto se conoce como coloración postirradiación y debe tenerse en cuenta de forma rigurosa a la hora de realizar dosimetría cuando se utiliza este detector.

Es importante destacar que este proceso de coloración postirradiación es dependiente de la dosis recibida, siendo el cambio relativo mayor a dosis menores. No se puede establecer por ello una corrección sencilla para eliminar su efecto.

La importancia de este fenómeno era conocida ya en los primeros modelos de películas radiocrómicas<sup>16</sup>. Se describieron cambios en la absorbancia durante 24 h del 14, 16 ó 18% para las películas MD-55-2, XR tipo T y HS respectivamente<sup>31</sup>. Se llegaron a proponer métodos de calentamiento controlado de la película para acelerar la cinética del proceso y llevarlo más rápidamente a una zona de saturación, sin perder por ello linealidad con la dosis<sup>32</sup>.

En cuanto al modelo de película EBT, el cambio es menor, desarrollándose sobre todo en las primeras 6 h, tiempo mínimo que debe transcurrir antes de realizar la lectura. Entre las 6 h y las 24 h, se produce un aumento adicional del 1%<sup>31</sup>. Si tomamos como referencia la lectura a las 24 h, se ha comprobado que a las 2 h se alcanza el 97% de ella y a las 4 h el 98%. Después de tres semanas tras la irradiación (para 0,90 Gy y

8,10 Gy), la lectura se incrementa el 6,9% y 3,1% respectivamente. En 4 meses, el incremento es del 12,4% y 5,4% respectivamente<sup>29</sup>.



**Fig. 1.** Cambio de la densidad óptica neta en función del tiempo transcurrido desde la irradiación, para tres niveles de dosis diferentes. Las películas fueron almacenadas: a) a temperatura ambiente, b) en un frigorífico, c) en un congelador, entre los escaneos sucesivos (adaptada de Martisikova et al. 2008).

Puede inferirse de lo anterior que durante las primeras semanas (2 a 3 semanas tras la irradiación), el proceso puede considerarse todavía como coloración postirradiación, para luego convertirse a largo plazo, en un proceso de envejecimiento de la película. Una película no irradiada aumenta su densidad óptica un 0,8% en 1 mes.

El proceso de coloración postirradiación depende no sólo de la dosis, sino también de la temperatura de almacenamiento. El estudio de películas sin irradiar e irradiadas a varias dosis<sup>27</sup>, conservadas a temperatura ambiente (25° C), en frigorífico (5° C) o en congelador (-28° C) durante 1 mes, muestra un mayor efecto a menor dosis y mayor temperatura, como se observa en la fig. 1. Se observa que, a menor temperatura, la cinética del proceso parece ralentizarse. De hecho, las películas mantenidas en congelador sólo muestran un incremento del 2,5% de densidad óptica, independientemente de su dosis. Según este estudio, se establece una constante de tiempo del proceso, llegándose a la conclusión de que las curvas se saturan en unos 15 días. A partir de allí la diferencia debe ser menor del 0,1%.

Según lo anterior, habría que esperar 15 días para leer las películas radiocrómicas irradiadas, lo que no es razonable en la práctica clínica. Por simplicidad y en aras de una mayor agilidad, se recomienda que se escaneen las placas pasado un tiempo determinado después de irradiarlas, que debe ser el mismo para el que se haya hecho la calibración.

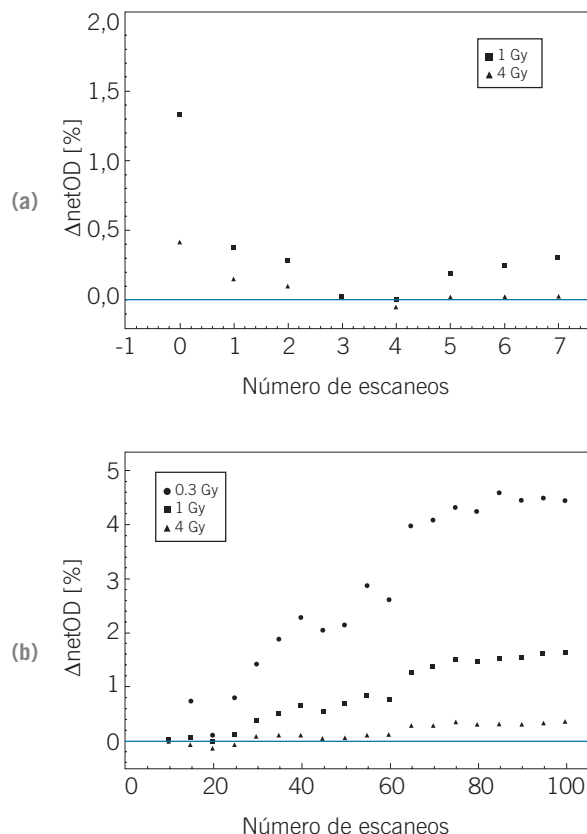
Otra conclusión importante es el hecho de que las películas radiocrómicas no sirven como medio de archivo permanente ya que varían con el tiempo. Si se prevé que haya que escanearlas posteriormente, conviene que se guarden en congelador.

### Autorrevelado debido a los sucesivos escaneos

Las películas radiocrómicas son sensibles a la componente UV de las lámparas de los escáneres, por lo que el propio proceso de escaneo influye en el ennegrecimiento que se pueda producir en las películas. Su influencia no será grande si la placa se escanea un número limitado de veces, pero deberá tenerse en cuenta en casos en los que, para estudiar la estabilidad del escáner o por cualquier otro motivo, se repitan los escaneos sobre la misma placa de manera continua (ver fig. 2).

Se ha estudiado este efecto<sup>33</sup> tomando placas irradiadas a dosis de 0, 0,29, 0,70, 1,28, 2,01, 2,90 y 3,96 Gy y haciendo 105 escaneos de éstas, tomando la lectura en la zona central y desechando los 5 primeros para suprimir el efecto de calentamiento de la lámpara. Dependiendo de la densidad óptica inicial, el aumento que se produce es del 1,91, 3,64, 3,59, 2,86, 2,19 y 1,08% respectivamente. Se formula la hipótesis de la

influencia de la componente UV de la luz del escáner en la producción de reacciones químicas adicionales, lo que conlleva un incremento de la densidad óptica. En el caso de la placa sin irradiar, el efecto es limitado debido a que la reacción de polimerización no se habría iniciado y en cuanto a la tendencia a disminuir a mayores dosis, podría deberse a que a estas dosis, el proceso de polimerización se satura antes, llevando a la placa a una situación de mayor estabilidad.



**Fig. 2.** Cambio en la densidad óptica neta en función del número de escaneos realizados, para distintos niveles de dosis.  
 a) Primeros 7 escaneos normalizados al tercero, siendo el número cero la previsualización.  
 b) Desde el escaneo diez hasta el cien, normalizado al décimo (adaptada de Martisikova et al. 2008).

## Influencia del sistema de lectura

### Influencia de la dirección de escaneo

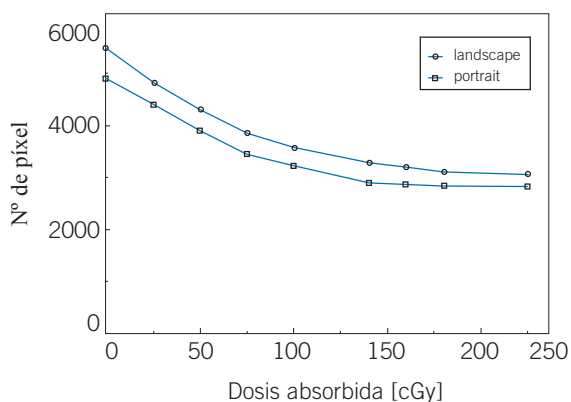
Estrictamente, la razón por la cual se presentan diferencias en la respuesta debido a la orientación relativa de la película respecto del escáner es debida a la disposición de los elementos activos de la primera y, por

tanto, no sería correcto la inclusión de este aspecto en el grupo correspondiente a los distintos factores del sistema de lectura que influyen en el resultado dosimétrico al emplear PRC. No obstante, en aras de la simplicidad y para dotar a este trabajo de una mayor operatividad, se ha optado por agruparlo en este apartado.

El conjunto película radiocrómica y escáner con fuente luminosa fluorescente de espectro de emisión ancho y *array* CCD (Charge Coupled Device) permite realizar, entre otras cosas, dosimetría bidimensional con alta resolución espacial en un rango dosimétrico amplio, muy útil para control de calidad de sistemas de planificación y aceleradores lineales u otras unidades y para verificación de tratamientos. Este tipo de escáner permite la adquisición en formato RGB, generalmente y según las últimas publicaciones en 48 bits (16 bits por canal de color), en modo transmisión (es el que habitualmente se utiliza) y con todos los parámetros de mejora automática de imagen inactivos.

Junto a la falta de homogeneidad que presentan los escáneres en el área útil de escaneo (sobre todo en la dirección del *array* de sensores), otro de los aspectos fundamentales a tener en cuenta a la hora de realizar estudios dosimétricos con este conjunto detector es que su respuesta, esto es, los valores de píxeles y las densidades ópticas correspondientes a los diferentes puntos de la película, depende fuertemente de la orientación relativa de la película y el escáner. Esta es una característica de capital importancia, común a los diferentes modelos de películas radiocrómicas y es destacada por el propio fabricante. Este efecto se puede ver en la fig. 3, donde se representa el valor de píxel medido para dos orientaciones perpendiculares entre sí, con la dosis de irradiación de la película EBT para un escáner determinado. De forma cualitativa se observa una diferencia importante en todo el rango dosimétrico. El origen de esta dependencia con la orientación hay que buscarlo en la propia fabricación de las películas y en los componentes activos de las mismas. En la introducción de este trabajo se habla en detalle de la composición de estas películas y de los polímeros que constituyen la parte activa. Estos últimos presentan forma de aguja, son muy pequeños (del orden de 20  $\mu\text{m}$  de longitud y 1,5  $\mu\text{m}$  de diámetro aproximadamente) y durante el proceso de fabricación se alinean paralelamente según una dirección determinada de la propia película. Esta dirección se denomina *coating direction*. Las películas se comercializan en varios formatos, todos rectangulares, siendo el lado más corto del rectángulo el que define la dirección antes mencionada. En consecuencia, estas agujas de material activo se alinean paralelamente al lado más corto de la película. Durante el escaneo, la incidencia de los fotones luminosos de la fuente de luz sobre los componentes activos alineados en la película produce una dispersión luminosa anisótropa y cierta polarización de la luz<sup>34</sup> que hace que la

respuesta registrada por el *array* CCD del escáner sea función de la orientación relativa película-escáner.



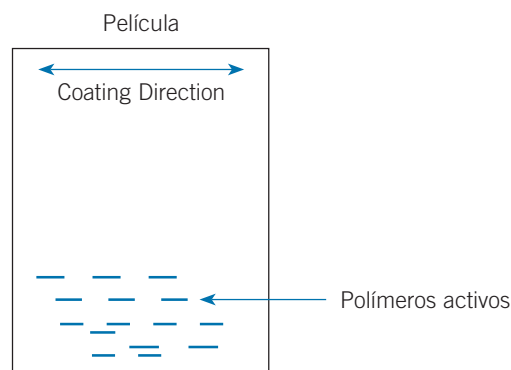
**Fig. 3.** Efecto de la orientación de escaneo en la respuesta de la película. En el eje Y se representa el valor de píxel cuando la adquisición se realiza con una profundidad de 16 bits por canal (adaptada de McCullough y Holmes<sup>23</sup>).

Existen numerosos trabajos con el objetivo de realizar un análisis cualitativo y cuantitativo que permita conocer esta dependencia, controlarla e indicar determinadas recomendaciones en todo el proceso dosimétrico. Por otro lado, no por evidente resulta menos importante destacar que los resultados cuantitativos son dependientes de los escáneres utilizados y del tipo de película radiocrómica concreta estudiado.

A continuación se definen una serie de conceptos básicos que se utilizan frecuentemente. Uno de ellos es la dirección de escaneo, que es la dirección perpendicular al *array* CCD del escáner. Es frecuente encontrar referenciada como dirección "X" del área de escaneo la paralela al *array* CCD y como dirección "Y" la perpendicular al *array*. Se denomina *coating direction* de la película radiocrómica a la dimensión más corta de ésta (recuérdese que los formatos de presentación son rectangulares), como se representa en la fig. 4. Si se utilizan recortes de película, se hace necesario no perder las referencias correspondientes a esta dirección. Una vez definidas estas dos direcciones, escaneo y *coating*, la orientación relativa película-escáner se podría especificar atendiendo por ejemplo al ángulo entre éstas. No obstante, desde el punto de vista práctico hay dos muy claras y de fácil reproducibilidad. Cuando la dirección de escaneo es perpendicular a la *coating direction* la orientación relativa se denomina *portrait*. Por el contrario, si ambas direcciones son paralelas la orientación relativa se denomina *landscape*.

Este efecto anisótropo produce una variación de la luz capturada por el sistema óptico dependiendo de la orientación relativa. Cuando la película se escanea de tal forma que la dirección de escaneo sea paralela a la

*coating direction*, es decir, en modo *landscape*, la densidad óptica es menor y el valor de píxel aumenta.



**Fig. 4.** Representación esquemática de la disposición relativa de los elementos activos en una película radiocrómica.

En la literatura hay muchos trabajos que estudian esta característica indicando resultados y recomendaciones en diferentes sentidos. En el trabajo de Lynch et al.<sup>34</sup> se describe una fuerte dependencia angular relativa en medidas realizadas con dos tipos de escáneres de sobremesa, un densitómetro de punto y películas radiocrómicas GAFCHROMIC EBT irradiadas uniformemente en el rango 0 – 3,0 Gy con una incertidumbre dosimétrica del 2% y abarcando un rango angular completo desde 0° (*portrait*) cada 20 - 25°. De los valores de transmisión se descartaron los canales azul y verde para posteriormente analizar el canal rojo tras convertirlo a densidad óptica. Para un escáner Epson Expression 1680 Pro (Seiko Epson Corporation, Nagano, Japan) se encontraron variaciones en DO de hasta un 12% para 0 Gy y de hasta un 8% para 3,0 Gy, para películas escaneadas entre 0 y 90°. Para un escáner Microtek ScanMaker i900 (Umax, Willich, Germany) se encontraron variaciones en DO de hasta un 80% (0 Gy). En cambio, para el densitómetro de punto las diferencias no llegaron más allá del 2%. En consecuencia, es muy recomendable mantener la orientación relativa de las películas en escáneres de sobremesa.

El propio fabricante recomienda como práctica estándar para las películas EBT utilizar la orientación *landscape* e incluso pueden encontrarse trabajos<sup>35</sup> en los que se estudia este factor en varios tipos de películas radiocrómicas obteniéndose, para las EBT, una magnificación en la dependencia de los valores de DO con la orientación relativa en un factor de 3 respecto de algunos modelos anteriores de película. Concretamente se observan variaciones de un 15% en DO neta para 0,5 Gy y del orden de un 4% para dosis de 3,0 Gy, recomendando utilizar siempre y de forma sistemática la misma orientación en análisis dosimétricos. En cual-

quier caso, parece aconsejable protocolizar el proceso de medida<sup>10</sup> para el análisis dosimétrico. Asimismo pueden encontrarse publicaciones<sup>36</sup> en las que se realizan trabajos de comparación entre la película radiográfica Kodak EDR2 y la Gafchromic EBT. En este estudio se destaca la dependencia de la orientación relativa en el caso de la radiocrómica y recomienda escanear en orientación *portrait* ya que la respuesta sensitométrica (DO) se incrementa aproximadamente en un 10% respecto de la orientación *landscape*.

La estrategia para abordar análisis dosimétricos con películas radiocrómicas y escáneres de sobremesa ha sido también descrita en la literatura<sup>33</sup>. En este trabajo (basado en uno previo<sup>37</sup>, donde se presentan estos efectos para el modelo Gafchromic HS) se señala la dependencia con la orientación relativa y se analiza en función de los distintos valores de píxel obtenidos debido a efectos de polarización.

La asignación de un valor para la incertidumbre asociada a la dirección de escaneo se analiza en un apartado independiente en este trabajo. No obstante, se obtienen resultados muy parecidos para ambas<sup>38</sup>, salvo para dosis bajas donde el resultado es ligeramente mejor en *portrait*. Sin embargo, la diferencia obtenida según se emplee una u otra dirección de escaneo depende de la dosis pese a que, para dosis altas, esta diferencia disminuye<sup>27</sup> cuando se usa el valor de píxel para la cuantificación del oscurecimiento de la placa, en lugar de la densidad óptica neta. En este trabajo se pone de manifiesto la importancia de mantener la orientación en todas las etapas del proceso ya que el error que se introduce cuando se escanea la placa irradiada en dirección perpendicular a la virgen es inaceptable en todo el rango de dosis, llegando incluso a ser del orden del 80%.

En consecuencia se pone de manifiesto el efecto que tiene la orientación relativa en el análisis dosimétrico y se recomienda mantener la orientación durante todas y cada una de las etapas que conformen tal análisis para no caer en conclusiones erróneas.

### Modos de escaneo: transmisión frente a reflexión

Existen dos maneras de leer una película en un escáner de sobremesa. Habitualmente se usa el modo transmisión en el que los detectores CCD recolectan la luz transmitida a través de la película. La otra posibilidad es la medida en reflexión en la que los detectores recogen la luz reflejada por ésta.

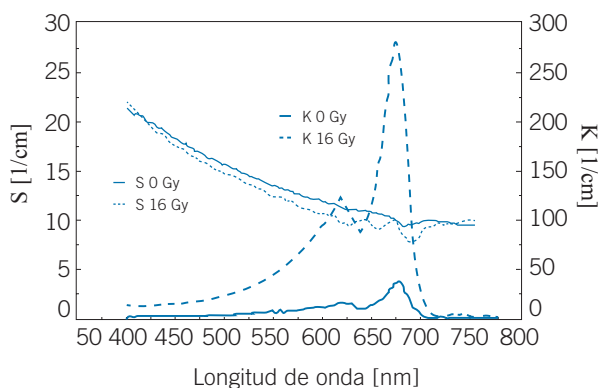
Se han realizado estudios sobre la influencia de las distintas maneras de escaneo de películas radiocrómicas del modelo MD-55-2, estudiándose la prolongación del rango de validez a través del uso de los canales verde (hasta 100 Gy) y azul (hasta más de 300 Gy). Dichos estudios no son concluyentes, pero inciden

sobre todo en la idea de que el distinto modo afectaría sobre todo a la corrección por no uniformidad del escáner en sus dos dimensiones<sup>39,40</sup>.

Un estudio básico sobre el fenómeno es el realizado por Fusi y colaboradores<sup>41</sup>. Éstos aplican la teoría de Kubelka-Munk<sup>42,43</sup> que permite expresar las propiedades ópticas de un medio turbio, como la reflexión (especular y difusa), la transmisión (directa y difusa) y la absorción (diferencia entre la intensidad incidente y la suma de la total reflejada y transmitida), propiedades que dependen de la longitud de onda de estudio y del oscurecimiento (dosis recibida).

La interacción de la luz con un material traslúcido se especifica a través de sus coeficientes de absorción (K) y dispersión (S), que son medidas de la probabilidad de los fotones de ser localmente absorbidos o dispersados, es decir, de sufrir un cambio en su dirección de propagación.

La mayoría de los estudios con estas películas se han realizado usando el modo de transmisión, recolectando todos los fotones transmitidos. Las medidas de densidad óptica en este modo sólo serían correctas si se asume que la dispersión en el material es despreciable, dispersión que ocasiona una pérdida de información espacial. Afortunadamente en el rango generalmente usado de anchura espectral (600 - 700 nm), el coeficiente de absorción es mucho mayor que el de dispersión, como se aprecia en la fig. 5.



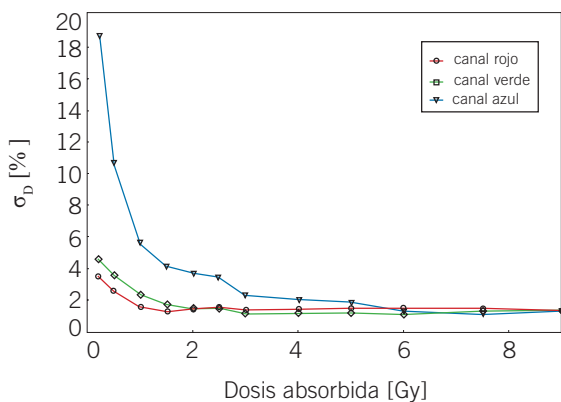
**Fig. 5.** Coeficientes S (dispersión) y K (absorción) en función de la longitud de onda. Las líneas gruesas (coeficientes K) están referidas a la escala de la derecha, las líneas finas (coeficientes S) están referidas a la escala de la izquierda (adaptada de Fusi et al. 2004).

### Canal de color

Al contrario que las películas radiográficas, las radiocrómicas presentan respuestas diferentes para los distintos canales cuando se escanean en modo color. Además, estas diferencias varían con la dosis<sup>29,44-46</sup>.



El espectro de absorción del modelo EBT tiene dos picos pronunciados centrados en las longitudes de onda de 583 y 635 nm. La posición de estos picos se mantiene al irradiar la película a distintos niveles de dosis<sup>47</sup>. Estas características de las películas EBT son la razón de que la casa comercial recomiende escanear en color y trabajar únicamente con el canal rojo. Algunos autores proponen estudios basados en la incertidumbre y la sensibilidad en función de la dosis para determinar el mejor canal de trabajo.



**Fig. 6.** Incertidumbre relativa de dosis para los tres canales de color: rojo, verde y azul (adaptada de Fuss 2007).

Para el rango de dosis normalmente utilizado en la práctica clínica (0 - 3 Gy), el canal que presenta mayor relación señal-ruido, o menor incertidumbre relativa<sup>29,44-46</sup>, es el canal rojo (ver fig. 6). A partir de 3 Gy y hasta los 50 Gy se observa una mayor sensibilidad del canal verde y, finalmente, para dosis superiores, la sensibilidad es mayor para el canal azul<sup>45,46</sup>, entendiéndose como sensibilidad la pendiente en cada punto de la curva dosis-DO.

Estas variaciones en las respuestas de los distintos canales son aprovechadas por algunos autores<sup>45,46</sup> para usar las PCR en un rango de dosis extendido, lo que puede resultar de utilidad en aplicaciones de braquiterapia y protonterapia, como se comenta en el apartado dedicado a otras aplicaciones de las películas radiocrómicas.

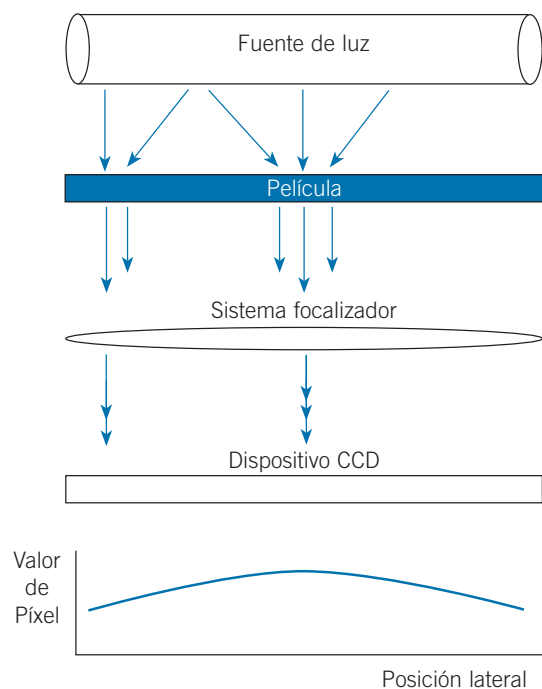
### Uniformidad de la respuesta del escáner

La mayoría de escáneres comerciales basados en detectores CCD usados para dosimetría con película radiocrómica EBT (Vidar VXR-16, Microtek ScanMaker i900, AGFA Arcus II, Epson 1680Pro, Epson V750, Epson 10000XL) presentan una falta de uniformidad en la respuesta, principalmente en la dirección del sistema de detección CCD. Existen numerosas publicaciones

que cuantifican esta desviación y algunas incluso proponen un método de corrección. Sin embargo, son pocas las que profundizan en las causas que ocasionan la no uniformidad.

Devic y colaboradores<sup>47</sup> sugieren algunas de las posibles causas: eficiencia geométrica (los elementos CCD de los extremos capturan menos luz que los del centro), falta de uniformidad de la fuente de luz fluorescente, fugas de la luz en las zonas cercanas a los bordes, diferencias entre las reflexiones producidas en los bordes y las producidas en la zona central de la bandeja del escáner, óptica usada para la focalización de la luz en el CCD, diferencias de sensibilidad en los elementos de detección del CCD, etc.

La casa comercial ISP introduce el concepto de *light scattering effect* para explicar esta falta de uniformidad en la dirección paralela a la lámpara. La mayoría de escáneres disponen de una franja transparente que se utiliza para calibrar el sistema lámpara-CCD antes de realizar un escaneo. Esta calibración, que se realiza en ausencia de medio dispersor, pretende corregir la posible falta de uniformidad de la respuesta debida a la heterogeneidad de la fuente luminosa y a la distinta sensibilidad entre elementos del CCD. Durante el escaneo de una película, la luz difusa emitida por la lámpara es dispersada en la capa activa de la película, lo que provoca que parte de la luz que no incide perpendicularmente sea dispersada por la película y contribuya a la señal recibida por el detector (ver fig. 7).



**Fig. 7.** Efecto del *light scattering* en un escáner CCD (adaptada de Fiandra et al. 2006).

Los métodos para evaluar y corregir la falta de uniformidad de los escáneres varían entre las distintas referencias consultadas. Podemos distinguir dos tipos de procedimientos: los basados en el escaneo de películas irradiadas con campos uniformes<sup>44,48,49</sup> y los basados en la irradiación de recortes de película con distintos niveles de dosis y posterior escaneo en distintas posiciones de la bandeja del escáner<sup>27,29,33,34,38,50</sup>. El primero de estos métodos permite observar la uniformidad con mucha más resolución espacial que el segundo, permitiendo construir correcciones píxel a píxel. Pero conlleva la dificultad de la obtención de campos de radiación suficientemente uniformes con un acelerador lineal de electrones de uso clínico. De las referencias citadas que usan este procedimiento, sólo en Ferreira et al.<sup>49</sup> se explica cómo se ha tenido en cuenta la falta de uniformidad del campo de radiación a partir de medidas con una matriz bidimensional de cámaras de ionización. Las correcciones construidas con los resultados de escaneos de recortes en distintas posiciones requieren interpolar los factores de corrección entre las distintas posiciones o ajustarlos a alguna función analítica<sup>48</sup>.

No obstante, podemos encontrar trabajos<sup>51</sup> en los que las correcciones píxel a píxel están basadas en distintas densidades ópticas uniformes que se consiguen a partir de los escaneos de varias PRC no irradiadas superpuestas, equivalentes a distintos niveles de dosis que cubran el rango dosimétrico de interés.

La mayoría de los autores coinciden en que la falta de uniformidad de la respuesta del escáner es mucho más acusada en la dirección de la lámpara que en la dirección de escaneo (excepto para el Microtek ScanMaker i900<sup>34</sup>) y, además, depende de la densidad óptica.

El escáner más estudiado es el Epson 1680Pro, ya que hasta hace poco era el escáner recomendado por Gafchromic. Tres publicaciones coinciden con las desviaciones de uniformidad en la dirección de la lámpara, dando valores en torno al 10%<sup>33,48,50</sup>, mientras que las variaciones en la dirección de escaneo son inferiores al 3%. Conviene destacar que el resultado que se da es la desviación relativa máxima observada de la densidad óptica en el área útil de la bandeja del escáner. Estos valores varían si se utiliza otra magnitud, como la dosis o los valores de píxel.

En general, las desviaciones en dosis son mayores que en densidad óptica. La variación de la densidad óptica en un área central de 10 cm x 15 cm (ancho por alto) puede llegar a ser de un 2% para el escáner Epson 1680Pro, lo que se corresponde con una incertidumbre de la dosis del 6% para el rango de dosis clínico<sup>34</sup>.

El escáner recomendado actualmente por Gafchromic, el Epson 10000XL, parece tener mejor uniformidad en su respuesta que su predecesor, el Epson 1680Pro, posiblemente debido a su formato A3<sup>49</sup>. Las

máximas variaciones de los valores de píxel en el área central del tamaño de la película EBT son del 6 - 8% en la dirección del dispositivo CCD y del 1 - 2% en la dirección de escaneo<sup>49</sup>.

Los resultados mencionados son válidos para la orientación de escaneo *portrait* y la mayoría de los autores citados trabajan con la película en esta orientación. Parece ser que la diferencia de la respuesta al escanear en la orientación *landscape* influye sobre la homogeneidad de la respuesta, aunque hay pocos estudios al respecto<sup>27</sup>.

La mayoría de los métodos de corrección de uniformidad propuestos se basan en la construcción de factores de corrección que dependen de la posición lateral (eje ortogonal al de escaneo) y en algunos casos también del valor de píxel o de la densidad óptica. En general se desestima que la corrección también incluya la dirección de escaneo, por ser ésta más uniforme.

Las correcciones que parten de películas completas irradiadas uniformemente utilizan como factores de corrección los perfiles laterales normalizados de las imágenes de estas películas<sup>44,48,49</sup>. Las correcciones basadas en el escaneo de recortes de distintas dosis consisten en la obtención de los factores de corrección para cada una de las posiciones de escaneo y en una posterior interpolación o ajuste a una función polinómica para generar la matriz completa de factores de corrección válida para todo el área de escaneo<sup>33,38,50</sup>. La imagen corregida se obtendrá pues como la relación entre la imagen medida y el factor de corrección para cada píxel.

## Incertidumbre y estabilidad del escáner

Los estudios de incertidumbre y estabilidad de los escáneres se llevan a cabo por medio del escaneo repetido de recortes de PRC irradiados o no. Algunos autores<sup>33,50</sup> optan por utilizar otro tipo de películas o filtros para evitar el efecto de coloración de la PRC con la luz del escáner.

Los estudios de estabilidad buscan la existencia de deriva de la respuesta a corto y a largo plazo. La principal causa de las posibles derivas es el efecto de calentamiento y enfriamiento de la lámpara entre distintos escaneos. La mayoría de las publicaciones describen efectos de calentamiento durante los primeros escaneos. Se adopta como práctica común desechar los primeros escaneos (entre 2 y 7) para evitar esta deriva inicial. Al estudiar la estabilidad a largo plazo no se observa ninguna deriva de la respuesta.

Los resultados de estabilidad obtenidos tanto a corto como a largo plazo, descartando los primeros escaneos influidos por el efecto de calentamiento, son similares para los escáneres Epson 1680Pro y Epson

10000XL, siendo en todos los casos inferiores al 1% ( $k = 1$ )<sup>27,29,33,49,50</sup>. La estabilidad a corto plazo es siempre algo mejor que la estabilidad a largo plazo.

Van Battum<sup>50</sup> realiza un estudio de la precisión del escáner Epson 1680Pro en función de la DO por medio del escaneo de filtros neutros de distintas densidades ópticas (0 - 5). Observa una precisión del escáner del 0,5% ( $k = 1$ ) en el rango de DO = 0,5 - 2,5. Fuera de este rango la incertidumbre aumenta rápidamente.

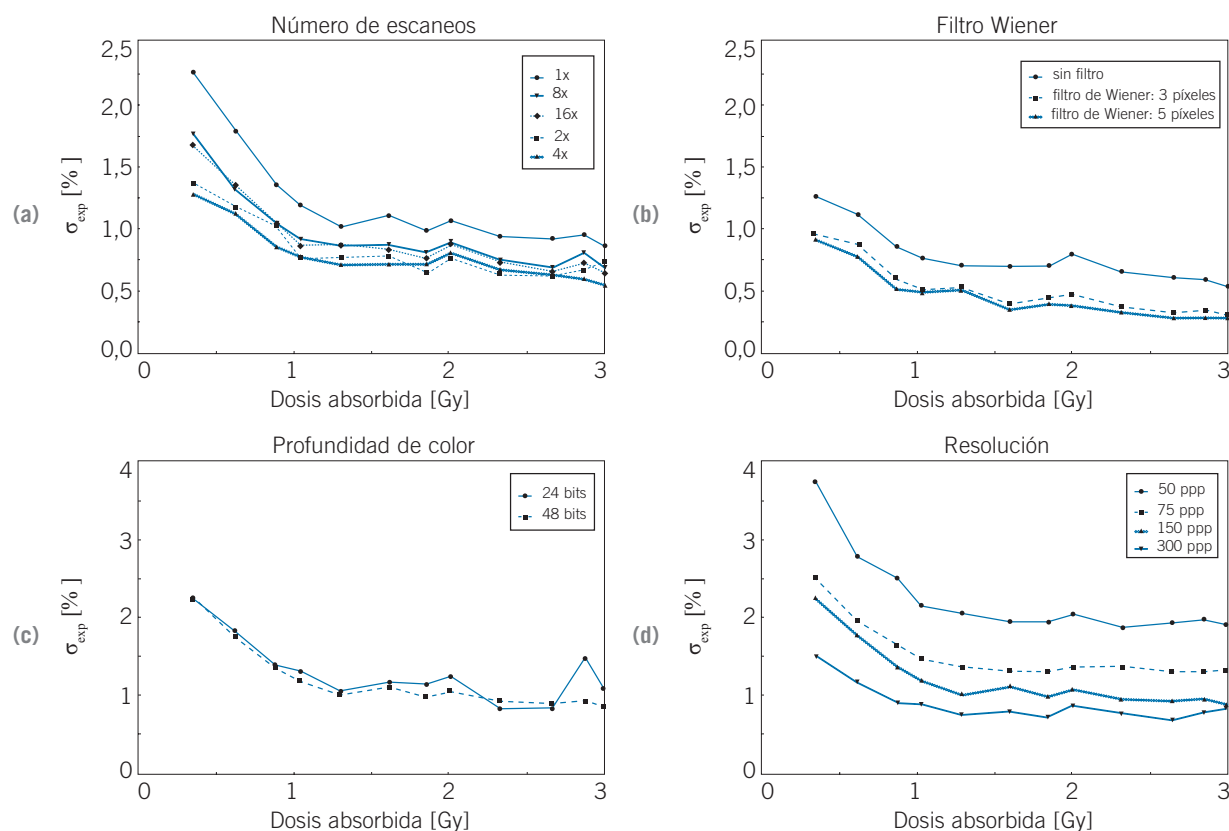
Una práctica común es promediar varios escaneos para reducir la incertidumbre de la lectura<sup>29,33,49</sup>. El número de escaneos recomendado que minimiza la incertidumbre es 3 ó 4<sup>27,33,49</sup>. Usar más escaneos sólo deteriora la precisión, debido a la influencia de la luz sobre la PRC (ver fig. 8a). Puede cuantificarse la mejora de la incertidumbre del escáner del 0,8% al 0,5% al promediar 3 escaneos<sup>27</sup>, lo que supone una mejora de la incertidumbre global poco significativa, del 1,6% al 1,5%.

El uso de filtros como el de mediana o el filtro Wiener ayudan a reducir la incertidumbre. La principal ventaja del filtro de Wiener sobre el de mediana es que es un filtro adaptable, por lo que tiene menor influencia sobre la resolución espacial. En un estudio reciente<sup>49</sup> se comparan las incertidumbres a distintos niveles

de dosis cuando no se aplica filtro ninguno sobre las imágenes y cuando se aplica filtro de Wiener de orden 3 y 5. Se obtiene una reducción notable de la incertidumbre relativa al aplicar el filtro de Wiener, pero no se obtienen mejoras mayores al incrementar el orden del filtro (ver fig. 8b).

## Parámetros de escaneo

Los programas comerciales de escaneo permiten al usuario seleccionar los distintos parámetros y modalidades de adquisición: Color-BN, reflexión-transmisión, profundidad de color y resolución. Es crucial conocer la adecuada selección de estos parámetros en función de las características de la película. Por ejemplo, en la dosimetría con película radiográfica la adquisición de la imagen suele hacerse en blanco y negro y con una profundidad de color de 8 bits, lo que proporciona una buena resolución de dosis. Sin embargo, las PRC suelen escanearse en color de 48 bits (16 bits por canal). El tipo de estudio también puede determinar la selección de los parámetros de escaneo. Así, no usaremos la misma resolución para analizar amplias distribuciones de dosis y en zonas de poco gradiente



**Fig. 8.** Incertidumbres relativas de dosis resultantes del escaneo de la película de calibración (adaptada de Ferreira et al. 2009).

que para distribuciones espacialmente pequeñas y con alto gradiente.

Parece haber un amplio acuerdo en los parámetros de escaneo usados en la verificación de tratamientos de radioterapia con PRC. La mayoría de autores escanean las películas en modo transmisión, en color de 48 bits y con resolución entre 75 y 150 ppp (píxeles por pulgada).

La influencia sobre la curva de calibración de la profundidad de color (24 bits frente a 48 bits) y de la resolución (50, 75, 150 y 300 ppp) ha sido analizada<sup>49</sup> y de este trabajo se obtiene que la profundidad de color no influye en la forma de la curva de calibración ni en las incertidumbres asociadas a los distintos niveles de dosis (ver fig. 8c). Aún así, la mejor resolución de dosis que proporciona el trabajar con una profundidad de color de 16 bits por canal puede ser importante.

En cambio, la resolución espacial seleccionada sí que tiene influencia significativa sobre las incertidumbres (ver fig. 8d). La dispersión de los valores de píxel de una ROI (región de interés) uniforme aumenta al aumentar la resolución de escaneo, es decir, aumenta en ruido de los píxeles individuales (*single pixel noise*). Sin embargo, la incertidumbre asociada al valor medio puede llegar incluso a disminuir porque, aunque la dispersión de valores sea mayor, hay un mayor número de puntos dentro de la misma ROI que contribuyen a reducir la incertidumbre estadística<sup>27</sup>. Esta es la razón por la que la resolución no tiene un efecto importante en la determinación de la curva de calibración, pero sí que lo tiene sobre el ruido de las distribuciones de dosis. La resolución de 75 ppp es la más usada por ser un buen compromiso entre el ruido y la resolución de la imagen<sup>27,49</sup>.

## Calibración

El proceso de caracterización de las PRC como sistema dosimétrico y su calibración es un proceso complejo en el que no solo influirá la propia película, sino que también se verá afectado por el tipo de densitómetro o escáner usado en su lectura. Una correcta calibración permitirá, por otro lado, reducir el nivel de incertidumbre en todo el procedimiento, por lo que resulta fundamental definir de manera adecuada este aspecto.

La caracterización dosimétrica de la PRC, al igual que la de cualquier otro detector, debe realizarse mediante comparación frente a un sistema de dosimetría bien establecida como un conjunto cámara-electrómetro adecuadamente calibrado. La relación entre dosis absorbida y respuesta de la película a distintos niveles de irradiación conformarán la llamada curva de respuesta o curva de calibración de la PRC.

Las condiciones usadas en la irradiación de las muestras de películas para su calibración siguen habitualmente las recomendaciones del AAPM-TG55<sup>16</sup> en cuanto a colocar las muestras de PRC en el centro de un campo de radiación amplio, perpendicular al haz y a la profundidad de interés (preferiblemente superior a 5 cm). Sin embargo, existen diferencias en los métodos empleados por muchos de los autores. El rango de dosis en que se realiza la calibración varía y así, mientras algunos autores lo hacen en un rango amplio 2,3 a 50 Gy<sup>52</sup>, 0,5 – 50 Gy<sup>21</sup>, 0,1 a 15 Gy<sup>27</sup>, 0 a 18 Gy para el modelo HS ó 0 - 50 Gy para el modelo MD55-2<sup>53</sup>, otros utilizan un rango más limitado: 0,1 - 8 Gy<sup>11,29,54</sup>, 0 - 3 Gy<sup>38,50,55</sup>. Incluso algún autor utiliza los tres colores en el análisis de la película para extender el rango de utilización de la misma entre 0 y 100 Gy<sup>46</sup>.

Existe también variación en la forma de irradiar la película a las dosis de calibración. Un procedimiento consiste en realizar la irradiación a distintos niveles de dosis en una sola película con diferentes zonas de irradiación<sup>11,49</sup>. Sin embargo otros utilizan un campo con cuña con distintos niveles de dosis<sup>50</sup>, o bien cortan una película en piezas de menor tamaño siendo éstas las irradiadas<sup>10,13,27,29,44,54,55</sup>. Es importante señalar que la independencia de la respuesta de la película con la energía hace que el tamaño de campo usado no influya en la curva de calibración. Este hecho ha sido verificado para campos entre 2 cm x 2 cm y 10 cm x 10 cm e incluso en el rango 5 x 5 a 40 cm x 40 cm llegándose en ambos casos a la misma conclusión<sup>11,56</sup>. Este hecho hace por tanto posible la utilización de una sola curva de calibración para todas las dimensiones de irradiación lo que es de especial importancia en tratamientos como los de IMRT donde las variaciones en el tamaño del segmento llegan a ser bastante amplias. Recientemente, se ha propuesto un nuevo procedimiento de calibración<sup>49</sup> cambiando las condiciones de irradiación de la película EBT. Se sitúa la PRC en posición paralela al haz de radiación consiguiendo la misma curva de calibración que al realizar la calibración con la PRC perpendicular al haz. Este procedimiento permite aumentar el número de puntos de medida de DO en la película, lo que permite disminuir la incertidumbre debida al ajuste de la curva aunque tiene el inconveniente que el posicionamiento de la PRC en posición paralela al haz de radiación es extremadamente crítico.

El número de puntos utilizados para definir la curva sensitométrica resulta fundamental a la hora de reducir la incertidumbre como se explica en un trabajo reciente<sup>54</sup>. En él se hace un análisis detallado de las incertidumbres en función de este dato, estableciéndose en 12 el número mínimo de puntos que se han de utilizar, y encontrando los resultados óptimos para 35 puntos en intervalos de 0,25 Gy. En la mayoría de los trabajos revisados se utilizan más de 12 puntos en la calibra-

ción<sup>11,13,21,27,29,49,53</sup> y, en cualquier caso, emplean al menos 8 puntos<sup>50,52,55</sup>.

La respuesta de la película a la irradiación se caracteriza, habitualmente, por medio de la densidad óptica, estableciéndose una curva dosis - DO con la que se llevará a cabo un proceso de ajuste para establecer una relación analítica entre ambas. El valor de densidad óptica con el que se trabaja es habitualmente aquél al que se le ha sustraído el fondo (densidad óptica de la película sin irradiar), por lo que en la mayoría de trabajos se habla de la densidad óptica neta<sup>11,21,27,44,50,54</sup>. Esta densidad de fondo ha de determinarse para cada lote ya que se pueden encontrar variaciones del orden del 1%<sup>50</sup>.

La selección de la función de ajuste a los datos experimentales es también un aspecto de especial importancia. En la mayoría de los trabajos se realiza un ajuste polinómico de 2º ó 3er grado<sup>13,40,52,53,55</sup>. Entre los trabajos más referenciados en este aspecto están los de Devic y colaboradores<sup>10,21</sup> en los que se propone realizar varias curvas de calibración con distintos conjuntos de películas, realizar ajustes para cada conjunto y mediante un sistema de pesos, obtenidos de las incertidumbres de los distintos ajustes, obtener una única curva de calibración, logrando reducir así las incertidumbres asociadas al ajuste. La función de ajuste propuesta es del tipo:

$$D_{fit} = aDO_{neta} + bDO_{neta}^n$$

Donde  $a$  y  $b$  son parámetros de ajuste y el exponente  $n$  es el valor (entre 0,5 y 5 en pasos de 0,5) que minimiza la incertidumbre total. Para el caso de la EBT se obtiene que  $n = 2,5$ <sup>10</sup>. Varios autores<sup>27,44,49</sup> usan este mismo tipo de ajuste con el mismo valor de  $n$ .

No es éste el único tipo de función empleado, ya que las primeras propuestas fueron funciones potenciales<sup>57,58</sup> para el modelo MD-55. En recientes publicaciones se proponen ajustes exponenciales que se justifican por la física del proceso, basándose en la teoría de impacto simple<sup>50,59</sup> o el propuesto por Bouchard y colaboradores<sup>54</sup> que considera la teoría del impacto múltiple. En este aspecto ahonda un reciente trabajo en el que se propone un ajuste de la curva sensitométrica a una distribución gamma basándose en la teoría de percolación y que ajusta los datos experimentales al tiempo que explica la física del proceso de coloración<sup>60</sup>.

Bouchard y colaboradores<sup>54</sup> establecen, a partir de trabajos previos<sup>21,47,50,59</sup>, que la curva sensitométrica debe cumplir que: a) pase por el origen, b) sea monótonamente creciente, c) tenga uno o ningún punto de inflexión en la zona de interés y d) si existe, ha de estar entre 0 y 0,5 veces el valor de densidad neta óptica máxima.

En cuanto a la incertidumbre introducida por el tipo de ajuste realizado, se obtienen desviaciones del

2% entre la curva de ajuste y los valores medidos para películas del modelo HS en un rango de dosis de 0 a 1800 cGy<sup>53</sup> y del 2,1% para 100 cGy<sup>55</sup>. El procedimiento de calibración contribuye a la incertidumbre total en un 0,5%<sup>50,54</sup>.

Desde un punto de vista práctico puede obtenerse asimismo la curva de calibración de dosis en términos de valor de píxel (color)<sup>38,51</sup>, con resultados igualmente aceptables.

## Resolución espacial y homogeneidad

### Resolución espacial

Debido a los altos gradientes de dosis que se consiguen con las técnicas actuales se hace necesario disponer de detectores con alta resolución espacial a la hora de la verificación de estos tipos de tratamientos. La dosimetría con película es la que mejor resolución proporciona, ya sea radiográfica o radiocrómica.

En el caso de películas radiográficas, la resolución espacial estará limitada por el tamaño del grano de la película y por la resolución del densitómetro o escáner empleado para la digitalización<sup>61,62</sup>. En el caso de las radiocrómicas, al no tener estructura granular, la resolución espacial mejora con respecto a las radiográficas. Mediante la función de transferencia de modulación y a partir de patrones de frecuencia espacial se mostró<sup>26</sup> que la resolución espacial para las PRC es mayor de 1200 líneas/mm. Al igual que ocurre con las películas radiográficas, la mayor limitación, en términos de resolución espacial, se encuentra en el proceso de lectura y dependerá del tipo y resolución del digitalizador empleado. En el caso de los escáneres comerciales usados habitualmente, la resolución es 2 órdenes de magnitud inferior que para la película<sup>58</sup>, mientras que para densitómetros láser de He-Ne se consiguen resoluciones de hasta 0,3  $\mu\text{m}$ <sup>63</sup>.

### Uniformidad

Un detector bidimensional ideal debe producir una respuesta uniforme al exponerse a un campo de radiación uniforme. Esto permitiría obtener una calibración sencilla sin necesidad de correcciones por posición. En general, las variaciones en la uniformidad están relacionadas con variaciones en la capa activa de la película<sup>48,59</sup>. Algunos autores realizan una división en uniformidad microscópica y uniformidad macroscópica<sup>37</sup>. La variación de uniformidad microscópica se puede cuantificar como la desviación estándar media en la respuesta de la película y se refiere a las fluctuaciones en la densidad óptica en comparación con la DO media en la película en el punto de interés. Estas

fluctuaciones pueden ser provocadas por múltiples factores tales como la estructura óptica de la capa activa de la película y otros componentes de ésta, imperfecciones en la película tales como rayas o suciedad, etc. Hay que tener en cuenta que, por la propia definición de la uniformidad microscópica, las variaciones en la misma tienen una cierta dependencia con la resolución espacial, provocando una mayor falta de uniformidad cuando la resolución espacial es mayor.

En el caso de la uniformidad macroscópica se estaría considerando la variación en una escala mayor que la del píxel, es decir, la película en su totalidad. En modelos anteriores esta variación podía llegar a alcanzar el 15% en el modelo MD-55 mejorado<sup>59,64</sup>, definiendo ésta como el cociente entre el valor máximo y mínimo de la DO en una película expuesta a una radiación uniforme. Como se desprende de estos resultados, estos valores de uniformidad no serían adecuados para dosimetría 2D. Así mismo, se obtuvieron valores similares para modelos más recientes de PRC como la HS o la MS-55-2<sup>45,65</sup>. Estas grandes variaciones son debidas a la dirección de laminado de la PRC (dirección en la que se deposita el polímero en la película). En la dirección perpendicular al laminado la variación es del orden del 15%, mientras que en la dirección paralela es del orden del 4%<sup>64</sup>.

Los valores expresados anteriormente obligaron a la realización de correcciones por este efecto para el uso de las PRC en dosimetría 2D. Así se estableció la técnica de doble exposición<sup>37,59,66</sup> para corregir por las variaciones de la sensibilidad en la propia película, logrando reducir la variación en la uniformidad a valores del 5%<sup>59</sup>.

En el caso del modelo EBT el procedimiento de producción ha sido mejorado, obteniéndose valores de variación de la uniformidad macroscópica del 5,3% a lo largo de la dirección de laminado y del 4% para la dirección ortogonal. Estas variaciones alcanzan valores del 8,5% cuando se comparan dos regiones de la película<sup>36</sup>. Al igual que ocurría con las PRC anteriores, al aumentar la dosis aumenta la uniformidad, observándose variaciones de uniformidad del 8% para películas irradiadas con 0,50 Gy y disminuyendo éstas hasta valores del 3% para 2 Gy, no necesitándose con este modelo, por tanto, la corrección por doble exposición<sup>13</sup>. Mejores resultados se obtuvieron con el prototipo B de la EBT, con el que se consiguen uniformidades del 2%<sup>11</sup>. No obstante, la reproducibilidad de la uniformidad entre placas de un mismo lote, ha evolucionado considerablemente. Para PRC MD 55 y HS los valores de variación entre placas de un mismo lote alcanzaban valores de hasta el 11%, que mejoran hasta valores del 4% cuando se usa el método de doble exposición<sup>59</sup>. En el caso de las EBT la reproducibilidad de la uniformidad entre placas aumenta, permaneciendo por debajo del 5% para dosis inferiores

a 5 Gy<sup>36</sup>. Incluso algunos autores encuentran<sup>29</sup>, tras analizar 200 películas que la variación de uniformidad dentro de la misma película o entre películas del mismo lote está por debajo del 1% y sin que exista ninguna dirección más desfavorable.

## Dependencia de la fuente de radiación

### Dependencia energética

Es bien conocido que la sensibilidad de las películas radiográficas convencionales es función de la energía del haz. Para las energías normalmente usadas en terapia, esta sensibilidad aumenta con la profundidad y el tamaño del campo debido al aumento que se produce, en estas condiciones, de fotones Compton de baja energía. El coeficiente de absorción másico película-agua aumenta rápidamente conforme disminuye la energía, debido a que la absorción fotoeléctrica de los fotones de baja energía con elementos de alto número atómico (la plata presente en la película) se hace predominante. El modelo EDR2 de Kodak<sup>®</sup> redujo el contenido de este metal respecto al modelo X-OMAT-V, con lo que la sensibilidad espectral disminuyó considerablemente. La literatura muestra<sup>67</sup> que, para la EDR2, la variación en la respuesta es menor que el 4% para un amplio rango de profundidades y tamaños de campo. En cambio, esta variación puede alcanzar el 16% para la X-OMAT-V<sup>68</sup>. Añadido a estos problemas de respuesta espectral, las películas radiográficas llevan asociado el efecto de su procesamiento (equipo, elementos químicos empleados, tiempo y temperatura), que no está presente en las películas radiocrómicas.

En este sentido, y al contrario de las películas radiográficas basadas en sales de plata, cuya respuesta es fuertemente dependiente de la energía, las películas radiocrómicas presentan un comportamiento prácticamente independiente de esta magnitud.

Recientemente se han desarrollado nuevos modelos de PRC especialmente diseñados para dosimetría en el rango del kilovoltaje (XRQA, XRCT) y su dependencia con la energía ha sido estudiada en esta franja energética<sup>69,70</sup>. No obstante, en este apartado se estudiará la influencia de la energía en la respuesta de las películas usadas más habitualmente en radioterapia con megavoltaje.

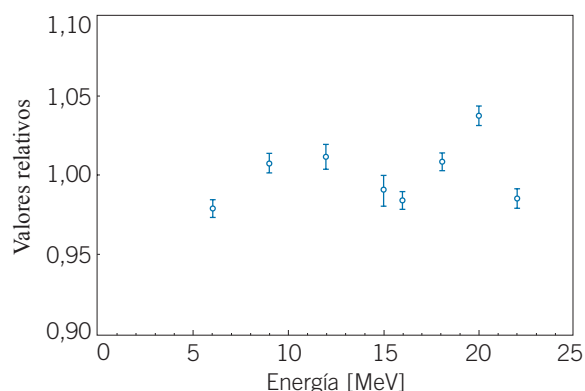
Los modelos anteriores de películas (MD-55 y HS) mostraban una respuesta más baja para energías del orden de algunas decenas de kV<sup>22</sup>. A 50 kV de energía nominal la respuesta era, aproximadamente, un 20% menos que a 6 MV. En contraste con los modelos mencionados, que contenían únicamente elementos de muy bajo número atómico (C, H, O y N), las nuevas películas EBT contienen una pequeña proporción de

Cloro (de Z intermedio), lo que sugiere que la absorción fotoeléctrica se incrementa, particularmente por debajo de los 50 kV. Así pues, es esperable que las películas EBT presenten una menor dependencia energética que sus antecesoras.

La dependencia energética de este modelo de película radiocrómica ha sido estudiada para haces de fotones, no sólo por la variación espectral debida al aumento de fotones Compton de baja energía resultante de aumentar el tamaño del campo<sup>56,50</sup>, sino para distintas calidades de haces de ortovoltaje (50–250 kVp)<sup>15,71</sup>, de megavoltaje<sup>69,15,71</sup>, y para varias fuentes de uso clínico común, como <sup>192</sup>Ir (370 keV), <sup>125</sup>I (28 keV) y <sup>103</sup>Pd (21 keV)<sup>69</sup>. Los resultados indican que la respuesta de las películas EBT es poco dependiente de la energía (ver tabla 1) de los haces de fotones (por debajo del 10% para el rango 50 kVp - 50 MV) y prácticamente independiente (dentro de la incertidumbre de las medidas) cuando varía el tamaño del campo o la profundidad de medida. Por ello su uso puede ser especialmente útil cuando el espectro del haz cambia o, simplemente, se desconoce. No obstante, la sensibilidad puede variar de forma apreciable de un lote a otro de películas, por lo que se aconseja establecer nuevas curvas de calibración con cada nuevo lote.

En el caso de haces de electrones de uso clínico, la dependencia energética de la respuesta de la EBT es, asimismo, pequeña<sup>72</sup> (ver fig. 9). El hecho de que las curvas de calibración para haces de electrones muestren una dependencia limitada con la profundidad y el tamaño del aplicador sugiere que pueda aplicarse una única profundidad y un único aplicador para la obtención de la curva dosis-respuesta. Esto es así incluso cuando se trata de haces procedentes de aceleradores diseñados para radioterapia intraoperatoria (IORT), en los que la dosis por pulso suele ser muy superior (más de dos órdenes de magnitud) a la de los aceleradores convencionales, en los que la dosis por pulso suele estar por debajo de 0,1 mGy/pulso<sup>73</sup>.

Esta característica ha llevado a poder medir con fiabilidad en situaciones en las que el empleo de otros detectores puede resultar conflictivo, como en el caso de la irradiación cutánea total con electrones (TSER en sus siglas inglesas). Ejemplos de estas situaciones pueden encontrarse en la medida de la curva de rendimiento en profundidad compuesta cuando se emplea el método de Stanford de seis proyecciones<sup>74</sup>, para evaluar la infradosificación que se produce en el pliegue submamario<sup>75</sup> o, simplemente, como detector para dosimetría *in vivo*<sup>76</sup>.



**Fig. 9.** Dependencia energética de las películas EBT para haces de electrones. Los puntos representados son los valores medios obtenidos en una superficie de 65 mm<sup>2</sup> (2025 píxeles). Las barras de error representan las desviaciones estándar de los valores de píxel para cada energía (adaptada de Su et al. 2007).

### Dependencia con el fraccionamiento y la tasa de dosis

El hecho de que el proceso del autorrevelado sea un fenómeno no instantáneo lleva a pensar que pueda haber variaciones en el cambio en tiempo real de la

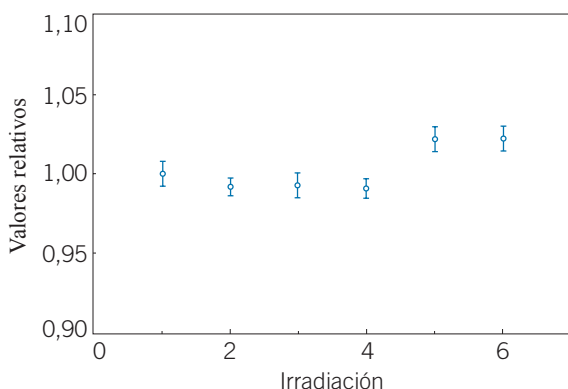
**Tabla 1.** Respuesta de la película EBT para 2 Gy a diferentes energías (adaptada de Butson et al. 2005).

Energía (kVp)	Respuesta relativa ( $\pm 0,037$ SD)
50	0,923
75	0,926
100	0,930
125	0,929
150	0,928
200	0,946
250	0,956
6000	1,000
18000	0,996

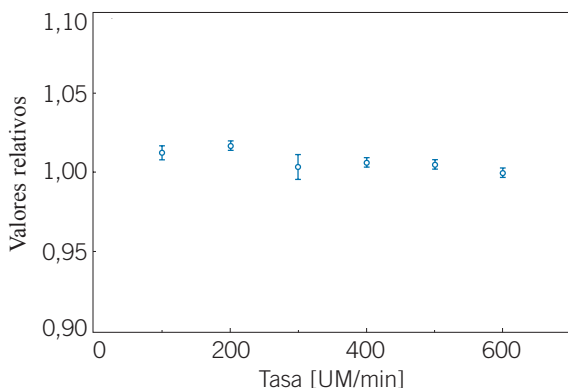
densidad óptica, debidas a fluctuaciones en la tasa de dosis. Para el modelo MD-55 se comprobó<sup>77</sup> que la respuesta medida por la película dependía de la tasa para dosis superiores a 1 Gy.

Para la película EBT, si embargo, el proceso de autorrevelado es más rápido que en su predecesora y, para el caso de haces de fotones, la incertidumbre asociada a la dependencia de la tasa de dosis en la respuesta, para una dosis determinada, es del orden del 1%<sup>78</sup>.

Como podría esperarse de lo visto anteriormente, para haces de electrones, la variación de la respuesta con el fraccionamiento y la tasa de dosis es también pequeña, del orden de  $\pm 2,5\%$  y  $\pm 2\%$  respectivamente<sup>72</sup> (ver fig. 10 y 11).



**Fig. 10.** Dependencia de la respuesta de las películas EBT con la dosis por fracción para haces de electrones. Las distintas irradiaciones son las siguientes: (1) una única irradiación de 200 UM. (2) Dos exposiciones de 100 UM. (3) Cuatro exposiciones de 50 UM. (4) Ocho exposiciones de 25 UM. (5) 20 exposiciones de 10 UM. (6) Cinco exposiciones de 40 UM (adaptada de Su et al. 2007).



**Fig. 11.** Influencia de la tasa de dosis en la respuesta de las películas EBT (adaptada de Su et al. 2007).

## Influencia del maniquí y de la geometría de irradiación

### Influencia del medio de irradiación: agua frente a maniquí sólido

Una característica muy interesante de las películas radiocrómicas es la posibilidad de poderse utilizar directamente sumergidas en agua. Aunque las densidades electrónicas relativas de casi todos los maniqués sólidos (*solid water*, *virtual water*, poliestireno, etc.) son comparables a la del agua, su coeficiente de absorción másico y la dispersión electrónica con respecto a ésta dependen de la energía. Así pues, la medida de dosis en un punto de un maniquí sólido dependerá de la mayor o menor equivalencia tanto de la película como del maniquí, con lo que la medida con la película directamente sumergida en agua reduce la incertidumbre, además de eliminar incómodos espacios de aire<sup>50</sup>.

Durante la inmersión de una placa radiocrómica, la difusión de agua a través de las capas exteriores de poliéster es despreciable. Se produce principalmente por los bordes no sellados, a través del material activo. El efecto es la aparición de un borde blanquecino que desaparecerá al evaporarse el agua sin producir cambios permanentes.

El efecto de la difusión temporal del agua en las películas radiocrómicas ha sido estudiado para distintos modelos<sup>50,79,†</sup>. Se conoce que el efecto es independiente de la temperatura, no afecta más allá de donde el agua se ha difundido visiblemente y tarda en revertir el tiempo necesario para que el agua se evapore. Ello no constituye un problema al ser este tiempo siempre menor que el mínimo recomendado antes de la lectura de la placa (para minimizar el efecto debido al autorrevelado o coloración postirradiación). En el tiempo que dura un experimento de irradiación, raramente más de 1 hora, la difusión estará entre 1 y 2 mm.

### Influencia de la geometría de irradiación: irradiación paralela frente a irradiación perpendicular al haz

La influencia que el ángulo relativo entre la película y el haz de radiación pueda tener se puede asociar, por una parte, a la mayor o menor equivalencia de ésta con el agua, y por otra, a la presencia de espacios de aire que distorsionen la medida. En el caso de películas radiocrómicas, de mejor equivalencia a agua que las tradicionales radiográficas, las diferencias se asocian más a espacios de aire, que pueden producir una sobreestimación de hasta un 10% en caso de irradiación paralela. Este efecto puede minimizarse angulando el *gantry* 2 - 3 grados<sup>79,80</sup>.



Al irradiar películas radiocrómicas dentro de agua, sigue habiendo un aumento de un 1% de densidad óptica en irradiación paralela respecto a la perpendicular lo que, en este caso, sólo es achacable a la no equivalencia exacta entre la película radiocrómica y el agua<sup>50</sup>, que produce una dispersión distinta de los electrones secundarios en torno al punto considerado.

## Aplicaciones especiales de las películas radiocrómicas

El uso más extendido de las películas radiocrómicas es la verificación de los tratamientos de intensidad modulada y ya ha sido ampliamente comentada. Sin embargo sus especiales características la hacen indicada para otras muchas aplicaciones que comentaremos brevemente.

### Dosimetría de fuentes de braquiterapia

La película radiocrómica se ha empleado para dosimetría de semillas de <sup>125</sup>I usadas tanto en braquiterapia intravascular<sup>81,82</sup>, como en aplicaciones oftálmicas. Este tipo de aplicaciones se caracterizan por un alto gradiente de dosis (hasta 50% en 1 mm), así como por la cercanía de órganos de riesgo (la pared vascular puede estar a 0,5 mm de la fuente). Ello exige precisión submilimétrica (difícil de alcanzar incluso con TLD) y una determinación exacta de los parámetros dosimétricos del TG43 (función radial y función de anisotropía) en el rango de distancias de 0,5 cm a 5 cm. Dadas las altas dosis recibidas a tan corta distancia, se hace necesario prolongar el rango de utilidad de las películas EBT usando el canal verde.

Se han estudiado así mismo otros efectos como el apantallamiento mutuo entre semillas en configuraciones densamente empaquetadas (implantes oftálmicos y de próstata)<sup>83</sup>. Este tipo de estudio se extiende, lógicamente, a otros tipos de fuentes tales como <sup>192</sup>Ir, <sup>103</sup>Pd, etc<sup>22,82</sup>.

### Dosimetría *in vivo*

#### En situaciones de irradiación total

Otras aplicaciones interesantes de las películas radiocrómicas se refieren a sus posibilidades para dosimetría *in vivo*. La dosimetría *in vivo* está especialmente indicada en técnicas de tratamiento en las que, por sus complejidades dosimétricas alejadas de la situación

estándar de calibración, hacen indicada una comprobación redundante de la dosis. Un caso característico son las irradiaciones totales, tanto con fotones (TBI)<sup>84</sup> como con electrones (TSER)<sup>75,76</sup>.

En estas técnicas se busca una irradiación lo más homogénea posible (en torno al 10% de la dosis de prescripción) del total del cuerpo en el primer caso o de la piel (espesor de 3 a 5 mm) en el segundo. Para ello se usan distancias fuente-superficie extendidas, tamaños de campo máximos, bajas tasas de dosis y degradadores de energía.

La heterogeneidad intrínseca a este método de irradiación hace necesaria la elaboración de mapas de dosis que permitan identificar zonas de posible infradosificación, que podrán ser sobrepresionadas posteriormente para reducir la probabilidad de recidiva. Los métodos tradicionales de dosimetría *in vivo* en estos casos son los diodos y los TLD, pero la comodidad que implican las películas radiocrómicas las hace buenas candidatas para su utilización.

### Medida de dosis en superficie

Otra aplicación de gran interés de las películas radiocrómicas se refiere a la medida de dosis en superficie, ya que los sistemas de planificación no la calculan correctamente la dosis en superficie<sup>85</sup>. Ésta resulta compleja de caracterizar de forma adecuada, ya que a ella contribuyen fotones y electrones dispersados en el colimador, filtro aplanador y aire interpuesto, retrodispersión en el paciente y electrones de alta energía producidos por los fotones en el aire y los blindajes cercanos al paciente. La falta de equilibrio electrónico produce un gran gradiente de dosis, por lo que la curva de rendimiento puede subir hasta un 60% en los primeros 5 mm.

La dosis en superficie se define como la depositada en la frontera entre el aire y el maniquí, es decir, la energía depositada en una masa de tejido infinitesimalmente pequeño en la superficie del maniquí. De manera práctica definimos la dosis en superficie como la que miden los dosímetros en esta situación, pero hay que tener en cuenta que, en realidad, cada uno de ellos la proporciona a la profundidad de su punto efectivo de medida.

Para la medida de dosis en superficie existen varios métodos, siendo la cámara de extrapolación el estándar para ello<sup>86-88</sup>. Sin embargo estos detectores son caros y por tanto, escasos. Esto justifica la búsqueda de otros dosímetros alternativos, entre los cuales, las cámaras plano-paralelas son una solución, siempre que se apliquen factores de corrección oportunos<sup>89</sup> para compensar su sobrerrespuesta, debida a la contribución de los electrones generados en las

paredes de la cámara, así como el factor de polaridad<sup>90</sup>, importante en estas circunstancias. Los TLD y las películas radiocrómicas pueden ser también buenos candidatos para las medidas dosimétricas en estas situaciones<sup>91</sup>.

En el caso de las películas, será necesario tener en cuenta, como antes se comentó, que la lectura que proporcionan lo es a la profundidad del punto efectivo de medida, que se asume en el centro de la capa sensible, lo que en el caso del modelo EBT corresponde a  $0,0153 \text{ g/cm}^2$ . Para convertir a distancias habrá que escalar por las densidades apropiadas de cada capa. Tomando como referencia la medida hecha con la cámara de extrapolación, se ha obtenido un factor de corrección de -15% si se quiere convertir la medida dada por la película EBT a medida real de dosis en superficie<sup>92</sup>.

### Dosimetría *in vivo* dentro del paciente

Se ha planteado la posibilidad de usar porciones mínimas de película radiocrómica para su implantación dentro del paciente y lectura directa de dosis<sup>30,77</sup>. Las PRC reúnen muchos requisitos para poder ser implantados en el paciente como dosímetro *in vivo*: mínimo tamaño para una mínima perturbación tanto física como dosimétrica; equivalencia a agua e independencia con la energía que permita transformar lectura a dosis en todas las situaciones; cinética rápida y estable para lectura directa; señal aproximadamente lineal con la dosis; independencia de la tasa de dosis; insensibilidad a condiciones ambientales de luz, temperatura y humedad, y finalmente no toxicidad, lo que relaja las condiciones de encapsulado.

El método propuesto consistiría en la implantación de una porción mínima de película radiocrómica, debidamente encapsulada, dentro del paciente. Su lectura directa sería posible a través de fibras óptica que guiaran la luz hasta la película y luego recogieran la transmitida.

### Caracterización de nuevos sistemas de irradiación: radiocirugía y radioterapia intraoperatoria

La película EBT puede también usarse en aplicaciones de radiocirugía que, por sus peculiaridades, ponen a prueba las propiedades de los dosímetros comunes. En la tabla 2 se muestra una comparación cualitativa entre una serie de dosímetros en cuanto a sus características más importantes. Podemos ver que la película radiocrómica destaca en todas ellas siendo su único inconveniente la no linealidad con la dosis.

No obstante, este inconveniente puede ser solucionado con una adecuada calibración. Estas características la hacen indicada para la caracterización de micromultiláminas<sup>93</sup> y dispositivos específicos de radiocirugía como el Cyberknife<sup>62</sup>, para los que se precisa medir curvas de rendimiento, perfiles y factores de salida para campos de hasta 5 mm de diámetro, en los que la falta de equilibrio electrónico lateral acarrea problemas de medida incluso para las modernas microcámaras. A esta exigencia se añade la necesidad de una gran resolución espacial para caracterizar perfiles de campos tan pequeños.

Otra aplicación en las que este tipo de películas revela su utilidad es la caracterización de haces de electrones de radioterapia intraoperatoria<sup>73</sup>, tratamiento en el que las tasas de dosis son mucho mayores que en las situaciones estándar: 30 - 70 mGy por pulso frente a 0,1 mGy por pulso en radioterapia convencional. Para la dosimetría absoluta y la medida de factores de salida en estas situaciones, las cámaras planas tradicionales plantean problemas asociados al cálculo del coeficiente de saturación. El acuerdo de los resultados obtenidos con película comparados con los de un dosímetro tipo Fricke es aceptable para un nivel de incertidumbre del 5%, asumible dadas las características de la técnica.

### Otras aplicaciones

En este apartado podemos incluir el estudio de heterogeneidades tipo pulmón o hueso, en maniqués contruidos a tal efecto. Se han realizado varios estudios<sup>94,95</sup> de este tipo, que comparan los valores obtenidos con películas radiocrómicas, con cálculos Monte Carlo o con los algoritmos de convolución-superposición, que tienen en cuenta el transporte de electrones secundarios y la deposición de energía por parte de los electrones dispersos.

Las medidas realizadas con la película paralela al haz muestran un buen acuerdo con los resultados del método Monte Carlo. En heterogeneidades tipo pulmón es necesario desplazar ligeramente la película del eje del haz para evitar la subestimación de la dosis ya que la película absorbe más que la heterogeneidad. Por otra parte, en heterogeneidades tipo hueso se produce un cierto desacuerdo entre película y Monte Carlo si no se considera que éste último calcula la dosis en hueso mientras que la primera proporciona dosis en película dentro de hueso. Es necesario pues corregir por la razón de poderes de frenado<sup>96</sup> para obtener un mejor acuerdo.

Es interesante mencionar que se han producido algunos intentos de aplicar este tipo de películas a dosimetría en hadronterapia<sup>97</sup>.

**Tabla 2.** Comparación entre distintos detectores. Adaptada de Wilcox y Daskalov 2007.

Detector	Precisión y reproducibilidad	Sensibilidad	Respuesta lineal	Independencia de la tasa de dosis	Independencia de la energía	Resolución espacial	Equivalencia a agua	Facilidad de uso
Cámara de ionización	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx	x	x	xxx
Diodo	xx	xxx	xx	xx	xx	xxx	x	xxx
Diamante	xx	xx	xx	x	xxx	xxx	xxx	x
TLD	xx	xx	xx	xxx	xx	xx	xx	x
MOSFET	x	xx	xxx	xxx	xx	xxx	x	x
Centelleadores plásticos	x	x	xxx	xxx	xx	xxx	xxx	x
Alanina	x	x	xx		x	xxx	xx	x
Películas radiográficas								
XV	xx	xxx	xx	xxx	x	xxx	x	xx
EDR2	xx	xxx	xx	xxx	xx	xxx	x	xx
Películas radiocrómicas								
MD-55	x	xx	xx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx
EBT	xxx	xxx	xx	xxx	xxx	xxx	xxx	xxx

## Incertidumbre total

La incertidumbre total en la determinación de la dosis cuando se utilizan películas radiocrómicas es un dato fundamental a tener en cuenta a la hora de decidir con respecto a su aplicabilidad, ya que el objetivo global en la deposición de dosis en Radioterapia se puede establecer en un 3,5%<sup>98</sup>. Esto supone que la incertidumbre en la determinación de dosis con este tipo de detector debería ser menor del 2%<sup>50</sup>.

Los modelos anteriores de PRC presentaban una incertidumbre comprendida entre el 1 y el 7% en función del tipo y del nivel de dosis de irradiación<sup>21</sup>. En cambio, el modelo actual Gafchromic EBT presenta mejoras en sus dependencias y en la sensibilidad. Sin embargo, su uso ha de seguir un protocolo estricto, sobre todo en aspectos como la orientación, el área de escaneo y el número de escaneos consecutivos, si se quiere obtener un alto nivel de precisión ya que, de otro modo, se pueden alcanzar a niveles de incertidumbre incluso del 12%<sup>34</sup>.

Cuando se siguen estas indicaciones, el nivel de incertidumbre se puede reducir a valores del 2% para niveles de irradiación de 0,4 Gy y con un área de escaneo limitado (2 mm x 2 mm), que incluso se puede reducir aún más si se hacen varios escaneos sobre la misma película o si se tienen en cuenta varias calibraciones<sup>10</sup>.

Estos valores son compatibles con los encontrados por otros autores<sup>94</sup> que estiman una incertidumbre total del 3,6%, ya que en este trabajo se considera que el 1,6% de diferencia con respecto al estudio anterior puede corresponderse a la incertidumbre relativa debida a la diferencia entre películas del mismo lote, efecto que no se estimó en su estudio. En el caso de

comparaciones de rendimientos en profundidad y perfiles medidos con otro detector, como el diamante, la diferencia existente es del 2,5%<sup>33</sup>.

Como se ha mencionado anteriormente, el valor global de incertidumbre es dependiente del nivel de dosis analizado, pudiéndose elevar hasta el 3,5% para dosis de 0,2 Gy y estableciéndose por debajo del 2% cuando la dosis se encuentra por encima de 0,8 Gy<sup>29</sup>.

Existe pues, un razonable grado de coincidencia en los niveles de incertidumbre encontrados en la bibliografía. Sin embargo, dado el alto número de factores que influyen en la respuesta dosimétrica de las películas radiocrómicas, es importante hacer un análisis detallado de la contribución de cada una de ellas en el valor final de la incertidumbre pese a que, obviamente, algunas de ellas no son independientes.

Pueden encontrarse estudios<sup>27</sup> donde se evalúa la contribución en la incertidumbre en la determinación de la densidad óptica neta de una serie de factores para dos niveles de dosis (0,3 Gy y de 1 Gy) en la energía del <sup>60</sup>Co, para un tamaño de área de escaneo y una resolución determinados. La combinación de las incertidumbres asociadas a cada uno de estos efectos lleva a un valor de incertidumbre en la determinación de la densidad óptica neta del 1,6% para 0,3 Gy y 0,8% para 1 Gy. No obstante, la incertidumbre sube al 0,9% en términos de dosis, si ésta se encuentra en torno a 1 Gy. Según este estudio, el parámetro que presenta mayor contribución es la no homogeneidad de las películas, aunque hay que tener presente que los valores de incertidumbre son válidos para el protocolo estudiado, en particular en cuanto al tamaño del área y la resolución y rangos de dosis utilizados.

Otros autores<sup>50</sup> establecen que estas incertidumbres son de origen aleatorio pero que, no obstante,

pueden reducirse al 1,3% siempre que el escaneo se realice en el centro del área del escáner y, al menos con dos películas por medida y recomendando que se haga un estudio detallado de cada lote. En este caso, el parámetro que se considera más influyente es también la falta de homogeneidad intrínseca de las películas.

En otros estudios<sup>38</sup>, los valores relativos a la incertidumbre total que aparecen son superiores a los presentados por otros autores ya que consideran 2 desviaciones estándar, es decir, un factor de cobertura  $k = 2$ . Se hace especial hincapié en la variación de la incertidumbre cuando la orientación es *landscape* (5%, para  $k = 2$ ) o *portrait* (3,52%, para  $k = 2$ ) y en la dependencia de ésta con el nivel de irradiación ya que se eleva a valores de entre el 4 y el 6% ( $k = 2$ ) por debajo de 1 Gy, y fijándose en el 4% para valores superiores de dosis.

En un estudio reciente<sup>49</sup>, se obtienen valores similares y se estima la incertidumbre total de la dosis aproximadamente en el 2% siempre y cuando se establezcan unos parámetros bien definidos de análisis de la película y se establezcan factores de corrección para tener en cuenta la falta de uniformidad en la respuesta del escáner.

La caracterización detallada de la película en cuanto al tamaño de la región de interés analizada y al número de puntos utilizados en la calibración junto con un análisis de las incertidumbres más preciso, puede reducir estos niveles por debajo del 1%<sup>54</sup>. Así, según este trabajo, se alcanzarían valores del 0,9% y del 0,45% en la incertidumbre de la dosis absoluta y relativa (en torno a 2,20 Gy) cuando se utilizan regiones de interés de 1 cm x 1 cm, al menos 12 puntos para caracterizar la curva de calibración y se toman cinco medidas por punto. Estos niveles se pueden reducir ligeramente hasta el 0,8% y el 0,4% cuando el número de puntos en la curva de calibración se eleva a 35. El método descrito hasta llegar a estos niveles de incertidumbres está limitado, sin embargo, por efectos como la dependencia energética, la temperatura o la homogeneidad, que se han considerado despreciables.

Los datos revisados muestran por tanto la posibilidad de alcanzar un grado de incertidumbre suficiente para utilizar las películas radiocrómicas en la verificación de tratamientos de IMRT. Sin embargo, hay discrepancias en cuanto al valor de la misma y el nivel de dosis que se alcanza. La mayoría de los autores coincide en que hay un aumento de la incertidumbre al disminuir la dosis<sup>10,27,29,38</sup>, pero no coinciden en el punto en que se produce el mismo. Así, niveles del 2% de incertidumbre se encuentran para dosis de 0,4 Gy<sup>10</sup>, 0,8 Gy<sup>29</sup>, inferiores a 0,3 Gy<sup>27</sup> o superiores a 1 Gy<sup>38</sup>. Esta incertidumbre se puede reducir a valores aproximados del 1,2% cuando las dosis son de 0,7 Gy<sup>10</sup>, 1 Gy<sup>29</sup> o en algún punto entre 0,3 y

1 Gy<sup>27</sup>. Estas discrepancias parten del hecho de que, aun siendo los estudios consistentes entre sí, ya que hacen análisis de incertidumbre similares, los valores no son realmente comparables pues la metodología experimental no es la misma<sup>49</sup>. Incluso el método de estimación de incertidumbres considerado puede variar los valores obtenidos<sup>54</sup>. Todo ello, en concordancia con lo especificado por la mayoría de los autores, confirma que se pueden alcanzar valores de incertidumbre del 2% o inferiores, con la condición de seguir un protocolo fijo y bien definido y prestando especial atención a las características propias de los sistemas de lectura, de los lotes de película utilizados y realizando un análisis preciso de incertidumbres<sup>27,34,38,49,50,54</sup>.

## EBT-2

En el momento de cerrar este trabajo (junio de 2009) el fabricante (ISP) ha comunicado la aparición de un nuevo modelo de película radiocrómica denominado EBT-2. Dado el escaso tiempo transcurrido desde su aparición, no existen trabajos (salvo la referencia de los propios fabricantes) que permitan establecer criterios ni recomendaciones en cuanto a su utilización en dosimetría, aunque es esperable que muchos de los aspectos tratados en este trabajo sigan teniendo validez.

## Bibliografía

- 1 Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE and Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;26:261-273.
- 2 Cadman P, Bassalow R, Sidhu NP S, Ibbott G and Nelson A. Dosimetric considerations for validation of a sequential IMRT process with a commercial treatment planning system. *Phys Med Biol* 2002;47:3001-3010.
- 3 Chang J, Mageras GS, Chui CS, Ling CC and Lutz W. Relative profile and dose verification of intensity modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:231-240.
- 4 Arnfield MR, Wu Q, Tong S and Mohan R. Dosimetric validation for multileaf collimator-based intensity modulated radiotherapy: a review. *Med Dosim* 2001;26:179-188.
- 5 Sanchez-Doblado F, Arrans R, Leal A, Rosello JV and Carrasco E. Verification of IMRT. ISBN 84-95454-580. Universidad de Sevilla; 2001.
- 6 Ting JY and Davis LW. Dose verification for patients undergoing IMRT. *Med Dosim* 2001;26:205-213.

\* International Special Products (ISP) corp. website: <<http://www.ispcorp.com>> Gafchromic® EBT. Self-Developing film for Radiotherapy dosimetry. International Specialty Products (ISP), Wayne, NJ; 2007.

† International Special Products (ISP) corp. website: <<http://www.ispcorp.com>> GAFCHROMIC EBT2. Self-developing film for radiotherapy dosimetry. International Specialty Products (ISP), Wayne, NJ; 2009.

- 7 Depuydt T, Van Esch A and Huyskens DP. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiother Oncol* 2002;62:309–319.
- 8 Van Esch A, Bohnung J, Sorvari P, Tenhunen M, Paiusco M, Iori M, et al. Acceptance test and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding windows technique: experience from five radiotherapy departments. *Radiother Oncol* 2002;65:53–70.
- 9 Roselló J, Brualla L, Planes D, Alonso S. Evaluación de las películas Radiocrómicas Gafchromic® EBT para su utilización en el control de calidad en IMRT. *Rev Fis Med* 2007;8:109–111.
- 10 Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak EB, Schmidlein CR, Kirov AS and Soares CG. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys* 2005;32:2245–2253.
- 11 Todorovic M, Fischer M, Cremers F, Thom E and Schmidt R. Evaluation of GafChromic EBT prototype B for external beam dose verification. *Med Phys* 2006;33:1321–1328.
- 12 Rink A, Vitkin IA and Jaffray DA. Characterization and real-time optical measurements of the ionizing radiation dose response for a new radiochromic medium. *Med Phys* 2005;32:2510–2516.
- 13 Zeidan OA, Stephenson SAL, Meeks SL, Wagner TH, Willoughby TR, Kupelian PA and Langen KM. Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. *Med Phys* 2006;33:4064–4072.
- 14 Butson MJ, Cheung T and Yu PKN. Measurement of energy dependence for XRCT radiochromic film. *Med Phys* 2006a;33:2923–2925.
- 15 Butson MJ, Cheung T, Yu PKN. Weak energy dependence of EBT gafchromic film dose response in the 50 kVp–10MVp X-ray range. *Appl Radiat Isot* 2006;64:60–62.
- 16 American Association of Physicists in Medicine (AAPM) report 63. Radiochromic Film Dosimetry. *Med Phys* 1998;25:2093–2115.
- 17 McLaughlin WL, Al-Sheikhly M, Lewis DF, Kovacs A and Wojnarovits L. Radiochromic solid-state polymerization reaction. *Irradiation of Polymers*, edited by RL Clough and SW Shalaby. American Chemical Society, Washington DC; 1996:152–166.
- 18 McLaughlin WL and Chalkley L. Low atomic-number dye systems for ionizing radiation measurement. *Phon Sci Eng* 1965;9:159–166.
- 19 McLaughlin WL. “Film, Dyes, and Photographic Systems,” in *Manual on Radiation Dosimetry*. Edited by NW Holm and RJ Berry. Dekker, New York; 1970:129–177.
- 20 McLaughlin WL. “Radiochromic dye-cyanide dosimeters” in *Manual on Radiation Dosimetry*. Edited by NW Holm and RJ Berry. Dekker, New York; 1970:377–385.
- 21 Devic S, Seuntjens J, Hegyi G, Podgorsak EB, Soares CG, Kirov AS, et al. Dosimetric properties of improved GafChromic Films for seven different digitizers. *Med Phys* 2004;31:2392–2401.
- 22 Chiu-Tsao S, Duckworth T, Zhang C, Patel NS, Hsiung C, Wang L, et al. Dose response characteristics of new models of GAFCHROMIC films: Dependence on densitometer light source and radiation energy. *Med Phys* 2004;31:2501–2508.
- 23 McCullough EC and Holmes WT. Acceptance testing computerized radiation treatment planning system: Direct utilization of CT scan data. *Med Phys* 1985;12:237–242.
- 24 Butson MJ, Cheung T, Yu PKN. Absorption spectra variations of EBT radiochromic film from radiation exposure. *Phys Med Biol* 2005;50:N135–N140.
- 25 Devic S, Tomic N, Pang Z, Seuntjens J, Podgorsak EB and Soares CG. Absorption spectroscopy of EBT model GAFCHROMIC film. *Med Phys* 2007;34:112–118.
- 26 McLaughlin WL, Chen YD, Soares CG, Miller A, Van Dyke G, and Lewis DF. Sensitometry of the response of a new radiochromic film dosimeter to gamma radiation and electron beams. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 1991;302:165–176.
- 27 Martisikova M, Ackerman B, Jäkel O. Analysis of uncertainties in Gafchromic EBT film dosimetry of photon beams. *Phys Med Biol* 2008;53:7013–7027.
- 28 Yu PKN, Butson M, Cheung T. Does mechanical pressure on radiochromic film affect optical absorption and dosimetry? *Australas Phys Eng Sci Med* 2006;29:285–288.
- 29 Fuss M. Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry. *Phys Med Biol* 2007;52:4211–4225.
- 30 Rink A, Lewis DF, Varma S, Vitkin IA and Jaffray DA. Temperature and hydration effects on absorbance spectra and radiation sensitivity of a radiochromic medium. *Med Phys* 2008;35:4545–4555.
- 31 Cheung T, Butson MJ, Yu PKN. Post-irradiation coloration of GafChromic EBT radiochromic film. *Phys Med Biol* 2005;50:N281–N285.
- 32 Reinstein LE, Gluckman GR, Meek AG. A rapid colour stabilization technique for radiochromic film dosimetry. *Phys Med Biol* 1998;43:2703–2708.
- 33 Paelink L, De Neeve W and De Wagter C. Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. *Phys Med Biol* 2007;52:231–242.
- 34 Lynch BD, Kozelka J, Ranade MK, Li JG, Simon WE, Dempsey JF. Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC film. *Med Phys* 2006;33:4551–4556.
- 35 Butson MJ, Cheung T, Yu PKN. Scanning orientation effects on Gafchromic EBT film dosimetry. *Australas Phys Eng Sci Med* 2006;29:281–284.
- 36 Sankar A, Ayyangar KM, Nehru NM, Kurup PG, Murali V, Enke CA and Velmurugan J. Comparison of Kodak EDR2 and Gafchromic EBT film for intensity-modulated radiation therapy dose distribution verification. *Med Dosim* 2006;31:273–282.
- 37 Butson MJ, Yu PKN, Cheung T, Metcalfe P. Radiochromic film for medical radiation dosimetry. *Mater Sci Eng* 2003;R41:61–120.
- 38 Saur S, Frengen J. Gafchromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: A novel background correction method full dose uncertainty analysis. *Med Phys* 2008;35:3094–3101.
- 39 Alva H, Mercado-Uribe H, Rodríguez-Villafuerte M, Brandon ME. The use of a reflective scanner to study radiochromic film response. *Phys Med Biol* 2002;47:2925–2933.
- 40 Kalef-Ezra J, Karawa K. Radiochromic film dosimetry: reflection vs transmission scanning. *Med Phys* 2008;35:2308–2311.
- 41 Fusi F, Mercatelli L, Marconi G, Cuttone G, Romano G. Optical characterization of a radiochromic film by total reflectance and transmittance measurements. *Med Phys* 2004;31:2147–2154.

- 42 Latimer P, Noh SJ. Light propagation in moderately dense particle systems: A re-examination of the Kubelka-Munk theory. *Appl Opt* 1987;26:514-522.
- 43 Kubelka P. New contributions to the optics of intensely light-scattering materials, Part II. *J Opt Soc Am* 1954;44:330-335.
- 44 Fiandra C, Ricardi U, Ragona R, Anglesio S, Romana F, Calamia E and Lucio F. Clinical use of EBT model Gafchromic film in radiotherapy. *Med Phys* 2006;33:4314-4319.
- 45 Hupe O and Brunzendorf J. A novel method of radiochromic film dosimetry using a color scanner. *Med Phys* 2006;33:4085-4094.
- 46 Devic S, Tomic N, Soares CG and Podgorsak EB. Optimizing the dynamic range extension of a radiochromic film dosimetry system. *Med Phys* 2009;36:429-437.
- 47 Devic S, Wang YZ, Tomic N and Podgorsak EB. Sensitivity of linear CCD array based film scanner used for film dosimetry. *Med Phys* 2006;33:3993-3996.
- 48 Menegotti L, Delana A and Martignano A. Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: a fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. *Med Phys* 2008;35:3078-3085.
- 49 Ferreira BC, Lopes MC, Capela M. Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic EBT films for radiation dosimetry. *Phys Med Biol* 2009;54:1073-1085.
- 50 Van Battum LJ, Hoffmans D, Piersma H, Heukelom S. Accurate dosimetry with GafChromic EBT film of a 6MV photon beam in water: What level is achievable? *Med Phys* 2008;35:704-716.
- 51 Miras H, Arrans R. An easy method to account for light scattering dose dependence in radiochromic films. *Med Phys* 2009;36:3866-3869.
- 52 Ramani R, Lightstone AW, Mason DLD, O'Brien PF. The use of radiochromic film in treatment verification of dynamic stereotactic radiosurgery. *Med Phys* 1994;21:389-392.
- 53 Zeidan OA, Li JG, Low DA, and Dempsey JF. Comparison of small photon beams measured using radiochromic and silver-halide films in solid water phantoms. *Med Phys* 2004;31:2730-2737.
- 54 Bouchard H, Lacroix F, Beaudoin B, Carrier JF, Kawrakow I. On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. *Med Phys* 2009;36:1931-1946.
- 55 Renade MK, Li JG, Dubose RS, Kozelka J, Simon WE, Dempsey JF. A prototype quantitative film scanner for radiochromic film dosimetry. *Med Phys* 2008;35:473-479.
- 56 Cheung T, Martin J, Butson MJ and Yu PKN. Independence of calibration curves for EBT Gafchromic films of the size of high-energy X-ray fields. *Appl Radiat Isot* 2006;64:1027-1030.
- 57 Chui-Tsao ST, de la Zerda A, Lin J and Kim JH. High-sensitivity GafChromic film dosimetry for <sup>125</sup>I seed. *Med Phys* 1994;21:651-657.
- 58 Stevens MA, Turner JR, Hugtenburg RP, and Butler PH. High resolution dosimetry using radiochromic film and a document scanner. *Phys Med Biol* 1996;41:2357-2365.
- 59 Zhu Y, Kirov AS, Mishra V, Meigooni AS and Williamson JF. Quantitative evaluation of radiochromic film response for two-dimensional dosimetry. *Med Phys* 1997;24:223-231.
- 60 Del Moral F, Vazquez JA, Ferrero JJ, Lopez A, Teijeiro A, Medal FD et al. Cálculo de la sección eficaz de los centros activos de las películas Gafchromic EBT a partir de su curva sensitométrica. Congreso Conjunto SEFM-SEPR, Jun 2-5 2009. Alicante, España. 121-06.
- 61 Mack A, Mack G, Weltz D, Scheib SG, Böttcher HD, Seifert V. High precision film dosimetry with GAFCHROMIC® films for quality assurance especially when using small fields. *Med Phys* 2003;30:2399-2408.
- 62 Wilcox EE, Daskalov GM. Evaluation of GAFCHROMIC EBT film for CyberKnife dosimetry. *Med Phys* 2007;34:1967-1974.
- 63 Sayeg JA and Gregory RC. A new method for characterizing beta-ray ophthalmic applicator sources. *Med Phys* 1991;18:453-461.
- 64 Meigooni AS, Sanders MF, Ibbott GS and Szeglin SR. Dosimetric characteristics of improved radiochromic film. *Med Phys* 1996;23:1883-1888.
- 65 Niroomand-Rad A, Chiu-Tsao ST, Soares CG, Meigooni AS, Kirov AS. Comparison of Uniformity of Dose Response of Double Layer Radiochromic Films (MD-55-2) Measured at 5 Institutions. *Phys Med* 2005; Vol XXI N.1:15-21.
- 66 Dempsey JF, Low DA, Mutic S, Markman J, Kirov AS, Nussbaum GH, Williamson JF. Validation of a precision radiochromic film dosimetry system for quantitative two-dimensional imaging of acute exposure dose distributions. *Med Phys* 2000;27:2462-2475.
- 67 Esthappan J, Mutic S, Harms WB, Dempsey JF, Low DA. Dosimetry of therapeutic photon beams using an extended dose range film. *Med Phys* 2002;29:2438-2445.
- 68 Sykes JR, James HV, Williams PC. How much does film sensitivity increase at depth for larger field sizes? *Med Phys* 1999;26:329-30.
- 69 Chiu-Tsao S, Ho Y, Shankar R, Wang L and Harrison LB. Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies. *Med Phys* 2005;32:3350-3354.
- 70 Butson MJ, Cheung T and Yu PKN. Measurement of energy dependence for XRCT radiochromic film. *Med Phys* 2006;33:2923-2925.
- 71 Rink A, Vitkin IA, and Jaffray DA. Energy dependence (75 kVp to 18 MV) of Radiochromic films assessed using a real-time optical dosimeter. *Med Phys* 2007;34:458-463.
- 72 Su F, Liu Y, Stathakis S, Shi C, Esquivel C and Papanikolaou N. Dosimetry characteristics of GAFCHROMICs EBT film responding to therapeutic electron beams. *Appl Radiat Isot* 2007;65:1187-1192.
- 73 Fiandra C, Ragona R, Ricardi U, Anglesio S and Giglioli FR. Absolute and relative dose measurements with Gafchromic™ EBT film for high energy electron beams with different doses per pulse. *Med Phys* 2008;35:5473-5470.
- 74 Gamble LM, Farrell TJ, Jones GW and Hayward J. Composite depth dose measurement for total skin electron (TSE) treatments using radiochromic film. *Phys Med Biol* 2003;48:891-898.
- 75 Gamble LM, Farrell TJ, Jones GW and Hayward J. Two-dimensional mapping of underdosed areas using radiochromic film for patients undergoing Total Skin Electron Beam Radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;62:920-924.
- 76 Bufacchi A, Carosi A, Adorante N, delle Canne, Malatesta T, Capparella R, et al. In vivo EBT radiochromic film dosimetry of electron beam for Total Skin Electron Therapy (TSET). *Phys Med* 2007;23:67-72.
- 77 Rink A, Vitkin IA and Jaffray DA. Suitability of radiochromic medium for real-time optical measurements of ionizing radiation dose. *Med Phys* 2005;32:1140-1155.

- 78 Rink A, Vitkin IA, and Jaffray DA. Intra-irradiation changes in the signal of polymer-based dosimeter (GAFCHROMIC EBT) due to dose rate variations. *Phys Med Biol* 2007;52:523-529.
- 79 Butson MJ, Cheung T, Yu PNK. Radiochromic film dosimetry in water phantoms. *Phys Med Biol* 2001;46:N27-N31.
- 80 Suchowerska N, Hoban P, Butson M, Davison A, Metcalfe P. Directional dependence in film dosimetry: radiographic and radiochromic film. *Phys Med Biol* 2001;46:1391-1397.
- 81 Chiu-Tsao S, Munro J, Harrison L. Radiochromic Film Dosimetry for a New Type of I-125 Seed: Determination of TG43 Parameters. *Med Phys* 2006;33:2133-2133.
- 82 Chiu-Tsao S, Medich D, Munro J. The use of new GAFCHROMIC EBT film for <sup>125</sup>I seed dosimetry in Solid Water phantom. *Med Phys* 2008;35:3787-3799.
- 83 Chiu-Tsao S, Ennis R, Shasha D, Harrison L. Interference of I-125 dose distributions by neighbouring seeds in dense packing configurations: a radiochromic film study. *Med Phys* 2006;33:2114-2114.
- 84 Su FC, Chengyu S, Papanikolaou N. Clinical application of GAFCHROMIC EBT film for in vivo dose measurements of total body irradiation radiotherapy. *Appl Radiat Isot* 2008;66:389-394.
- 85 Qi ZY, Deng XW, Huang SM, Zhang L, He ZC, Li XA, et al. In vivo verification of superficial dose for head and neck treatments using intensity-modulated techniques. *Med Phys* 2009;36:59-70.
- 86 Velkley DE, Manson DJ, Purdy JA, Oliver GD. Build-up region of megavoltage photon radiation sources. *Med Phys* 1975;2:14-19.
- 87 Nilsson B, Montelius A. Fluence perturbation in photon beams under nonequilibrium conditions. *Med Phys* 1986;13:191-195.
- 88 Cora S, Francescon P. Accurate build-up and surface dose measurements of megavolt photon beams from variety of accelerators. *Phys Med* 1995;11:17-22.
- 89 Gerbi BJ. The response characteristics of a newly designed plane-parallel ionization chamber in high-energy photon and electron beams. *Med Phys* 1993;20:1411-1415.
- 90 Podgorsak EB. Relative dose measurements with ionization chambers. In: *Review of radiation oncology physics: A Handbook for Teachers and Students*. Edited by International Atomic Energy Agency. Vienna: IAEA;2005:209-212.
- 91 Bilge H, Cakir A, Okutan M, Acar H. Surface dose measurements with GafChromic EBT film for 6 and 18MV photon beams. *Phys Med* 2009;25:101-104.
- 92 Devic S, Seuntjens J, Abdel-Rahman W, Evans M, Olivares M, Podgorsak EB, et al. Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications. *Med Phys* 2006;33:1116-1124.
- 93 García-Garduño OA, Celis MA, Lárraga-Gutiérrez JM, Moreno-Jiménez S, Martínez-Dávalos A, Rodríguez-Villafuerte M. Radiation transmission, leakage and beam penumbra measurements of a micro-multileaf collimator using GafChromic EBT film. *J Appl Clin Med Phys* 2008;9:90-98.
- 94 Wilcox EE, Daskalov GM. Accuracy of dose measurements and calculations within and beyond heterogeneous tissues for 6MV photon fields smaller than 4 cm produced by Cyberknife. *Med Phys* 2008;35:2259-2266.
- 95 Paelinck L, Reynaert N, Thierens H, De Neve W, De Wagter C. Experimental verification of lung dose with radiochromic film: comparison with Monte Carlo simulations and commercially available treatment planning systems. *Phys Med Biol* 2005;50:2055-2069.
- 96 Siebers JV, Keall PJ, Nahum AE, Mohan R. Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations. *Phys Med Biol* 2000;45:983-995.
- 97 Cianguru G, Yang JN, Oliver PJ, Bues M, Zhu M, Nakagawa F et al. Verification procedure for isocentric alignment of proton beams. *J Appl Clin Med Phys* 2007;8:65-75.
- 98 Mijnheer BJ, Aalbers AHL, Visser AG, Wittkamper FW. Consistency and simplicity in the determination of absorbed dose to water in high-energy photon beams: A new code of practice. *Radiother Oncol* 1986;7:371-284.

# Optimización de actividad a administrar para estudios de gammagrafía renal con $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA en Cuba<sup>†</sup>

## Optimization of administered radionuclide activity in renal studies using $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA in Cuba

M Díaz Barreto<sup>1,\*</sup>, M Pérez Díaz<sup>2</sup>, GM López Bejerano<sup>3</sup>, C Varela Corona<sup>1</sup> y JE Paz Viera<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Centro de Control Estatal de Equipos Médicos (CCEEM). La Habana, Cuba.

<sup>2</sup> Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas. Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información (CEETI). Villa Clara, Cuba.

<sup>3</sup> Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (CPHR). La Habana, Cuba.

Fecha de Recepción: 19/11/2008 - Fecha de Aceptación: 13/02/2009

<sup>†</sup> Este artículo está basado en un estudio publicado por primera vez en el Libro de Comunicaciones del 12 Congreso de la IRPA. Argentina 2008. Accesible en la dirección: <http://www.irpa12.org.ar/fullpapers/FP3117.pdf>.

Este trabajo se centra en la aplicación de criterios de optimización a la actividad administrada a pacientes en estudios de gammagrafías renales con  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA. La muestra incluyó 35 sujetos, 23 niños y 12 adultos. Se consideraron las características físico metabólicas de los pacientes, la calidad del marcaje del radiofármaco y los parámetros físicos fundamentales de la gammacámara. Se evaluó la calidad diagnóstica del estudio empleando criterios subjetivos consistentes en la valoración de la calidad de las imágenes según el criterio de 2 observadores expertos de manera independiente, los cuales desconocían los valores de actividad administrada, y criterios objetivos mediante la evaluación de la relación señal/ruido y la varianza del ruido aleatorio presente en las imágenes. A partir de estas variables físicas, se desarrollaron técnicas de conglomerados y análisis discriminante para encontrar grupos con calidad de imagen diferenciada desde el punto de vista físico y matemático, independientes de la subjetividad de los observadores. Como resultado se infiere que es posible reducir en un 50% las actividades administradas actualmente.

**Palabras clave:** Optimización de actividad, gammagrafía renal con  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA, calidad de imagen.

The present research is focused on the optimization of administered radionuclide activity in renal studies using  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA. The patients sample included 35 subjects, 23 of them were children and the other 12 were adults. Physical and metabolic characteristics of patients, total time of the study as well as radiopharmaceuticals quality and gamma camera performance was considered in the experiments. Image quality of each study was evaluated using subjective criteria from two expert observers, without previous information about administered activity, and objective criteria based on signal/noise ratios and variance of the random noise in the images. They were used to develop clustering and discriminant analysis over the independent variables to detect groups of images with differentiated quality from the physical and mathematical point of view. As a conclusion, we found that it is possible to reduce the given activities in 50%.

**Key words:** Optimization of activity,  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA renal gammagraphy studies, image quality.

\* Correspondencia  
E-mail: marlenin@cceem.sld.cu



## Introducción

Una manera de mejorar la protección radiológica de los pacientes en Medicina Nuclear (MN) es optimizando la actividad que se administra a los mismos y estableciendo niveles de referencia de actividad para los diferentes estudios. Cualquier método destinado a la reducción de la actividad que se le debe administrar a un paciente en cualquier tipo de estudio de MN parte de establecer una adecuada relación de compromiso entre calidad de la imagen y protección radiológica del paciente, siguiendo los principios de justificación y optimización que rigen las prácticas con sustancias radiactivas<sup>1</sup>.

El término calidad de imagen es una medida de la adecuación de la imagen a los requisitos necesarios para un correcto diagnóstico. La calidad de la imagen es tanto mejor cuanto más fácil resulte extraer la información diagnóstica que motivó la prescripción de la exploración con radioisótopos<sup>2</sup>, ésta se puede cuantificar en términos físicos de variables como el contraste de imagen, el ruido aleatorio, la resolución espacial, la presencia o no de artefactos y la distorsión, entre otras<sup>3</sup>.

En los últimos años y a partir de la evolución de la teoría del procesamiento digital de imágenes, se han publicado formas novedosas y mucho más precisas de determinar la calidad de las imágenes según los niveles y tipos de ruido que contienen, así como por sus niveles de contraste y definiendo nuevas magnitudes combinadas<sup>4</sup> para el análisis de la distinción de los objetos circundantes, donde importa más la diferencia entre sus contrastes que la intensidad propia de cada uno de ellos.

Una cuestión de gran interés práctico y clínico, es cómo puede reducirse la actividad administrada de adultos a niños de varias edades. Hay varios métodos y recomendaciones de cómo administrar actividades a pacientes pediátricos<sup>5</sup>. Con el fin de optimizar la actividad a administrar para estudios en pacientes pediátricos, Vestregreen y cols., desarrollaron un método basado en un modelo matemático<sup>6</sup>. Posteriormente para construir su modelo, el citado grupo de autores asume que la calidad de la imagen, en el caso de estudios renales estáticos como las gammagrafías con <sup>99m</sup>Tc-DMSA<sup>7</sup>, se estima principalmente por la densidad de conteos, que determina el ruido estadístico en áreas grandes del riñón mientras que, para áreas pequeñas, asumen que la calidad de la imagen está determinada por la resolución espacial (efecto de volumen parcial).

En estudios renales en los que se emplea <sup>99m</sup>Tc-DMSA se comprobó que con la aplicación del modelo se obtienen los menores valores de actividad a administrar para niños de todas las edades, con densidades de conteos en las imágenes similares a las obtenidas en estudios

con adultos, lo que implica a su vez similar calidad de imagen. El método de dosificación que calcula la actividad a administrar según la superficie corporal<sup>6</sup> ofreció resultados equivalentes con la ventaja de resultar más fácil de aplicar.

Tomando en consideración toda esta información disponible en la literatura se llevó a cabo la investigación con la intención de reducir la actividad de <sup>99m</sup>Tc-DMSA que se administra a los pacientes en nuestro centro. Para ello se aplicó un criterio de optimización<sup>8</sup> a la actividad administrada a pacientes a los que se les realizaron estudios de gammagrafía renal estática (GR) con <sup>99m</sup>Tc-DMSA y se evaluó la calidad de las imágenes obtenidas empleando criterios subjetivos (criterio de expertos) y objetivos (cálculo de la relación señal/ruido (*RSR*) y la dispersión del ruido aleatorio presente en las imágenes).

## Material y métodos

### Selección de la muestra de estudio

Entre los pacientes remitidos al Servicio de MN de nuestro centro para realizarse un estudio renal morfofuncional mediante GR con <sup>99m</sup>Tc-DMSA se seleccionó una muestra de conveniencia de 35 sujetos de ambos sexos. De ellos 23 fueron niños (66% de la muestra), con edades comprendidas entre 3 meses y 13 años. El resto (34% de la muestra) estuvo compuesto por 12 adultos con edades entre 28 y 75 años.

### Diseño de la investigación

Se tomó un primer grupo de pacientes elegidos al azar (grupo 1, con 7 casos) a los cuales les fue administrada la actividad de <sup>99m</sup>Tc-DMSA que habitualmente se utilizaba en el servicio para este tipo de estudio. Partiendo de estos valores de actividad, se comenzó una reducción paulatina de la actividad al resto de los pacientes incluidos en la muestra, siguiendo el rango de aceptación publicado<sup>5,6,9</sup>. Se conformaron otros tres grupos, siendo el último al que se le administró la menor actividad (grupo 4). Se garantizó siempre una adecuada densidad de conteos, así como un tiempo total de duración del estudio inferior a los 30 minutos, para evitar movimientos sensibles en los pacientes.

### Características del equipamiento y radiofármaco empleado

Las gammagrafías se realizaron empleando una gammacámara planar General Electric 400 AT, con

colimador de propósito general de huecos paralelos y con el sistema de adquisición y procesamiento IMAGAMMA<sup>10</sup>. El radiofármaco (RF) empleado fue el  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA producido en el CENTIS (Centro de Isótopos de Cuba).

### Protocolo de adquisición de las imágenes

Para la adquisición de las imágenes se utilizó el protocolo de adquisición estándar que se emplea en el servicio para imágenes renales estáticas: densidad de conteos de 300 kilocuentas por vista, matriz de 128 x 128 en modo *Word* y paciente en posición decúbito supino. Se adquirieron imágenes correspondientes a 3 vistas: vista posterior (VP), oblicua posterior izquierda (OPI) y oblicua posterior derecha (OPD). En los casos de pacientes con ectopia renal se añadió la vista anterior (VA)<sup>11</sup>.

### VARIABLES CONSIDERADAS EN EL ESTUDIO

Las variables independientes tenidas en cuenta durante la investigación fueron: la actividad administrada a los pacientes  $AA$  (MBq), la edad  $E$  (años) y peso corporal  $P$  (kg) de los mismos, el tiempo total de duración del estudio  $TTE$  (min) y la eficiencia de marcaje del radiofármaco  $EM$  (%).

### Evaluación de la calidad de las imágenes

La calidad de las imágenes gammagráficas obtenidas fue evaluada por dos métodos:

**Método subjetivo:** consistió en la valoración de la calidad de las imágenes según el criterio de 2 observadores expertos de manera independiente, quienes desconocían los valores de actividad bajo los cuales se realizó cada estudio. Para realizar esta evaluación los expertos analizaron todas las vistas gammagráficas obtenidas en la investigación, o sea, la vista posterior, las vistas oblicuas (posterior izquierda y posterior derecha), y la vista anterior en los casos en que fue necesario dada la patología del paciente<sup>11</sup>.

**Método objetivo:** mediante la evaluación de la relación señal/ruido y la varianza de la distribución del ruido aleatorio presente en las imágenes<sup>4,12</sup>. A partir de los resultados de éstas se aplicó la técnica de conglomerados<sup>8,13</sup> para buscar la presencia de grupos con calidad de imagen diferenciada matemáticamente al variar la actividad administrada. Posteriormente, se aplicó análisis discriminante lineal<sup>8,13</sup> para seleccionar de entre todas las variables independientes, aquellas

que resultaron determinantes de la calidad de imagen en los conglomerados formados, a partir del peso estadístico recibido.

### Implementación del análisis matemático de la calidad de las imágenes

Para calcular las medidas de calidad objetivas y realizar el análisis cuantitativo de calidad de imagen se empleó el programa MATLAB versión 7.0 utilizando las imágenes de la vista posterior de cada paciente y determinando la varianza del ruido en una región de interés ( $\sigma_R^2$ ) y la relación señal/ruido ( $RSR$ ) mediante las siguientes expresiones:

$$\sigma_R^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2, \quad (1.1)$$

y

$$RSR(\text{dB}) = 10 \log_{10} \left( \frac{\bar{x}}{\sigma_R} \right) \quad (1.2)$$

donde  $\bar{x}$  es el valor medio de las intensidades de los píxeles en la región de interés (ROI) sobre el riñón menos la región de ruido seleccionada y  $\sigma_R$  es la desviación estándar de la ROI de ruido.  $\sigma_R$  representa el nivel de ruido aleatorio.

Para el cálculo de estas magnitudes se trazaron ROI de 3 x 3 píxeles en zonas con distribución homogénea del radiofármaco, fuera de áreas patológicas, y se obtuvieron perfiles de actividad que mostraron el comportamiento del ruido aleatorio.

### Criterio de optimización utilizado

Se aplicó la técnica de conglomerados y análisis discriminante sobre SPSS 11.5. En ambas técnicas se emplearon como variables independientes la edad, el peso corporal, la actividad administrada, el tiempo de duración total del estudio y la eficiencia del marcaje radioquímico; y como variables de clasificación, la relación señal/ruido y la varianza del ruido aleatorio.

El criterio de optimización utilizado consistió en elegir la menor actividad administrada alrededor de la cual una mayoría de casos clasifican dentro de conglomerados con mayor calidad de imagen<sup>14</sup>.

### Resultados y discusión

La tabla 1 muestra los valores de todas las variables tenidas en cuenta en esta investigación.

Tabla 1. Principales parámetros evaluados en la investigación.

Grupo/Pac	E (años)	P (kg)	AA (MBq)	TTE (min)	EM (%)	RSR (dB)	$\sigma_R^2$
I. 1	47	65,50	290,45	15	97	15,14	2,21
I. 2	10	33,00	260,85	15	97	14,68	2,46
I. 3	4	15,80	256,78	14	97	12,91	2,67
I. 4	0,75	10,00	248,27	14	97	9,40	2,45
I. 5	0,25	6,20	233,84	15	97	11,18	3,33
I. 6	59	72,20	229,77	17	97	7,16	3,67
I. 7	0,33	6,60	224,96	14	97	9,60	3,89
II. 8	1,5	8,50	186,11	20	96,5	13,31	3,69
II. 9	4	17,80	180,19	20	96,5	15,87	1,84
II. 10	50	87,50	166,50	20	96,5	13,57	3,12
II. 11	52	70,00	164,28	20	96,5	14,37	2,83
II. 12	0,58	8,50	160,21	15	96,5	13,71	2,75
II. 13	29	70,00	159,10	19	96,5	14,45	2,90
II. 14	75	47,00	158,36	19	96,5	14,74	2,44
II. 15	28	63,50	158,36	20	96,5	14,65	2,52
II. 16	72	75,50	157,99	30	96,5	13,12	2,26
II. 17	33	80,00	152,44	19	96,5	10,28	4,60
II. 18	2	12,00	151,70	16	96,5	13,12	2,50
III. 19	9	29,50	143,93	17	98	14,45	1,86
III. 20	0,75	7,00	140,60	19	98	15,15	1,75
III. 21	9	43,00	140,60	20	98	13,95	1,97
III. 22	30	84,00	140,60	25	98	15,50	1,68
III. 23	56	77,20	133,57	17	98	8,73	3,91
III. 24	13	49,00	128,03	25	98	13,73	3,22
III. 25	39	71,00	119,88	20	98	15,26	2,14
III. 26	9	28,00	118,40	20	98	11,66	3,13
III. 27	0,58	9,00	114,70	19	98	13,06	2,95
IV. 28	3	13,00	107,67	22	97,4	12,52	2,72
IV. 29	4	15,50	107,30	18	97,4	13,04	2,78
IV. 30	6	30,00	104,71	21	97,4	11,06	2,33
IV. 31	7	35,00	102,86	19	97,4	13,78	2,81
IV. 32	2	11,00	97,68	30	97,4	11,58	3,44
IV. 33	12	50,00	93,24	19	97,4	13,62	2,55
IV. 34	3	19,00	86,21	18	97,4	10,92	3,76
IV. 35	0,4	8,70	84,00	23	97,4	11,40	4,31
mín.	0,25	6,20	84,00	14	96,5	7,16	1,68
máx.	75	87,50	290,45	30	98	15,87	4,60
Prom $\pm \sigma$	19,2 $\pm$ 22,94	38,0 $\pm$ 27,97	157,2 $\pm$ 54,18	19,3 $\pm$ 3,88	97,2 $\pm$ 0,59	12,9 $\pm$ 2,09	2,8 $\pm$ 0,73

Grupo I: Pacientes del 1 al 7.

Grupo II: Pacientes del 8 al 18.

Grupo III: Pacientes del 19 al 27.

Grupo IV: Pacientes del 28 al 35.

E: Edad del paciente (en años).

P: Peso del paciente (en kg).

AA: Actividad administrada al paciente (en MBq).

TTE: Tiempo total de duración del estudio (en min).

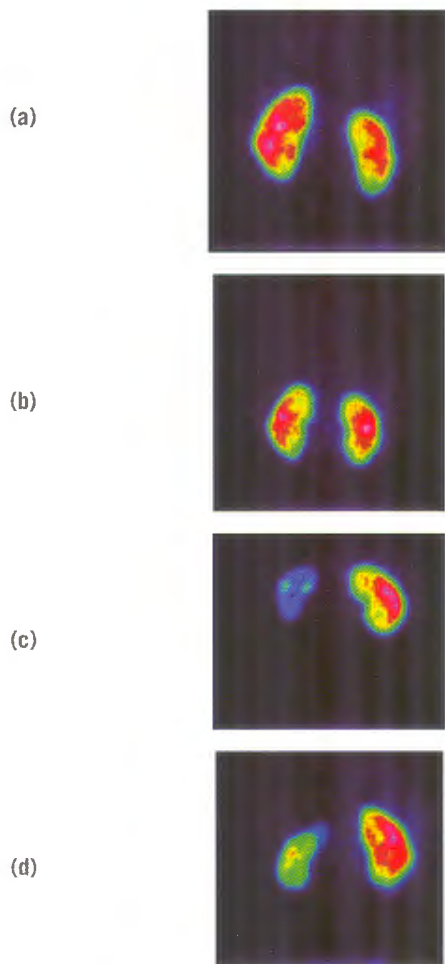
EM: Eficiencia del marcaje radioquímico (en %).

RSR: Relación Señal / Ruido (en dB).

( $\sigma_R^2$ ): Varianza del ruido aleatorio en una región de interés.

## Evaluación cualitativa de las imágenes

Según la evaluación cualitativa dada por los dos expertos, la calidad de las imágenes fue evaluada como buena en toda la muestra. En los 35 casos fue posible emitir un diagnóstico médico a partir de la valoración de las imágenes gammagráficas obtenidas en el estudio, incluso para los valores más bajos de actividad administrada. La variación de actividad administrada no fue sensible para ninguno de los dos expertos a partir del análisis de las imágenes.



**Fig. 1**

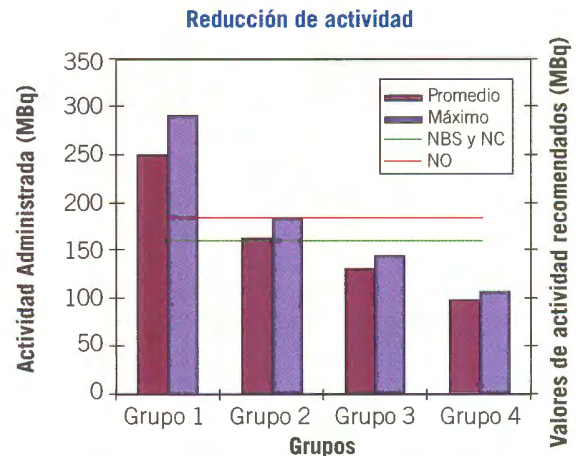
- a) GR  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA Vista Posterior adulto 57 años.
- b) GR  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA Vista Posterior niño 12 años.
- c) GR  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA Vista Posterior niño 9 años.
- d) GR  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA Vista Posterior niño 12 años.

En la fig. 1 se muestran imágenes representativas de la vista posterior correspondientes a un paciente de cada grupo. En todos los casos puede observarse una

buena definición del área renal, con un buen contraste entre la imagen y el fondo y un bajo nivel de ruido aleatorio, como prueba de que todas las actividades utilizadas son suficientes para garantizar calidad de imagen adecuada en pacientes de diferentes edades<sup>5,15,16</sup>.

## Análisis del comportamiento de la actividad administrada

La fig. 2 muestra que cuando se inició la investigación la actividad administrada a los pacientes (249 MBq como promedio y 290 MBq como valor máximo) era superior al valor recomendado en las Normas Básicas de Seguridad (NBS<sup>9</sup>) y en la Norma Cubana (NC)<sup>17</sup>; así como al nivel orientativo (NO) propuesto en el país para este tipo de estudio<sup>18</sup>.



**Fig. 2.** Comportamiento de la actividad administrada en los 4 grupos de pacientes.

## Evaluación cuantitativa de las imágenes

Los resultados de la evaluación cuantitativa de las imágenes mediante los valores obtenidos de la relación señal/ruido se muestran en la Tabla 2. Estos valores se encuentran en concordancia con lo publicado para estos índices en la literatura científica como valores adecuados para garantizar una buena calidad de imagen, aun para las actividades más bajas administradas (valores de *RSR* superiores a 8 dB ya son suficientes para garantizar adecuada detectabilidad de detalles)<sup>16,19,29,30</sup>.

Se aprecia que no existieron diferencias significativas en la relación señal/ruido a partir de los resultados de la prueba no paramétrica de medias (Kruskall

**Tabla 2.** Comparación de valores promedio, mínimo y máximo de la *RSR* (dB) en la muestra total y por grupos.

<i>RSR</i> (dB)	Muestra total n = 35	Grupo 1 n = 7	Grupo 2 n = 11	Grupo 3 n = 9	Grupo 4 n = 8
Promedio $\pm \sigma$	18,87 $\pm$ 2,09	11,40 $\pm$ 2,95	13,70 $\pm$ 1,42	13,50 $\pm$ 2,16	12,20 $\pm$ 1,15
Mínimo	7,16	7,16	10,30	8,70	10,90
Máximo	15,87	15,10	15,87	15,50	13,80

$\sigma$  representa la desviación estándar de los valores.

Wallis) para los cuatro grupos de actividad analizados globalmente ( $\chi^2 = 7,118$ ,  $p = 0,068$ ) para un 95% de confianza.

Este resultado se complementa con el análisis de la dispersión del ruido aleatorio. En la tabla 3 se muestran los valores promedio, mínimos y máximos de la varianza del ruido aleatorio ( $\sigma_R^2$ ) en la muestra total y por grupos. Esto equivale a curvas de dispersión relativamente estrechas que se traducen visualmente en niveles de ruido que no afectan a la adecuada detección de las lesiones para todos los grupos de actividad<sup>4</sup> lo que se traduce en un correcto diagnóstico de la patología en cuestión.

### Resultados de la aplicación de la técnica de conglomerados y análisis discriminante

Las técnicas de conglomerados fueron utilizadas para determinar si a partir de las variables medidas se podían obtener diferentes niveles de calidad de imagen que fueran significativamente diferentes. Como resultado se obtuvieron 4 conglomerados jerárquicos de calidad de imagen ligeramente diferenciada, haciendo la clasificación tomando la *RSR* (dB) como variable dependiente que determina la calidad de imagen en este estudio. La tabla 4 contiene la pertenencia de los casos, según *RSR*, a los 4 conglomerados formados. El

conglomerado de mayor calidad de imagen es el 1, ya que en él se agrupan los casos con valores más altos de la *RSR*.

Posteriormente se realizó un análisis ANOVA que demuestra que realmente existen diferencias estadísticamente significativas globales entre los conglomerados formados. Sin embargo, apreciamos que la distribución de los conglomerados no responde básicamente a la actividad administrada, ya que en cada uno aparecen casos con muy diferente dosificación (pertenecientes a diferentes grupos de actividad).

La tabla 5 contiene los resultados que arrojó el análisis discriminante lineal de las variables analizadas. Se observa que solamente tienen cierta significación las variables edad y peso corporal del paciente. La actividad administrada, el tiempo total del estudio y la eficiencia de marcaje del radiofármaco no resultaron ser significativas en la clasificación de estudios dentro de conglomerados con calidad de imagen diferenciada según la relación señal/ruido. Este resultado, a los efectos del objetivo de este trabajo y del criterio de optimización utilizado, muestra que disminuir la actividad hasta el nivel mínimo probado en esta investigación no determina la existencia de diferencias significativas en la calidad de imagen en términos de relación señal/ruido en los conglomerados formados.

**Tabla 3.** Comparación de valores promedio, mínimo y máximo de la dispersión del ruido aleatorio ( $\sigma_R^2$ ) en la muestra total y por grupos.

$\sigma_R^2$	Muestra total n = 35	Grupo 1 n = 7	Grupo 2 n = 11	Grupo 3 n = 9	Grupo 4 n = 8
Promedio $\pm \sigma$	2,80 $\pm$ 0,73	3,00 $\pm$ 0,67	2,90 $\pm$ 0,75	2,50 $\pm$ 0,80	3,10 $\pm$ 0,68
Mínimo	1,68	2,21	1,84	1,68	2,33
Máximo	4,60	3,89	4,60	3,91	4,31

**Tabla 4.** Valor de *RSR* (dB) para los casos pertenecientes a cada conglomerado.

Valor de <i>RSR</i> (dB) Conglomerado 1	Valor de <i>RSR</i> (dB) Conglomerado 2	Valor de <i>RSR</i> (dB) Conglomerado 3	Valor de <i>RSR</i> (dB) Conglomerado 4
15,14	7,16	13,31	11,18
14,68	8,73	13,57	9,60
15,87		13,71	9,40
14,37		13,12	10,28
14,45		12,91	11,66
14,74		13,12	11,06
14,65		13,95	11,58
14,45		13,73	10,92
15,15		13,06	11,40
15,50		12,52	
15,26		13,04	
		13,78	
		13,62	

A partir de los 4 conglomerados formados se construyeron 3 funciones lineales discriminantes de la calidad de imagen para las variables:

$$RSR_1 = 0,708E + 0,588P + 0,072EM + 0,236AA - 0,154TTE \quad (2.1)$$

$$RSR_2 = 0,319E + 0,567P + 0,542EM + 0,445AA + 0,203TTE \quad (2.2)$$

$$RSR_3 = -0,428E - 0,499P + 0,211EM + 0,714AA + 0,389TTE \quad (2.3)$$

Las mayores correlaciones absolutas positivas de las variables con alguna función se logran con la función discriminante 1 para la edad, con coeficientes de Pearson  $r = 0,708$ , y el peso corporal, con coeficientes de Pearson  $r = 0,588$ . Sin embargo, solo el 45,7% de los casos fue correctamente clasificado dentro de los conglomerados a partir de estas variables. Este porcentaje de clasificación fue menor que el 75%, lo que declara como no suficiente la clasificación realizada únicamente a partir de estas variables<sup>13,20,21</sup>.

Las variables independientes analizadas como conjunto en esta investigación no son suficientes por sí solas para formar conglomerados con calidad de imagen diferenciada en términos de *RSR*, resultando en todo caso como más influyentes en la clasificación la edad y el peso corporal de los pacientes. Es de esperar entonces, que estos conglomerados, no apre-

ciables a simple vista para expertos (pero sí desde el punto de vista cuantitativo, lo que denota una mayor sensibilidad de este método discriminante, también con respecto al método de evaluación subjetivo), se forman como consecuencia de otro factor importante presente en los estudios, no introducido como variable independiente en el diseño experimental de esta investigación.

En este caso las variables médicas "tipo y grado de la patología del paciente" no fueron incluidas como variables independientes de análisis porque, aunque es conocido que determinan el patrón de imagen a obtener<sup>22-24</sup> (según los resultados de esta investigación, presumiblemente han determinado los niveles diferentes de *RSR* obtenidos), no son dependientes de la actividad administrada y por ende, su análisis escapa de los objetivos de esta investigación.

Tomando en cuenta los resultados descritos en la literatura revisada y la relativa significación que las variables edad y peso corporal tuvieron en nuestra investigación en la obtención de conglomerados con calidad de imagen matemáticamente diferenciada a partir de la variable física *RSR*, realizamos una comparación entre los valores de la *RSR* obtenidos para los niños, dividiéndolos en subgrupos de diferentes edades y comparando con el valor de la *RSR* en adultos. Los resultados de la misma se muestran en la tabla 6.

Se realizó una prueba no paramétrica de Kruskal Wallis para la comparación de medias de la *RSR* entre

**Tabla 5.** Significación de la discriminación.

Variables	Significación ( <i>p</i> )
<b>E (Edad)</b>	0,005
<b>P (Peso corporal)</b>	0,020
<b>AA (Actividad administrada)</b>	0,509
<b>TTE ( Tiempo total del estudio)</b>	0,826
<b>EM (Eficiencia de marcaje del RF)</b>	0,878

los cuatro subgrupos de edades y se obtuvo un valor de  $p = 0,5$ , lo que muestra que no existen diferencias estadísticamente significativas entre estos valores. Esto se justifica por el hecho de que previamente en el protocolo de adquisición de las imágenes se fijó una densidad de conteos alta, de 300 kilocuentas por vista, considerando que garantizar una densidad de conteos de 1.000 conteos por  $\text{cm}^2$  es uno de los criterios a tomar en cuenta en la decisión de qué actividad se le administra al paciente en cada tipo de estudio<sup>15,16,25</sup>, independientemente de la edad del mismo.

No obstante, del análisis no paramétrico realizado se infiere que la edad de los pacientes bajo estudio, que en este caso implica grado de madurez renal<sup>26</sup>, no determinó de manera significativa el valor de la *RSR* de modo global. Sin embargo, el método discriminante que es más robusto y sensible, fue capaz de detectar una cierta influencia de la edad sobre la *RSR*, al hacer notar que un 45,7% de los casos pertenecen a conglomerados de diferente calidad de imagen. De hecho, a partir de la literatura científica consultada se aprecia que en la GR con <sup>99m</sup>Tc-DMSA, el porcentaje de la captación tubular absoluta de la dosis inyectada es un índice de la función tubular renal (a los efectos de este trabajo, mayor captación tubular de la actividad inyectada implica menores niveles de ruido aleatorio en las imágenes). En el

neonato, la función renal es fisiológicamente baja y va aumentando hasta alcanzar el nivel del adulto hacia los dos años. Los resultados de investigaciones realizadas sobre este tema confirman la progresiva madurez renal durante los primeros 24 meses de vida, con un mayor incremento relativo durante los primeros 6 meses. Los incrementos de función renal detectados según el peso corporal indican la misma progresión que la edad. A partir de los 2 años de vida la cuantificación de la función tubular es muy constante (40-60% de captación tubular absoluta a los 150 minutos) detectándose variaciones únicamente en casos de insuficiencia renal<sup>22-24</sup>. Nuevamente el tipo de patología aparece como determinante del patrón de imagen que se obtiene.

A partir del análisis general de los resultados obtenidos y de los factores físico-médicos que influyen en mayor o menor grado en la calidad de las imágenes (según la literatura revisada<sup>3,4,6,12,14,23,27,28</sup>) que son: la actividad administrada, el equipamiento empleado, la eficiencia de marcaje del RF, las características físico-metabólicas, la patología del paciente, el protocolo de adquisición y las técnicas de procesamiento de imagen utilizadas, se puede señalar que en esta investigación la calidad de las imágenes solo estuvo influida por las características físico - metabólicas y las patologías de los pacientes, lo que nos permite inferir

**Tabla 6.** Comparación de valores medios, máximos y mínimos de la *RSR* por subgrupos de edades.

Subgrupos	Niños hasta 2 años	Niños entre 2 y 10 años	Niños entre 10 y 18 años	Adultos
<b>No. de casos</b>	10	11	2	12
<b><i>RSR</i> (dB) valor mínimo</b>	9,40	10,92	13,62	7,16
<b><i>RSR</i> (dB) valor máximo</b>	15,15	15,87	13,73	15,50
<b><i>RSR</i> (dB) valor promedio <math>\pm \sigma</math></b>	12,15 $\pm$ 1,84	13,17 $\pm$ 1,56	13,68 $\pm$ 0,08	13,08 $\pm$ 2,80

que se puede disminuir la actividad a administrar sin provocar pérdida de información diagnóstica sensible por esta causa y mejorar así la protección radiológica de los mismos.

## Conclusiones

1. La calidad de las imágenes de GR empleando  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA analizadas en esta investigación en términos de relación señal/ruido solo ha estado influida por las características físico - metabólicas de los pacientes y presumiblemente por el tipo y grado de las patologías de los mismos, y no por la actividad administrada, por lo que se puede disminuir la actividad a administrar a los pacientes que se realizan este tipo de estudio sin perjudicar la calidad del diagnóstico.
2. Se logró una reducción de las actividades administradas a los pacientes que se realizaron estudios de GR empleando  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA en más de un 50%, dependiente del rango de edad, sin perder calidad en el diagnóstico ni provocar un aumento importante del tiempo de duración del estudio.
3. El criterio de optimización de actividades aplicado, basado en la utilización conjunta de técnicas de conglomerados y análisis discriminante lineal, permitió no solo validar científicamente la posibilidad de disminuir la actividad a administrar en la GR empleando  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA con respecto a los valores utilizados en la actualidad en el país, sino que evidenció ser una metodología robusta para detectar y pesar estadísticamente la influencia de cada variable implicada en el análisis.
4. A partir de los resultados obtenidos, proponemos como valor de actividad a utilizar para estudios de GR con  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA en pacientes adultos: 120 MBq; mientras que para niños se propone utilizar este valor para calcular la actividad a administrar a partir del criterio de la superficie corporal o del modelo renal sueco, que tienen en cuenta el peso corporal de los pacientes.

## Bibliografía

- 1 International Commission on Radiological Protection. Publicación 60. Recommendations of the ICRP. Pergamon Press, Vienna, 1990.
- 2 IAEA. TECDOC 1517. Oct 2006.
- 3 Mariana LC. Tomografía en Medicina Nuclear. Comité de Instrumentación y Garantía de Calidad del ALASBIMN. Argentina, 1999.
- 4 Eskicioglu A, Fisher PS. Image Quality Measures and Their Performance. IEEE Transactions on Communications, 43(12):p.2959-2965.1995.
- 5 Council of the European Union. Council Directive 97/43/ EURATOM of 30 June 1997 on health protection of individuals against dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing 84/466/ EURATOM. 1997.
- 6 Vestergren E PhD. Thesis. Administered radiopharmaceutical activity and radiation dosimetry in paediatric nuclear medicine. Department of Radiation Physics. Gotemburgo University. Sweeden, 1998.
- 7 Vestergren E, Jacobsson L, Lind A, Sixt R, Mattson S. Administered Activity of  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA for Kidney Scintigraphy in Children. Nucl Med Commun 1998;19:695-701.
- 8 Pérez M, Díaz-Rizo O, Ferrer N. Métodos de optimización de la actividad a administrar al paciente en estudios de Medicina Nuclear. Revisión del Tema. Rev Fis Med 2006;7:22-25.
- 9 IAEA. SAFETY SERIES N° 115. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Vienna, 1996.
- 10 Borrón M, Morales J, Rodríguez M, González J, Alcaina J. Validación de la interfase imagama para acoplar cámaras gamma a computadoras personales. Rev Esp Med Nucl 1998;17:2-7.
- 11 Hervás Benito I, Martí Vidal FJ. Valor del uso de la media geométrica en el cálculo de la función renal relativa en la gammagrafía renal con  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA. Rev Esp Med Nucl 2001;20:517-524.
- 12 Wang Z, Bovik AC, Sheikh HR, Simoncelli EP. Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. IEEE Trans Image Process 2004;13:600-612.
- 13 Hair JF, Anderson RE, Tatham RL, Black WC. Multivariate Analysis. Ed Prentice Hall Iberia. Spain, pp 249-325,1999.
- 14 Pérez M, Díaz-Rizo O, Dopico HR, Estévez AE. Administered Activity Optimization in Renal Scintigraphy with  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA. ALASBIMN Journal, 5(20):2003.
- 15 Procedimientos de Medicina Nuclear. Sociedad Española de Protección Radiológica. Rev Esp Med Nucl 1999;18:69-71.
- 16 Evans ALI. Medical Physics Handbook. The evaluation of Medical Images. In: Image Evaluation by Signal Detection Theory. Adams Hilger Ltd, Techno House: 80-113, UK (1981).
- 17 Gaceta Oficial de la República de Cuba. Ministerio de Justicia. Edición ordinaria. Resolución conjunta CITMA-MINSAP, "Reglamento Normas Básicas de Seguridad Radiológica". Enero 2002.
- 18 López GM, Díaz Barreto M, Varela Corona C, Jova Sed L. References levels in the practice of Nuclear Medicine with diagnostic purposes in Cuba, Available on line www.irpa11.com; Section: Radiation Protection of Patients: 4d10. 2004.
- 19 Sprawl P. Physical Principles of Medical Imaging. Second Edition. Aspen Publishers, E.U, 1995
- 20 Meyer P. Probabilidades y Estadística. Addison Wesley Iberoamericana, U.S.A 1986.
- 21 Juez P, Díaz F. Probabilidad y Estadística en Medicina: Aplicaciones en la Práctica Clínica y en la Gestión Sanitaria. Díaz de Santos Ed, Madrid, 189-222.1996.
- 22 Solís CA. Infección del tracto urinario en niños. Paedriatica 2000;3:14-21.
- 23 Merino-Palacios C, Belda-Mira A, Aragón-Galindo M, Serra-Sanchís B. Diagnóstico a primera vista. Síndrome febril prolongado sin focalidad. Enferm Infecc Microbiol Clin 2005;23:627-628.
- 24 Camblor CF, Navarro M. Nefropatías y uropatías congénitas como causa de insuficiencia renal crónica en los albores del siglo XXI. NEFROLOGÍA. Volumen 25. Suplemento 4.2005.



- 25 Edmund K, Thomas P. Nuclear diagnostic Imaging Practical Clinical Applications. Mc Millam Publishing Company, New York, 1987.
- 26 Cordero JA, López E, García-Burillo A, Tembl A, Puchal R, Roca I. Gammadelfos. Variación de la captación absoluta de DMSA según el peso y la edad. Rev Esp Med Nucl 2002;21:253-256.
- 27 Morris SC, Chittenden SJ, Rivens I, Heary TA, Vanstone C, Meller ST. Absolute  $^{99m}\text{Tc}$ -DMSA renal uptake in children: a study of 321 kidneys. Nucl Med Commun 1995;16:566-571.
- 28 Nimmo MJ, Merrick MV, Allan PL. Measurements of relative renal function. A comparison of methods and assessment of reproducibility. Br J Radiol 1987;60:861-864.
- 29 Wang T, Wang CL. A New Two-Dimensional Block Adaptive FIR Filtering Algorithm and Its Application to Image Restoration. IEEE Trans Image Process 1998;7:238-46.
- 30 Barcelos CZ, Boaventura M, Silva ER. A Well-Balanced Flow Equation for Noise Removal and Edge Detection. IEEE Trans Image Process 2003;12:751-763.

# Estudio de los sistemas de modulación de dosis en dos equipos de tomografía computarizada multicorte

## A study of the dose modulation systems in two multislice CT scanners

I Hernández Girón<sup>1,\*</sup>, J Valverde Morán<sup>2</sup>, R Méndez Fernández<sup>3</sup>, D Aramburu Núñez<sup>1</sup>, C Núñez de Villavicencio<sup>1,2</sup> y A Calzado Cantera<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Física Médica. Departamento de Radiología y Medicina Física. Universidad Complutense. Madrid.

<sup>2</sup> Servicio de Física Médica. Fundación Jiménez Díaz. Madrid.

<sup>3</sup> Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital Clínico San Carlos. Madrid.

Fecha de Recepción: 14/07/2009 - Fecha de Aceptación: 12/08/2009

La tomografía computarizada multicorte (TCMC) es una técnica que por su progresiva implantación y el espectacular aumento de sus indicaciones en la práctica clínica es la de mayor contribución a la dosis de radiación colectiva en radiodiagnóstico. Es indispensable optimizar los protocolos manteniendo las dosis tan bajas como sea posible sin afectar a la calidad diagnóstica de las imágenes. Una de las herramientas de las que disponen los equipos actuales son los sistemas de modulación, que adaptan la intensidad de corriente del tubo según las características morfológicas del paciente o la zona anatómica. El objetivo del presente trabajo ha sido estudiarlos en dos equipos de geometría similar del mismo fabricante relacionando las diferencias relativas de dosis con la calidad de las imágenes obtenidas. Con los sistemas de modulación de uso general las dosis pueden disminuir en un 20-60% con una disminución de la relación señal – ruido entre el 6 y el 37%. Con el sistema especial de modulación para cardio-TC las diferencias relativas de dosis observadas han sido altas (36-40%) incluso al variar el ritmo cardíaco. No se han apreciado variaciones significativas en la calidad de imagen aunque no se ha simulado el movimiento del corazón en el estudio.

**Palabras clave:** TC multicorte. Sistemas de modulación automática. Dosimetría. TC-cardio. Calidad de imagen.

Multislice computed tomography (TCMC) is a technique that for its gradual introduction and the spectacular increase in its indications in clinical practice represents the main contribution to the collective dose in diagnostic radiology. It is essential to optimize the protocols maintaining doses as low as possible without affecting the diagnostic quality of images. Automatic tube current modulation systems are a tool currently available in all CT scanners. They adapt the tube current to morphological characteristics of the patient and the anatomical area under study. The aim of this work has been to analyze two scanners from the same manufacturer and featuring similar geometry by assessing the relative dose differences and image quality. Modulation systems of general use can decrease the dose in a 20-60% with a reduction in the signal to noise ratio between 6% and 37%. Dedicated cardiac-CT modulation system gave rise to high relative differences (36-40%) even when varying the heart rate. Significant changes in image quality were not appreciated though the motion of the heart has not been simulated in this study.

**Key words:** Multislice CT. Automatic modulation systems. Dosimetry. Cardiac-CT. Image quality.

## Introducción

Las indicaciones y la implantación clínica de la tomografía computarizada multicorte (TCMC) han aumentado de forma espectacular en los últimos años,

lo que ha generado un gran beneficio a los pacientes y -en paralelo- un aumento de la dosis de radiación colectiva<sup>1</sup>.

Por ello se hace más necesario optimizar los protocolos para que los exámenes tengan suficiente calidad

\* Correspondencia

E-mail: irene.debroglie@gmail.com

diagnóstica manteniendo las dosis tan bajas como sea posible. Los sistemas de modulación presentes en la mayoría de los equipos de TC actuales, aunque con diferencias entre los distintos fabricantes<sup>2</sup>, juegan un papel esencial en este objetivo. Idealmente están diseñados para reducir las dosis sin afectar significativamente a la calidad de las imágenes, ajustando la intensidad de corriente del tubo según las características morfológicas del paciente o la zona anatómica de estudio. Para explotar al máximo su capacidad es esencial conocer su funcionamiento<sup>3,4</sup>.

El objetivo de este trabajo ha sido estudiar los sistemas de modulación en dos equipos de TCMC de un mismo fabricante relacionando las diferencias relativas de dosis con la calidad de las imágenes.

## Material y métodos

Los equipos estudiados fueron dos escáneres de TCMC Philips Brilliance (Philips *Medical Systems Inc.*, Cleveland OH) de 64 y 40 secciones respectivamente, que identificaremos indistintamente como equipos o centros 1 y 2. Los dos equipos tienen igual geometría y tanto el tubo como la filtración son en principio iguales en ambos. La única diferencia estriba en la posibilidad de utilizar diferentes configuraciones de adquisición<sup>2</sup>. Los sistemas de modulación disponibles en ambos equipos son: *ACS* (modulación en función del tamaño del paciente, que fija los valores de intensidad de corriente partiendo de imágenes de pacientes previas almacenadas en una base de datos), *DDOM* (modulación angular en el plano axial) y *ZDOM* (a lo largo del eje z longitudinal del paciente). El sistema *ACS* puede usarse en combinación con cualquiera de los otros dos, pero en estos equipos no es posible usar *DDOM* y *ZDOM* simultáneamente en la misma adquisición. Para analizar su efecto en las dosis y la calidad de imagen se activaron estos sistemas de modulación por separado y, cuando fue posible, de modo combinado. En todos los casos se realizó previamente una radiografía de planificación o escanograma, ya que el equipo establece los valores de intensidad de corriente del tubo en el estudio a partir de la información que aporta.

Además de los ya descritos, que podrían ser calificados como “de uso general”, estos equipos disponen de un sistema específico de modulación para cardio-TC, *Cardiac Dose Right CDR*, que funciona de modo sincronizado con el electrocardiograma (ECG) del paciente<sup>5</sup>. La señal de ECG permite identificar las distintas fases del ciclo cardiaco como un porcentaje del intervalo entre las ondas R-R, tomando el origen al final de la diástole. Si se quiere reconstruir en la sístole, se toma la fase “40%”. Si se quiere reconstruir en la diástole, cuando el movimiento del corazón es menor,

se escoge la fase “75%”. Durante las fases de interés la intensidad de corriente del tubo (mA) aplicada será la seleccionada en la consola y se reducirá durante el resto del ciclo en un 80%, según las especificaciones del fabricante. La sincronización con el ECG es esencial para eliminar los artefactos debidos al continuo movimiento del corazón<sup>6</sup>.

Para llevar a cabo las medidas dosimétricas utilizamos una cámara de ionización de tipo “lápiz” (Radcal 20X6-3CT) asociada a un electrómetro (Radcal 2026C). Para simular distintas regiones del paciente se usaron tres maniqués cilíndricos de polimetilmetacrilato de metilo (PMMA), de 15 cm de altura: dos normalizados de cuerpo y cabeza de sección circular<sup>7</sup>, con diámetros de la base de 16 y 32 cm, y otro de sección elíptica, con ejes de 20 y 32 cm. Los maniqués normalizados presentan 5 cavidades, una central y 4 periféricas, que de aquí en adelante denominaremos usando los puntos cardinales, en las que se puede introducir la cámara de ionización; el de sección elíptica tiene 13 cavidades, una central y 12 periféricas, que de aquí en adelante denominaremos usando la numeración correlativa del 1 al 12 en sentido horario y comenzando desde el norte. Para estudiar el sistema de modulación *CDR*, utilizamos la señal ECG generada por un simulador (DNI Nevada 214B) que nos permitió seleccionar distintos ritmos cardiacos.

La metodología seguida se puede describir en dos apartados diferenciados cronológicamente:

*Medidas dosimétricas de referencia:* Inicialmente se midieron con la cámara de ionización, sin utilizar ninguno de los sistemas de modulación, los índices de dosis de TC ( $CTDI_{100}$ ) en aire en el isocentro de cada equipo y en las cavidades de los maniqués para distintas configuraciones. Con estos últimos se han obtenido además los índices ponderados de dosis de TC ( $CTDI_w$ )<sup>7,8</sup>. Con los resultados obtenidos se calculó el índice de dosis normalizado ( $_nCTDI$ ) a una carga del tubo de 100 mAs para ambos equipos. Estos valores se usaron además para obtener los índices de dosis de TC con cualquier carga de tubo por vuelta en este trabajo. Estas medidas se tomaron como referencia para comparar el rendimiento de ambos equipos y determinar las disminuciones relativas de dosis obtenidas al activar los sistemas de modulación. Todas las medidas descritas a lo largo de este trabajo se realizaron seleccionando una tensión del tubo de 120 kV<sub>p</sub>. Además las medidas descritas en este apartado se efectuaron seleccionando una carga de 250 mAs por vuelta. En aire y en los maniqués normalizados se midió para los valores de colimación total de 10, 25 y 40 mm; en el maniqué de sección elíptica, únicamente para 25 y 40 mm.

*Estudio de los sistemas de modulación:* Se simulamos exámenes de tórax, abdomen y cardio-TC sobre los maniqués. Para ello se seleccionaron los parámetros de adquisición y reconstrucción típicos de los centros,

tomando el valor aplicado sin modulación como valor máximo de la intensidad de corriente del tubo (mA). Esta opción es característica de estos equipos, por lo que no es posible fijar de antemano la carga equivalente del tubo o el nivel de ruido de las imágenes más que de un modo aproximado.

En primer lugar se estudiaron los sistemas de modulación *DDOM*, *ACS* y *ZDOM* y sus combinaciones posibles (*ACS* y *ZDOM*, *ACS* y *DDOM*) en los dos centros para estimar las diferencias relativas de dosis y de calidad de la imagen efectuando adquisiciones sobre el maniquí elíptico. Para comparar las diferencias relativas de dosis en función del sistema de modulación seleccionado se llevaron a cabo medidas en el centro del maniquí en ambos equipos.

Para estudiar el comportamiento del sistema *DDOM* en función del ángulo se realizaron, además de en el centro del maniquí elíptico, medidas dosimétricas en los 12 puntos de la periferia usando un protocolo de tórax (120 kV<sub>p</sub>, 128 mAs/vuelta, colimación 32 x 1,25 mm, espesor de reconstrucción 3 mm). Estos valores se compararon individualmente con los obtenidos sin modulación en las condiciones descritas en el párrafo anterior. La comparación se ha llevado a cabo en dos niveles: por una parte se han obtenido directamente las disminuciones relativas de los valores del CTDI<sub>100</sub> en todas las posiciones del maniquí y del CTDI<sub>w</sub> al usar *DDOM*; por otra, se han obtenido las diferencias relativas del  $n$ CTDI<sub>100</sub> en todas las posiciones del maniquí, y en el  $n$ CTDI<sub>w</sub> normalizados ambos a la carga de tubo por vuelta sin modulación y a la carga efectiva por vuelta con modulación. El valor de esta última se obtuvo de las cabeceras *DICOM* de las imágenes. En la primera opción se considera la disminución "máxima" de las dosis con la selección de mA ya descrita, con un aumento variable del ruido en la imagen, ya que la carga efectiva del tubo por vuelta al utilizar *DDOM* (solo o combinado) sobre el maniquí de sección elíptica es siempre inferior a la seleccionada. En el segundo caso se estima la disminución relativa de las dosis en el caso de que el ruido y la calidad de las imágenes permanezcan invariables sin y con modulación *DDOM*. Este sería el ahorro de dosis "mínimo" introducido por *DDOM* para nuestro maniquí de sección elíptica.

En todas las medidas efectuadas con la cámara lápiz se llevaron a cabo series de 3 ó 5 mediciones consecutivas en cada posición, según fuera la dispersión observada en las lecturas.

Adicionalmente, para analizar cómo efectúan los ajustes de corriente los sistemas de modulación *ACS*, *ZDOM* y *DDOM* ante variaciones apreciables de atenuación en una sola adquisición, se acoplaron los tres maniqués en línea a lo largo del eje z, y se repitieron las adquisiciones activando los distintos sistemas. Se estudió también la posible influencia de la selección

de la radiografía de planificación previa, anteroposterior o lateral, en la planificación del examen por parte del software del equipo.

La calidad de la imagen se caracterizó en todos los casos mediante la relación señal - ruido (RSR), calculada como el cociente entre el valor medio de píxel (VMP) y el ruido de píxel (caracterizado por la desviación típica SD), medidos ambos en cuatro regiones de interés (ROI) de 1 cm<sup>2</sup> en posiciones fijas, como se muestra en la fig.1, sobre las imágenes de los maniqués con el programa ImageJ\*. En el caso de tener una serie de imágenes, se calculó el promedio del VMP y de la SD de todas ellas, y la RSR de la serie como el cociente de dichos valores promediados.

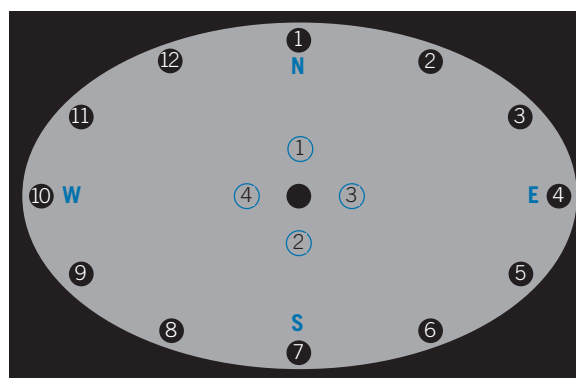


Fig. 1. Análisis de la calidad de imagen. Distribución de las regiones de interés sobre el maniquí elíptico.

Para estudiar el sistema *CDR* se efectuaron adquisiciones activando la reconstrucción retrospectiva en distintas fases del ciclo cardiaco ("75%", "40 y 75%") con un ritmo cardiaco simulado de 60 latidos por minuto (lpm) que, según las especificaciones, constituye el límite superior para el funcionamiento óptimo de este sistema. A continuación se repitieron las adquisiciones aumentando el ritmo cardiaco a 70 y 80 lpm. En cada combinación se midió con la cámara de ionización en el centro del maniquí elíptico y se calcularon las diferencias relativas de dosis tomando como referencia las medidas sin modulación para 60 lpm. Se usó el protocolo de angiografía coronaria típico de cada centro con factor de paso o *pitch* de 0,2, tiempo de rotación de 0,4 s y configuraciones de colimación de 40 x 0,625 mm y 64 x 0,625 mm, respectivamente.

Siempre que ha sido preciso se han recopilado los valores de intensidad de corriente media por vuelta (mA) de las cabeceras *DICOM* de las imágenes, que se relacionaron con la RSR y, en ciertos casos, con las diferencias relativas de dosis medidas con la cámara.

\* <http://rsbweb.nih.gov/ij/>.

## Resultados y discusión

### Medidas dosimétricas de referencia

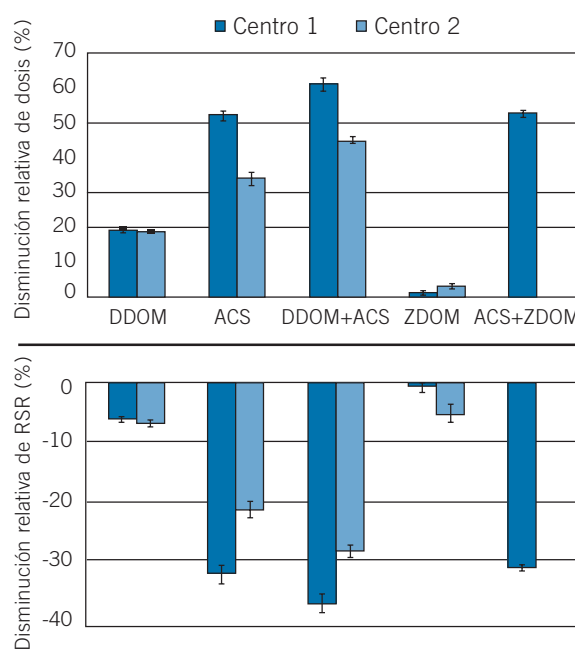
Los valores de los  $CTDI_{100}$  normalizados han sido muy similares en los dos centros, tanto en aire como en maniqués para las distintas colimaciones. Las diferencias observadas se dieron en la tercera cifra significativa, con discrepancias inferiores al 4% en todos los casos. La repetibilidad de las series de medidas en cada equipo y sesión fue  $< 1\%$  en todos los casos. Comparados con los valores recogidos en estudios previos para equipos de esta marca y modelo, las desviaciones son aceptables en todos los casos ( $\leq 15\%$ )<sup>2</sup>. En la tabla 1 se muestran los valores de los índices normalizados de dosis en aire y ponderados ( ${}_nCTDI_w$ ) en los maniqués para las distintas colimaciones. Estos resultados, a igualdad de geometría del haz, corroboran la suposición previa sobre la similitud del tubo de rayos X y la filtración de los dos equipos. En todos los casos, las incertidumbres indicadas en este trabajo corresponden a un factor de cobertura  $k = 1$ .

En igualdad de condiciones, el valor normalizado del índice de dosis de TC ponderado ( ${}_nCTDI_w$ ) para el maniquí elíptico fue un 33% mayor que en el de cuerpo, con valores de 8,7 mGy/100 mAs para colimación de 40 mm, y de 10 mGy/100 mAs para 25 mm de colimación total. Esto era de esperar, ya que el maniquí elíptico presenta unas dimensiones más reducidas que el normalizado de cuerpo en la dirección vertical (anteroposterior o AP). Al ser menor la atenuación del haz en un intervalo angular amplio en torno a dicha dirección, la dosis absorbida en promedio será mayor<sup>9</sup>. Por otra parte, dado que dicho maniquí reproduce mejor la morfología del tronco, el valor del índice de dosis ponderado obtenido con él reproduciría mejor la dosis media recibida en una sección del tronco del paciente.

### Estudio de los sistemas de modulación

Los resultados obtenidos a partir de las lecturas de la cámara de ionización en el maniquí elíptico se reco-

gen en la tabla 2. En ella se presentan las diferencias relativas máximas de dosis obtenidas con las distintas combinaciones de los sistemas de modulación. La repetibilidad de las series de medidas por equipo y sesión fue  $\leq 3\%$  en todos los casos. En la fig. 2 se representan las diferencias relativas de dosis promedio y en la RSR para las distintas combinaciones de los sistemas de modulación en los dos equipos.



**Fig. 2.** Diferencias relativas de dosis en el centro del maniquí elíptico (parte superior de la figura) y disminución relativa de la relación señal-ruido (parte inferior de la figura) entre los dos equipos en función del sistema de modulación usado.

Las medidas dosimétricas en la periferia del maniquí elíptico con DDOM (120 kV<sub>p</sub>, 32 x 1,25 mm de colimación, valor máximo 128 mAs/vuelta) mostraron, como se esperaba, una variación angular en la intensidad del tubo. Al activar esta modulación la disminución del índice ponderado de dosis de TC llega a ser, en el

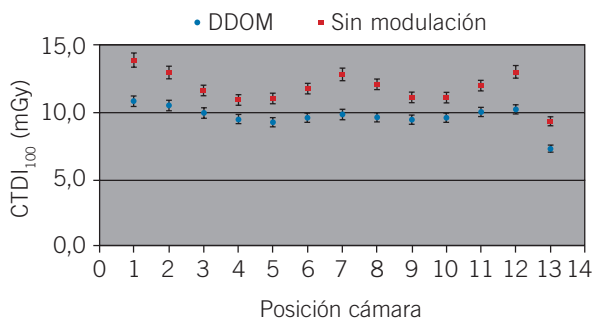
**Tabla 1.** Valores de los índices de dosis TC normalizados en aire y en los maniqués en los dos equipos.

Colimación total (mm)	${}_nCTDI_{100, \text{aire}}$ (mGy/100 mAs)		${}_nCTDI_{w, \text{cuerpo}}$ (mGy/100 mAs)		${}_nCTDI_{w, \text{cabeza}}$ (mGy/100 mAs)	
	Centro 1	Centro 2	Centro 1	Centro 2	Centro 1	Centro 2
40	16,4 ± 0,5	16,6 ± 0,5	5,99 ± 0,02	6,03 ± 0,02	10,7 ± 0,3	11,0 ± 0,4
25	19,4 ± 0,6	19,6 ± 0,6	7,61 ± 0,02	7,64 ± 0,02	13,7 ± 0,4	13,9 ± 0,4
10	22,2 ± 0,7	22,5 ± 0,7	8,67 ± 0,03	8,74 ± 0,03	15,6 ± 0,5	16,2 ± 0,5

**Tabla 2.** Comparación de los sistemas de modulación en los dos centros. Diferencias relativas máximas de dosis y disminución relativa de la relación señal-ruido.

Sistema de modulación	Disminución relativa de CTDI <sub>w</sub> (%)		Disminución relativa de RSR (%)	
	Centro 1	Centro 2	Centro 1	Centro 2
DDOM	19,1 ± 0,9	19,0 ± 0,8	6 ± 1	7 ± 1
ACS	52 ± 3	34 ± 4	32 ± 3	22 ± 3
DDOM+ACS	61 ± 4	45 ± 2	37 ± 3	29 ± 2
ZDOM+ACS	53 ± 2		31 ± 1	

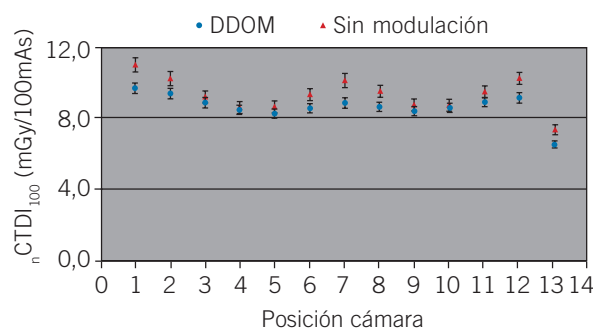
caso máximo, del 19%. Las diferencias individuales de dosis en las cavidades del maniquí con esta modulación y una reducción de la RSR de un 6 - 7% están representadas en la fig. 3.



**Fig. 3.** Valores de los índices de dosis CTDI<sub>100</sub> (mGy) medidos sin modulación y aplicando DDOM sobre el maniquí elíptico.

En ella pueden apreciarse diferencias máximas de hasta un 23% en las posiciones 1 y 7, que corresponden al “norte” y “sur”, respectivamente, y diferencias mínimas del 13% en las posiciones “este” (4) y “oeste” (10). Las diferencias en la posición central (13) fueron relativamente altas (20 - 21%) y similares a las obtenidas en promedio para los índices ponderados de dosis en ambos equipos. Las diferencias se reducen bastante cuando se comparan los índices normalizados de dosis a la cargas de tubo real (128 mAs/vuelta) y efectiva (113 mAs/vuelta), respectivamente, con la RSR prácticamente constante sin y con modulación (fig. 4). Las diferencias máximas bajan al 12 - 13% en las posiciones “norte” y “sur” y las mínimas (1 - 2%) se dan, como era de esperar, en las posiciones “este” y “oeste”. El valor promedio de la diferencia, que asociamos con la disminución relativa del índice de dosis ponderado normalizado a 100 mAs ( $n$ CTDI<sub>w</sub>) al utilizar DDOM, estuvo en un 8 - 9%. En general los resultados con este sistema de modulación fueron bastante concordantes en ambos

equipos y con las especificaciones del fabricante para los valores de excentricidad de nuestro maniquí<sup>5</sup>, aunque se comprobó durante nuestro estudio que dependen en gran medida de un correcto posicionamiento y centrado del maniquí al simular el examen<sup>10</sup>.



**Fig. 4.** Valores de los índices normalizados de dosis  $n$ CTDI<sub>100</sub> (mGy/100 mAs) medidos sin modulación y aplicando DDOM sobre el maniquí elíptico.

El sistema ACS es el que da lugar a una mayor disminución de dosis, hasta el 52%. En cuanto a la calidad de imagen, la relación señal-ruido disminuye con ACS hasta en un 32%. Con el sistema ZDOM las diferencias relativas de dosis son muy pequeñas, como era de esperar, dado que no hay variaciones de atenuación a lo largo del eje z. Cuando este sistema se combina con ACS su efecto es inapreciable (ver fig. 2), ya que tanto la disminución relativa de dosis como de la RSR son prácticamente iguales a las obtenidas cuando se activa exclusivamente el sistema ACS. En cambio, cuando se combina DDOM con ACS el efecto observado es un reforzamiento de la tendencia al disminuir tanto la dosis y la RSR en comparación con el sistema ACS solo. Las diferencias encontradas entre ambos centros en el caso de ACS pueden deberse, además de a variaciones en la base de datos de pacientes, a diferencias en los protocolos. Este sistema resulta bastante complicado de entender y con ciertas dificultades de aplicación para el usuario. Una posible

solución recomendada por el fabricante cuando se utiliza de modo combinado para evitar que las imágenes producidas sean demasiado ruidosas, es aumentar el valor de intensidad de tubo seleccionado<sup>5</sup>.

Se comprobó que la información dada por el escanograma era suficiente para realizar la planificación de la modulación con independencia de que el eje del haz estuviera en la dirección vertical o lateral. No se observaron variaciones apreciables en las dosis medidas con los tres sistemas de modulación en el centro del maniquí elíptico en ambas orientaciones. Aparentemente, en la radiografía de planificación los elementos detectores proporcionan información suficiente sobre la atenuación relativa del haz en las diferentes direcciones angulares, como para que el software del equipo planifique el examen de modo ajustado y constante.

Los valores de intensidad de corriente media del tubo por vuelta recopilados a partir de las cabeceras DICOM de las imágenes, promediados para cada adquisición, se usaron para calcular diferencias relativas. En general se observó una buena correlación entre este indicador y las diferencias relativas de dosis medidas con la cámara, con discrepancias inferiores al 5%.

El estudio de la adquisición de los tres maniqués en línea a lo largo del eje z aplicando los distintos sistemas de modulación dio los resultados que se muestran en la tabla 3. Con el sistema DDOM la intensidad aplicada a los dos maniqués de sección circular fue aproximadamente la misma y constante en todos los cortes para cada uno de ellos, por lo que se comprobó la independencia de su funcionamiento con el tamaño. Para el maniquí elíptico la modulación angular dio lugar a una disminución en promedio de la intensidad por vuelta de un 18% comparada con los anteriores. Con la combinación ACS-ZDOM, la intensidad fue más baja para explorar los maniqués de cabeza y elíptico que para el de cuerpo (65% y 55%, respectivamente), aplicándose en los dos últimos intensidades algo mayores que al activar ZDOM solo. En cuanto a la calidad de las imágenes, la RSR es significativamente más alta en las imágenes del maniquí de cabeza que en las del de cuerpo y el elíptico en todos los casos. Para el maniquí de cuerpo se mantuvo aproximadamente constante con independencia del sistema aplicado,

mientras que para el de cabeza se observan diferencias significativas.

Con el sistema ZDOM la intensidad aplicada fue un 70% más baja en el maniquí de cabeza respecto al de cuerpo, y un 60% menor en el elíptico. Este sistema, según las especificaciones del fabricante, calcula un perfil de mAs en función de la posición z de forma que el ruido de las imágenes sea constante. El valor de corriente escogido en la consola será el máximo que se aplicará en la región que presente mayor atenuación. A la luz de nuestros resultados, esto no se cumple. El ruido en las imágenes del maniquí de cabeza es considerablemente más bajo que en los otros dos (aproximadamente la tercera parte). El valor medio de píxel medido en las imágenes de los tres maniqués no presentaba diferencias apreciables. En el caso del maniquí elíptico, quisimos comprobar qué parámetro utiliza el sistema para modificar la intensidad al adquirir los datos. Para ello hemos usado un modelo sencillo en el que se considera que la contribución dominante al ruido de las imágenes se debe al ruido cuántico<sup>11</sup>. Se caracteriza el ruido relativo de píxel en función de la intensidad de corriente del tubo y del diámetro de cada maniquí, que son los únicos parámetros que varían al hacer pasar el haz por uno u otro maniquí. En primera aproximación se debería cumplir la relación siguiente entre el ruido medido en cada maniquí ( $\sigma$ ) la intensidad de tubo aplicada (mA) y el diámetro de cada maniquí ( $d$ ):

$$\frac{\sigma_1}{\sigma_2} \cong \sqrt{\frac{mA_2}{mA_1}} \cdot e^{\mu(d_1 - d_2)} \quad (1)$$

Cuando se comparan los maniqués de cabeza y de cuerpo los términos de ambos miembros de la expresión se pueden calcular de manera directa. Cuando uno de ellos es el elíptico, hemos utilizado los datos de ruido de las imágenes, los mA y el diámetro del maniquí correspondiente (cabeza o cuerpo) para estimar el valor del diámetro “efectivo” del maniquí elíptico para el que se cumple la expresión (1). Los resultados obtenidos al aplicar el modelo a los 3 maniqués, tomando 65 keV como energía efectiva del haz y  $0,225 \text{ cm}^{-1}$  como valor del coeficiente de atenuación efectivo del PMMA, se muestran en la tabla 4<sup>12,13</sup>.

**Tabla 3.** Intensidad de corriente media por vuelta y relación señal-ruido para cada maniquí obtenidas a partir de las imágenes.

	Intensidad de corriente media por imagen (mA)			RSR media		
	Cabeza	Cuerpo	Elíptico	Cabeza	Cuerpo	Elíptico
ZDOM	78,6 ± 0,2	253,6 ± 0,1	101 ± 4	14,7 ± 0,1	4,34 ± 0,03	5,3 ± 0,1
ZDOM+ACS	87,8 ± 0,3	280,0 ± 0,1	115 ± 5	15,6 ± 0,1	4,47 ± 0,03	6,6 ± 0,1
DDOM	244 ± 2	248 ± 1	202 ± 5	26,1 ± 0,2	4,48 ± 0,03	8,3 ± 0,1

**Tabla 4.** Resultados del modelo propuesto para estudiar el funcionamiento ZDOM para los tres maniqués.

	Combinación de maniqués		
	Cabeza/Cuerpo	Cabeza/Elíptico	Elíptico/Cuerpo
$\sigma_1/\sigma_2$	0,29	0,36	0,80
$M^*$	0,30		
$d_{\text{efectivo}}(\text{cm})$		26	26

\*M representa el segundo miembro de la expresión (1).

El modelo propuesto representa bastante bien lo que ocurre al activar ZDOM para el maniqué de cabeza y cuerpo con una diferencia relativa del 4%. El valor del diámetro efectivo para el maniqué elíptico al comparar con los maniqués de cuerpo y cabeza (26 cm), es muy próximo al diámetro de un círculo de área igual a la sección del maniqué elíptico. Por lo tanto, se corrobora la suposición de que el sistema ZDOM se basa en áreas efectivas o equivalentes para modular la intensidad del tubo. Esto ya se había comentado en algunos trabajos previos referido a escáneres de otro fabricante<sup>14</sup>.

Los resultados obtenidos con el sistema de modulación Cardiac Dose Right se recogen en las tablas 5 y 6. En la primera de ellas se comparan las diferencias relativas de dosis y la relación señal-ruido en los dos centros al simular un ritmo cardiaco de 60 lpm; en la segunda, los obtenidos al aumentar el ritmo cardiaco con el simulador.

Las diferencias relativas de dosis en los dos centros al seleccionar el “75%” como fase de reconstrucción

están en el intervalo (41 - 45%) comparadas con el caso sin modulación. El sistema CDR es capaz de disminuir las dosis entre (12 - 18 %) incluso cuando se realizan dos reconstrucciones (“75 y 40%”), esto es, seleccionando la mayor parte del ciclo cardiaco como región de interés. En cuanto a la calidad de imagen, ha resultado ser independiente de la fase de reconstrucción, lo que no quiere decir que con imágenes de pacientes suceda en la misma medida. Ha de tenerse en cuenta que en este estudio no se han considerado otros efectos, que serían más realistas y que afectan a la calidad de imagen, tales como el movimiento continuo del corazón. En cuanto a las diferencias en los dos equipos, las observadas se deben a que los protocolos de angiografía típicos usan cargas de tubo diferentes, 100 mAs y 160 mAs como valor máximo, dependiendo del centro.

Es importante señalar que cuando se activó este sistema de modulación no se pudo extraer de las cabeceas DICOM información sobre la intensidad aplicada

**Tabla 5.** Diferencias relativas de dosis y relación señal-ruido en los dos equipos en función de la fase de reconstrucción para un ritmo cardiaco de 60 latidos por minuto.

Intervalo de reconstrucción	Lectura cámara (mGy)		Diferencia relativa de dosis (%)		RSR	
	Centro 1	Centro 2	Centro 1	Centro 2	Centro 1	Centro 2
Sin modulación	41	56			4,7	7,4
“75%”	23	34	45	41	4,7	7,4
“75 y 40%”	34	49	18	12	4,7	

**Tabla 6.** Diferencias relativas de dosis y relación señal-ruido al aumentar el ritmo cardiaco del ECG simulado en el equipo 2. Fase de reconstrucción del “75%”.

Ritmo cardiaco (lpm)	Lectura cámara (mGy)	Dif. relativa de dosis (%)	RSR
60 (sin modulación)	56		7,4
60	34	40	7,4
70	36	36	7,5
80	36	36	7,2



por vuelta, ya que el valor que aparece para todas las imágenes de la serie es constante e igual al valor máximo de mA programado en la consola. Para estimar los ahorros relativos de dosis cuando se aplica el sistema de modulación *Cardiac Dose Right* es indispensable medir directamente con la cámara de ionización o usando otros métodos.

Al aumentar el ritmo cardiaco se midieron diferencias relativas de dosis del orden de (36 - 40%) manteniendo la calidad de imagen, incluso para ritmos cardiacos altos (80 lpm). Aunque las diferencias relativas de dosis se mantienen altas, estamos por encima del límite de resolución temporal del equipo, lo que resta valor a estos resultados de calidad de imagen. De nuevo hay que señalar como limitación de este estudio el no haberse tenido en cuenta el movimiento continuo del corazón por el tipo de maniqués de que disponemos. No obstante, con este trabajo se pretendía tener una primera aproximación al funcionamiento de los sistemas de modulación de estos equipos.

## Conclusiones

Este trabajo nos ha permitido estudiar el funcionamiento de los sistemas de modulación de intensidad disponibles en dos equipos de TCMC de un mismo fabricante, cuantificando las reducciones de dosis relativas en el intervalo 20 - 60% dependiendo de la combinación seleccionada. Pese a tratarse de equipos de la misma marca y modelo se han encontrado diferencias tanto en las dosis medidas como en la calidad de imagen. El sistema de modulación basado en el tamaño de los pacientes introduce mayores ahorros de dosis pero da lugar a imágenes muy ruidosas y las diferencias entre los dos equipos pueden deberse a que utilicen distintas bases de datos de pacientes para planear la modulación. El sistema de modulación angular reduce menos la dosis pero la calidad de imagen apenas se resiente. El sistema de modulación a lo largo del eje z se basa en áreas equivalentes o efectivas para planificar la modulación del tubo.

Además, hemos analizado las reducciones de dosis con el sistema de modulación sincronizada con el electrocardiograma (rango 12 - 45%) según la fase de reconstrucción seleccionada para ritmos cardiacos bajos e intermedios. No se han podido establecer conclusiones completamente válidas para la calidad de imagen utilizando este sistema de modulación.

## Agradecimientos

Al personal de los servicios de Física Médica de la Fundación Jiménez Díaz y de Radiodiagnóstico del

Hospital Clínico San Carlos, ambos en Madrid, por su ayuda en la realización de las medidas en que se basa este trabajo. A los revisores del manuscrito, por su contribución a la mejora de la versión final.

## Bibliografía

- 1 Brenner DJ, Hall EJ, Phil D. Computed Tomography – An increasing source of radiation exposure. *N Engl Med* 2007;357:2277-84.
- 2 ImPACT (Imaging Performance and Assessment of CT scanners). Report 06013: 32 to 64 slice CT scanner comparison report version 14. 2006 Accesible en <http://www.impactscan.org>.
- 3 Gutiérrez D, Schmidt S, Denys A, Schnyder P, Bochud FO, Verdun FR. CT-automatic exposure control devices: What are their performances? *NIMA* 2007;580:990-5.
- 4 Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 2004;233:649-57.
- 5 Philips Medical Systems (Cleveland), Inc., Instructions for use: Extended Brilliance Workspace, 2004.
- 6 Paul JF, Abada HT. Strategies for reduction of radiation dose in cardiac multislice CT. *Eur Radiol* 2007;17:2028-37.
- 7 IEC. Evaluation and routine testing in medical imaging departments- Part 3-5: Acceptance tests-Imaging performance of computed tomography X-ray equipment. IEC Publication 61223-3-5. Ginebra, Suiza: International Electrotechnical Commission; 2004. p. 35-6.
- 8 European Commission. European Guidelines on quality criteria for computed tomography. EUR 16262 EN. Luxemburgo: Office for Official Publications of the European Communities; 2004.
- 9 Salvadó Artells M, López Tortosa M, Morant Echevarne JJ, Calzado Cantera A. 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;4:107-15.
- 10 Li J, Udayasankar U, Toth TL, Seamans J, Small WC, Kalra MK. Automatic patient centering for MDCT: Effect on radiation dose. *AJR Am J Roentgenol* 2007;188:547-52.
- 11 Hsieh J. Important Performance Parameters. CT number accuracy and noise. In: SPIE Press monograph. PM114. Computed Tomography. Principles, design, artifacts and recent advances. Washington:2003.p.132-6.
- 12 Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients (version 1.4). 2004. Originalmente publicado NISTIR 5632. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD. United States of America. Accesible en <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>.
- 13 American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report No. 39. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. Nueva York: Am Inst Phys;1993.
- 14 Kalra MK, Prasad S, Saini S, Blake MA, Varghese J, Halpern EF et al. Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT: Effect on image quality. *AJR Am J Roentgenol* 2004;179:1101-6.

# MIQuaELa, programa para el cálculo de la DQE en radiografía DIGITAL

## MIQuaELa program for the calculation of the DQE in digital radiography

R Ayala\*, R Linares y R García

Servicio de Dosimetría y Radioprotección, Hospital General Universitario Gregorio Marañón.

Fecha de Recepción: 06/03/2009 - Fecha de Aceptación: 07/08/2009

La Eficiencia Cuántica de Detección (DQE) se considera el mejor parámetro para evaluar objetivamente la calidad de imagen de un detector digital, pero su cálculo es laborioso sin una herramienta específica. La falta de un software de referencia para comparar datos de distintos equipos nos ha llevado a implementar una herramienta informática que calcula la DQE de acuerdo con las normas CEI-62220-1-1 y CEI-62220-1-2. MIQuaELa devuelve las gráficas correspondientes a ESF, LSF, MTF, NPS 1D y 2D, NNPS y DQE, así como los datos de DQE y MTF promediados según la norma CEI. También se han añadido diversas opciones para comparar datos con trabajos anteriores al estándar. Asimismo es posible exportar los resultados en formato Microsoft Excel o MATLAB para su posterior análisis. Se ha puesto especial atención en desarrollar una herramienta sencilla que sea compatible con el control periódico de los equipos.

**Palabras clave:** DQE, radiología digital, mamografía, MTF, NPS.

Detective Quantum Efficiency (DQE) is considered the best metric for image quality evaluation in digital detectors. Unfortunately, it is not easy to assess without a specific software tool. The lack of a reference utility for comparing different data from the different devices led us to build our own tool which calculates DQE curves following IEC standards IEC-62220-1-1 and IEC-62220-1-2, mammography oriented. MIQuaELa displays graphs corresponding to ESF, LSF, MTF, NPS 1D and 2D, NNPS and DQE, likewise, DQE and MTF values are averaged following IEC standard. It also includes several add-ons to compare data calculated prior to IEC standard publications. Data export for further analysis is achieved in two different ways Microsoft Excel or MATLAB. Efforts have been focused on developing a simple tool so as to become an adequate solution for routine QC of digital X-ray systems.

**Key words:** DQE, digital radiology, mammography, MTF, NPS.

## Introducción

En los últimos años, con la progresiva implantación de los sistemas de imagen digital en los centros sanitarios, se ha hecho necesario rediseñar las pruebas de control de calidad específicas para estos equipos. Los diferentes principios de funcionamiento y procesos físicos implicados, así como la naturaleza digital de las imágenes, han hecho cobrar auge a una serie de parámetros objetivos relativos a la calidad de imagen, como son la eficiencia de detección cuántica (DQE), el espectro normalizado de potencias de ruido (NNPS) y la función de transferencia de modulación

(MTF). Actualmente, si bien disponemos de estándares internacionales para su evaluación CEI-62220-1-1 y CEI-62220-1-2<sup>1,2</sup>, no existe un protocolo nacional específico para la evaluación de estos parámetros en los equipos de radiografía digitales, excepto en mamografía. En este caso, la determinación de DQE, NNPS y MTF figura en el Protocolo Nacional de Control de Calidad de los Sistemas Digitales Mamográficos<sup>3</sup> como prueba complementaria, con la recomendación de emplear un software suficientemente probado. Por otro lado, el Protocolo Nacional de Control de Calidad en Radiodiagnóstico<sup>4</sup> incluye la determinación de estos parámetros como pruebas esenciales pero destaca,

\* Correspondencia  
E-mail: rafael.ayala@salud.madrid.org

como principales obstáculos para su determinación, el considerable consumo de tiempo y recursos, así como la falta de una metodología común y consensuada de cálculo. En concreto, hasta la publicación de las normas mencionadas, no estaban unificados los procedimientos para su evaluación.

MIQuaELa es una herramienta informática que automatiza el proceso de cálculo de la DQE, NNPS y MTF, basada en las recomendaciones recogidas en las normas CEI y trabajos publicados anteriormente por otros autores<sup>\*,†,5</sup>, permitiéndonos caracterizar de manera objetiva el comportamiento de nuestros detectores digitales, tanto en radiografía computarizada (CR), como en radiografía digital (DR). De esta manera dispondremos de un software con el que cotejar, por ejemplo, los valores de DQE proporcionados por las casas comerciales a la hora de llevar a cabo la aceptación de un nuevo equipo. Además, se ha puesto especial atención en desarrollar una herramienta sencilla para poder integrar los cálculos de forma directa en los controles de calidad periódicos. El programa también permite el uso de parámetros distintos a los que la norma indica, lo que puede resultar útil para comparar con publicaciones anteriores a la aparición del estándar.

La finalidad última del presente trabajo es dar amplia difusión a la herramienta presentada, de manera que tras un periodo de evaluación por parte de los usuarios se pueda disponer de un software de libre distribución lo suficientemente probado, que pueda pasar a formar parte del control de calidad de los equipos digitales.

## Material y métodos

MIQuaELa se implementó en lenguaje MATLAB (The MathWorks, Inc.) por la facilidad que ofrece en el tratamiento de matrices y algoritmos matemáticos. Sin embargo, pese a que MATLAB no es un software de libre distribución, MIQuaELa se distribuye compilado con su propio ejecutable de forma que sólo sería necesario instalar el componente MCRinstaller que sí es de libre distribución.

El programa precisa imágenes DICOM en bruto como datos de entrada, dos de ellas correspondientes a un borde opaco a la radiación, ligeramente angulado para el cálculo de la MTF, y una serie de imágenes uniformemente expuestas para evaluar el ruido.

\* Saunders R, Samei E. MTF and NPS assessment routines, Measures the MTF and NPS of a digital radiographic system. <http://dailabs.duhs.duke.edu/imagequality.html>.

† Maidment A. MTF assessment routine, Measures the MTF of a digital radiographic system. <http://dailabs.duhs.duke.edu/imagequality.html>.

## DQE

En el cálculo de la DQE, se utiliza la siguiente expresión:

$$DQE(u) = \frac{MTF^2(u)}{SNR_{in}^2 \cdot K \cdot NNPS(u)} \quad (1)$$

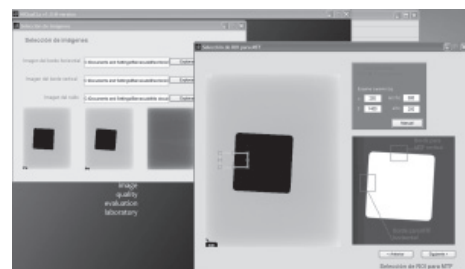
donde  $K$  y  $SNR_{in}$  corresponden al kerma y la relación señal ruido a la entrada del detector respectivamente.

## Función de Respuesta

La función de respuesta del detector relaciona el valor de píxel de las imágenes con el valor en kerma a la entrada del detector. Esta conversión es necesaria para el cálculo del NNPS y de la MTF. Dependiendo de si se trata de CR o DR la función será respectivamente de tipo logarítmico o lineal. Será por lo tanto necesario elegir el tipo de detector objeto de estudio e introducir los parámetros del correspondiente ajuste de los datos.

## MTF

La MTF se calcula mediante el método del borde angulado indicado en las normas CEI, a partir de varios perfiles sobremuestreados del borde (ESF). Por defecto, el análisis se realiza sobre dos imágenes independientes, correspondientes al borde vertical y al horizontal. Para mayor comodidad, el programa lleva implementada una utilidad para la elección gráfica de las áreas de interés (ROI) donde se realizará el cálculo de la MTF (fig. 1).



**Fig. 1.** Ventana de selección de una ROI horizontal para el cálculo de la MTF.

Para corregir la no-uniformidad del campo de radiación los datos de las imágenes del borde son previamente divididos por el resultado de un ajuste de un polinomio de segundo grado realizado sobre una imagen uniformemente expuesta.

Un sobremuestreo del borde en dirección perpendicular a la de acercamiento permite obtener los perfiles (ESF). Estos perfiles son diferenciados usando un ker-

nel de valor (-1,0,1) para hallar la función de dispersión de línea (LSF). Posteriormente, la MTF se calcula mediante una transformada rápida de Fourier (FFT) de la LSF normalizando al valor MTF(0).

Por último, las MTF vertical y horizontal se usan para calcular la DQE en las respectivas direcciones y el promedio de estos dos parámetros se usa para la DQE promediada (fig. 2).

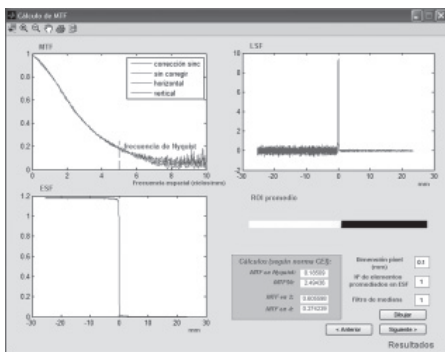


Fig. 2. Ventana de visualización de los parámetros ESF, LSF y MTF.

### NNPS

Para el cálculo de este parámetro se necesita una serie de imágenes uniformemente expuestas. Según la norma CEI, el cálculo del NNPS se realizará sobre un área irradiada correspondiente a 125 mm x 125 mm y un número de píxeles mayor de 4 millones. Esto implica una cierta complejidad ya que el número de imágenes uniformes necesarias depende del tamaño de píxel del detector estudiado. MIQuaELa resuelve esta dificultad aceptando un número variable de imágenes.

El NPS se calcula haciendo un barrido del área de análisis con ROI de 256 x 256 píxeles solapadas 128 píxeles tanto en horizontal como en vertical. Se calcula el módulo de la función de autocovarianza de cada ROI y se promedia para hallar el espectro de potencia de ruido (fig. 3). La expresión empleada es la siguiente:

$$NPS(u_n, u_k) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot 256 \cdot 256} \times \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} [I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)] \times \exp[-2xi(u_n x_i + u_k, y_j)] \right|^2 \quad (2)$$

donde  $I$  son los datos en unidades de kerma y  $S$  el resultado de un ajuste de los datos a un polinomio de segundo grado.

El NPS unidimensional se calcula promediando los valores de 7 líneas a ambos lados de los ejes tanto en horizontal como en vertical excluyendo los propios ejes.

Finalmente, el NNPS se obtiene dividiendo el NPS por el valor de  $K^2$  (ver siguiente apartado).

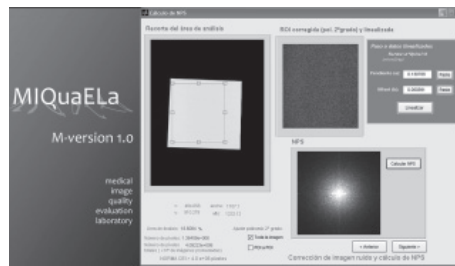


Fig. 3. Determinación del área de análisis e introducción de la función de respuesta para el cálculo del NPS.

### $K$ y $SNR_{in}^2$

En cuanto a los dos últimos parámetros:  $K$  y  $SNR_{in}^2$ , el programa los integra de forma sencilla: el kerma a la entrada del detector se calcula como el valor medio del área de análisis del NPS una vez introducida la función de respuesta; y el  $SNR_{in}^2$  se elige dentro de una tabla de valores propuestos por la norma. Para mamografía, también se ha implementado una subrutina para su estimación en el caso de que la calidad del haz sea distinta de las que contempla la norma (ver Resultados y discusión).

### Resultados y discusión

MIQuaELa devuelve en pantalla las gráficas correspondientes a ESF, LSF, MTF, NPS en una y dos dimensiones, NNPS y DQE, así como los datos de DQE y MTF promediados según la norma CEI (fig. 4). Asimismo es posible exportar los resultados en formato Microsoft Excel o MATLAB para su posterior análisis.

Adicionalmente, se han implementado las siguientes opciones que hacen posible realizar el cálculo en condiciones distintas a las de la norma:

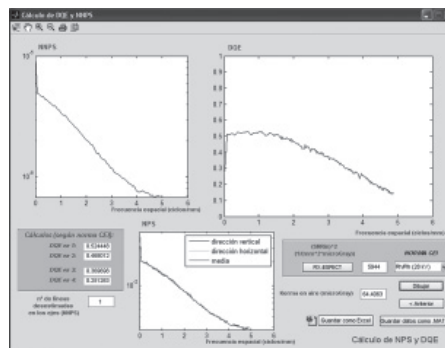


Fig. 4. Ventana de resultados y visualización de DQE, NPS y NNPS.

## MTF

Se han introducido varias opciones que permiten el suavizado de los perfiles ESF mediante filtros de media o de mediana<sup>6</sup>.

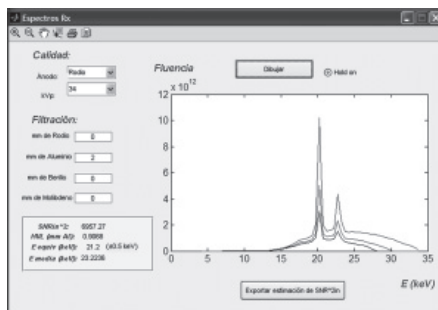
## NNPS

La norma CEI admite la sustracción del ajuste de un polinomio de segundo grado a los datos de la imagen inicial uniforme, sin especificar el área donde sustraer. El programa da la opción de aplicar el ajuste ROI a ROI o directamente a toda el área de análisis.

En cuanto al tamaño de la ROI, antes de la aparición de la norma CEI, diversos autores<sup>7-9</sup> realizaron cálculos con un tamaño de 128x128 píxeles y un solapamiento de 64 píxeles así que también se ha implementado esta opción.

## SNR<sub>in</sub><sup>2</sup> para mamografía

Dado que la mamografía es una técnica que hace uso de una variedad de combinaciones ánodo/filtro, se ha creído oportuno en este caso dar la opción de cálculo del SNR<sub>in</sub><sup>2</sup> para un rango de kilovoltajes y filtraciones más amplio. Para ello, se ha implementado la herramienta RX-espect, integrada en la aplicación, que resuelve esta cuestión, y permite visualizar y comparar los espectros de los diferentes haces. El cálculo se realiza a partir de los datos de los espectros calculados por Boone et al.<sup>10</sup> y las tablas de los coeficientes de atenuación del NIST<sup>‡</sup> (fig. 5). La desviación media con respecto a los valores proporcionados por la norma se encuentra por debajo del 2%.



**Fig. 5.** Visualización de espectros usados en mamografía y estimación de SNR<sub>in</sub><sup>2</sup>.

<sup>‡</sup> Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients 1997. <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>.

## Conclusiones

MIQuaEla integra un conjunto de utilidades para calcular los parámetros MTF, NNPS y DQE, de una forma rápida y visual. La aplicación puede resultar de gran utilidad tanto para pruebas de constancia como para pruebas de caracterización, y se ha desarrollado con el propósito de ser distribuida libremente. La intención última de la libre distribución es disponer, tras un período de prueba, de un software suficientemente probado por el conjunto de profesionales interesados. De esta forma, la implantación de este software en el control periódico realizado en las pertinentes instalaciones sanitarias permitirá un mayor control objetivo de la calidad de imagen de los detectores digitales, así como una intercomparación de datos obtenidos por diferentes autores.

El programa y sus correspondientes instrucciones están disponibles a través de la página web de la SEFM<sup>§</sup> y vía correo electrónico.

## Bibliografía

- IEC. Medical electric equipment-characteristics of digital x-ray imaging devices. Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency. IEC 62220-1-1. Ginebra, Suiza: International Electrotechnical Commission; 2003.
- IEC. Medical equipment-characteristics of digital x-ray imaging devices. Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency, detector used in mammography. IEC 62220-1-2. Ginebra, Suiza: International Electrotechnical Commission; 2007.
- SEFM. Protocolo español de control de calidad en mamografía digital. Madrid: Sociedad Española de Física Médica; 2008.
- SEFM, SEPR. Protocolo español sobre los aspectos técnicos del control de calidad en radiodiagnóstico. Madrid: Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica; 2002.
- Buades MJ, González A, Tobarra B. Implementación de un programa informático para la determinación de la DQE de un sistema de radiología digital. *Rev Fis Med* 2006;2:57-67.
- Ghetti C, Borrini A, Ortenzia O, Rossi R, Ordoñez PL. Physical characteristics of GE Senographe Essential and DS digital mammography detectors. *Med Phys* 2008;35:456-63.
- Williams MB, Mangiafico MA, Simoni PU. Noise power spectra of images from digital mammography detectors. *Med Phys* 1999;26:1279-93.
- Dobbins JT, Samei E, Ranger NT, Ying Ch. Intercomparison of methods for image quality characterization. *Med Phys* 2006;33:1466-75.
- Marshall NW. Early experience in the use of quantitative image quality measurements for the quality assurance of full field digital mammography x-ray systems. *Phys Med Biol* 2007;52:5545-68.
- Boone JM, Fewell TR, Jennings RJ. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography. *Med Phys* 1997;24:1863-74.

<sup>§</sup> [www.sefm.es](http://www.sefm.es).

# Algoritmo para la corrección de la falta de respuesta uniforme de un escáner de sobremesa

## Algorithm for correcting the lack of a uniform response of computer scanner

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

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital do Meixoeiro, Vigo.

Fecha de Recepción: 06/03/2009 - Fecha de Aceptación: 14/07/2009

En este trabajo se desarrolla un método para caracterizar y corregir la respuesta no uniforme de un escáner de sobremesa de forma sistemática. Utilizando imágenes de películas homogéneas se caracteriza matemáticamente tanto la respuesta espacial como a distintas densidades ópticas del escáner. Posteriormente, el valor de píxel para cada punto de una imagen problema se calcula como solución analítica de una ecuación de segundo grado. Los resultados se han evaluado utilizando el índice  $\gamma$  y muestran un buen funcionamiento del algoritmo.

**Palabras clave:** Verificación de plan de tratamiento. Dosimetría con película. Escáner de sobremesa. Aplicación informática.

In this work a systematic method to characterize and correct the nonuniform response of a flat-bed scanner is developed. The scanner response both to different optical densities and to different points in space is mathematically characterized using images of uniform films. Afterwards, the pixel value for every point of an arbitrary image is calculated as a solution of a second order equation. Results have been evaluated using the  $\gamma$  index and show a smooth running of the algorithm.

**Key words:** Treatment plan verification. Film dosimetry. Flat-bed scanner. Software tool.

## Introducción

La gran resolución espacial, la pequeña dependencia en energía y su casi equivalencia a tejido hacen de las películas radiocrómicas un medio muy apropiado para la medida de distribuciones de dosis con altos gradientes, como en el caso de tratamientos de IMRT<sup>1</sup>.

Conjuntamente con estas películas se han venido usando los escáneres de sobremesa operando en modo transmisión, aunque no hayan sido diseñados específicamente para su uso en radioterapia. Debido a diversos factores como la dispersión de la luz de la lámpara en las capas de la película radiocrómica la respuesta del escáner no es uniforme<sup>2</sup>, resultando evidente en el eje perpendicular al movimiento de la lámpara (eje x) aunque casi despreciable en la dirección longitudinal (eje y). Por otra parte, esta falta de uniformidad no sólo depende de la posición del píxel, sino también del valor

de la dosis en ese punto. Aunque para tratamientos con campos pequeños o utilizando escáneres tamaño A3 este fenómeno puede obviarse, para tratamientos con campos grandes y escáneres A4 debe tenerse en cuenta de alguna manera.

En la literatura ya ha sido desarrollado un procedimiento para corregir esta limitación mediante la determinación de un factor de corrección multiplicativo dependiente tanto de la posición del píxel como del valor de la dosis<sup>3</sup>. En este procedimiento los perfiles a distintas dosis se normalizaban al máximo y se ajustaban a un polinomio de segundo grado para obtener el factor de corrección que dependía tanto de la dosis como de la posición del punto. Después, para cada punto de una imagen arbitraria se dividía el valor de píxel por ese factor para calcular el valor corregido. En el trabajo que aquí se presenta el ajuste se hace sin necesidad de normalizar previamente y el valor corre-

\* Correspondencia  
E-mail: felix.del.moral.vila@sergas.es

gido se obtiene como solución de una simple ecuación de segundo grado. De esta manera, se desarrolla un método alternativo para corregir la respuesta no uniforme de un escáner de sobremesa de forma sistemática y precisa mediante un procedimiento.

## Material y métodos

### Descripción de la base teórica

La idea que hemos desarrollado parte de las siguientes consideraciones. Si  $Pv(x)$  representa el valor de píxel de una posición  $x$  en el eje perpendicular al movimiento de la lámpara, se tendrá:

$$Pv(x) = Pv(\bar{x}_0) + \Delta Pv(x, d), \quad (1)$$

donde  $\bar{x}_0$  es la coordenada del centro del escáner y donde  $\Delta Pv$  representa cierta corrección debida a la no uniformidad de la respuesta que depende de la posición  $x$  y la dosis  $d$ . Esta corrección la podemos modelar mediante un polinomio de tercer orden:

$$\Delta Pv = a \cdot (x - \bar{x}_0) + b \cdot (x - \bar{x}_0)^2 + c \cdot (x - \bar{x}_0)^3, \quad (2)$$

donde a su vez las cantidades  $a$ ,  $b$  y  $c$  tienen una dependencia en el valor de píxel. Si tratamos de ajustar perfiles en el eje  $x$  de una colección de películas uniformes de distinta densidad óptica a la expresión:

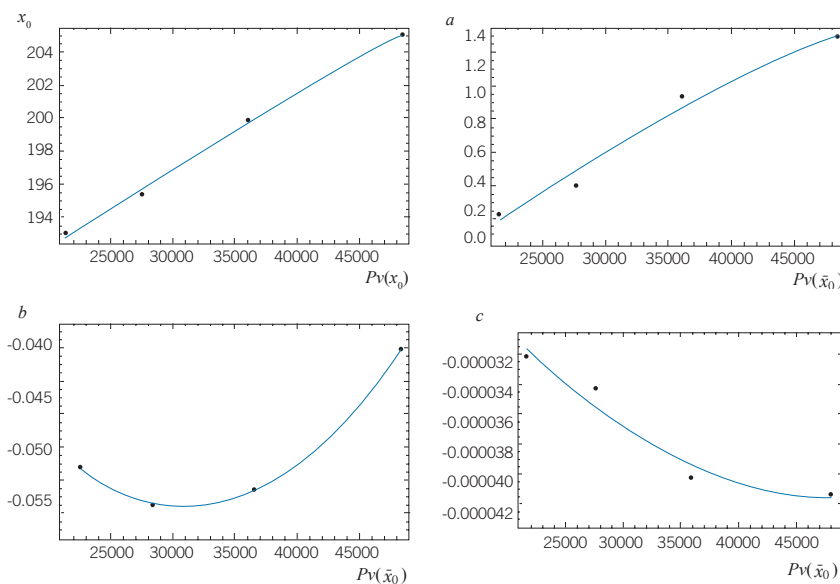
$$Pv(x) = Pv(\bar{x}_0) + a \cdot (x - \bar{x}_0) + b \cdot (x - \bar{x}_0)^2 + c \cdot (x - \bar{x}_0)^3, \quad (3)$$

estaremos en condiciones de obtener una colección de datos  $\{Pv(\bar{x}_0)^i, a^i, b^i, c^i\}$  correspondientes a las distintas imágenes que se han utilizado. Las cantidades así obtenidas podemos relacionarlas mediante un ajuste a expresiones del siguiente tipo:

$$\begin{aligned} a &= a_1 + a_2 \cdot Pv(\bar{x}_0) + a_3 \cdot Pv(\bar{x}_0)^2, \\ b &= b_1 + b_2 \cdot Pv(\bar{x}_0) + b_3 \cdot Pv(\bar{x}_0)^2, \\ c &= c_1 + c_2 \cdot Pv(\bar{x}_0) + c_3 \cdot Pv(\bar{x}_0)^2, \end{aligned} \quad (4)$$

Finalmente, llevando la ecuación (4) a la ecuación (3) obtenemos la siguiente ecuación de segundo grado:

$$\begin{aligned} &a_1 \cdot (x - \bar{x}_0) + b_1 \cdot (x - \bar{x}_0)^2 + c_1 \cdot (x - \bar{x}_0)^3 - \\ &- Pv(x) + \left[ \begin{aligned} &1 + a_2 \cdot (x - \bar{x}_0) + \\ &b_2 \cdot (x - \bar{x}_0)^2 + \\ &c_2 \cdot (x - \bar{x}_0)^3 \end{aligned} \right] \cdot Pv(\bar{x}_0) + \\ &+ \left[ \begin{aligned} &a_3 \cdot (x - \bar{x}_0) + b_3 \cdot (x - \bar{x}_0)^2 + \\ &c_3 \cdot (x - \bar{x}_0)^3 \end{aligned} \right] \cdot Pv(\bar{x}_0)^2 = 0. \end{aligned} \quad (5)$$



**Fig. 1.** En la primera gráfica se representan los valores para  $x_0$  que se obtienen cuando se utiliza la ecuación (3) con  $a = 0$  y  $c = 0$ . Se observa una deriva sistemática modelada arbitrariamente en la gráfica mediante un ajuste lineal que tiene como consecuencia la utilización en el texto de un valor promedio  $x_0$ . En las siguientes gráficas se representan los valores de los parámetros  $a$ ,  $b$  y  $c$  en función del valor de píxel en la posición  $x_0$  y sus ajustes a polinomios de grado dos.

Mediante la resolución analítica de esta ecuación estamos en disposición de calcular, para cada valor de píxel  $P_V(x)$  en la posición  $x$  del escáner, el valor  $P_V(x_0)$  que tendría ese píxel si hubiese sido leído en la posición central  $\bar{x}_0$  del escáner. Realizando este procedimiento para todos los píxeles de la imagen de la película problema habremos corregido la no uniformidad en la lectura del escáner.

No obstante, notemos que en la ecuación (3) no conocemos a priori la cantidad  $\bar{x}_0$ , y por eso, aunque en principio se pueden desarrollar procedimientos alternativos, hemos encontrado mejores resultados cuando a partir de todos los valores de  $\bar{x}_0$  obtenidos haciendo un ajuste a la ecuación (3) con  $a = 0$  y  $c = 0$ , se calcula una media  $\bar{x}_0$ . Y a partir de esta media se vuelven a realizar los ajustes buscando los valores óptimos para  $P_V(\bar{x}_0)$ ,  $a$ ,  $b$  y  $c$ . Este procedimiento responde al hecho de que la no uniformidad en la respuesta del escáner no es simétrica y no queda bien representada por una simple parábola sin término lineal cuando se considera un valor fijo de  $\bar{x}_0$  para todos los ajustes. En la fig. 1 se representan los valores de  $\bar{x}_0$  que se obtienen con este tipo de ajustes y su deriva sistemática, lo que explica la necesidad de introducir algún tipo de factor de asimetría, lineal o cúbico, en la expresión de  $\Delta P_V$ . Se representan asimismo los valores del parámetro  $c$ , que controla el factor cúbico de la respuesta.

## Descripción de la realización práctica

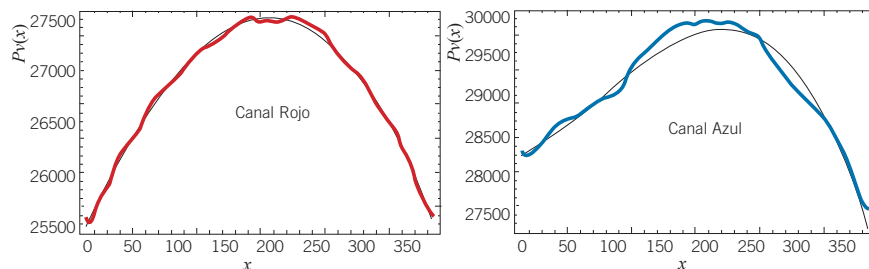
El primer paso consiste en la obtención de la imagen de una serie de películas uniformes en el rango de densidades ópticas correspondientes a las dosis que se van a utilizar en los tratamientos de IMRT. En nuestro caso particular del escáner tamaño A4 *Epson V700 Photo* hemos asegurado la uniformidad de estas imágenes escaneando una, dos, tres y hasta cuatro películas juntas, apiladas exactamente en la misma posición y utilizando la misma máscara de escaneo.

El rango de densidades ópticas en el centro del escáner que este procedimiento proporciona va desde aproximadamente 0,13, valor correspondiente al de una película no irradiada, hasta 0,69, valor correspondiente al de cuatro películas superpuestas. Este proceso asume implícitamente que la deformación que el escáner produce en los perfiles es la misma tanto si el oscurecimiento de la imagen se debe a un proceso de irradiación como si se debe a la superposición de diversas capas de película. El rango de densidades ópticas así obtenido se corresponde con el rango de dosis de 0 Gy a 4,3 Gy, valores suficientes para nuestros objetivos.

Para disminuir el ruido hemos suavizado las imágenes mediante el empleo de un filtro de mediana de tamaño 5x5 píxeles. Por otro lado, para realizar los ajustes de los perfiles a la expresión (3) la cantidad  $P_V(x)$  se calcula como la media de todos los valores  $P_V(x,y)$ , lo que responde al hecho de que se considera que el escáner responde uniformemente en el eje  $y$ .

Para realizar los análisis hemos desarrollado una aplicación en *Visual C++* con una interfaz amigable, que consta de dos ejecutables. El primero, utilizando una serie de imágenes de películas uniformes en formato *tiff* de resolución configurable y 48 bits de profundidad de color (16 bits por canal) lanza en segundo plano un proceso de cálculo en *Mathematica 7.0* que se encarga de determinar los parámetros  $a_i$ ,  $b_i$ ,  $c_i$ ,  $\bar{x}_0$  y crear un archivo de texto con los resultados. Este archivo de caracterización del escáner es utilizado posteriormente por el segundo ejecutable para corregir todas aquellas imágenes que sean seleccionadas por el usuario.

El programa, aparte de permitir elegir entre realizar o no el suavizado de las imágenes junto con el tamaño de la ROI del filtro para hacer este suavizado, permite elegir la resolución de las imágenes que se van a usar, en nuestro caso 50 ppp. El programa realiza la corrección en el canal rojo debido a que las películas radiocrómicas tienen mejor respuesta en el canal rojo<sup>4</sup>, y debido a los perfiles no modelables analíticamente



**Fig. 2.** Ajustes de los perfiles en el canal rojo y en el canal azul. El programa permite generar este tipo de figuras para comprobar la bondad de los ajustes. Utilizar el canal rojo tiene la doble ventaja de un mejor comportamiento de la película en esta situación (de acuerdo con las recomendaciones del fabricante) y la posibilidad de describir de forma analítica la no uniformidad del escáner en estas condiciones.



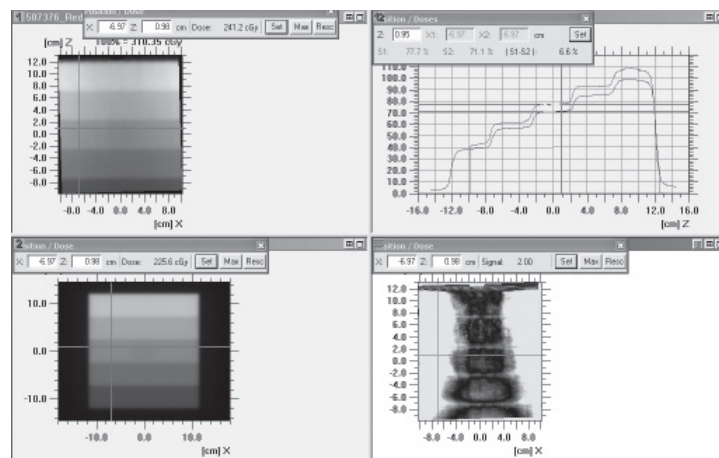
mediante polinomios de orden tres para el resto de canales, fundamentalmente el azul, tal y como se aprecia en la fig. 2. Mediante el uso de este tipo de figuras también hemos podido determinar que el error que puede inducir en la determinación de la dosis el no corregir por el efecto de la respuesta no uniforme del escáner puede llegar al 25 %, cerca de los bordes del escáner, cuando en la calibración se utilizan las lecturas en el centro del escáner.

## Resultados y discusión

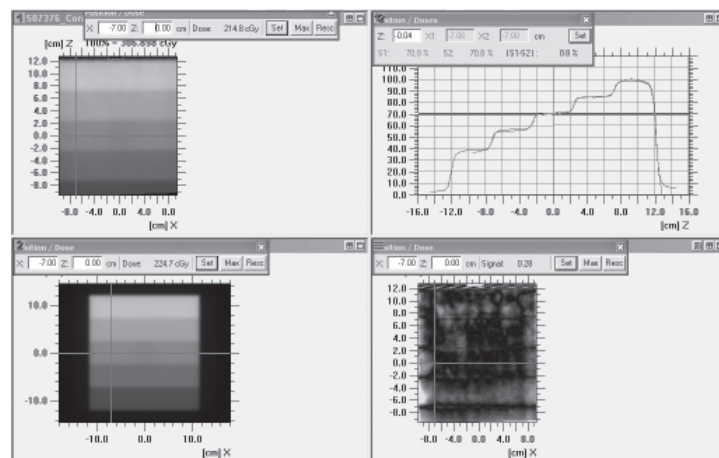
En las fig. 3, 4 y 5 se presenta la comparación, utilizando<sup>5</sup> el índice  $\gamma$ , de una película irradiada en

un patrón de bandas horizontales de distintas dosis con el plano de dosis del sistema de planificación. Se compara tanto la imagen original de la película como la imagen tratada con la aplicación. Las distribuciones de dosis son relativas.

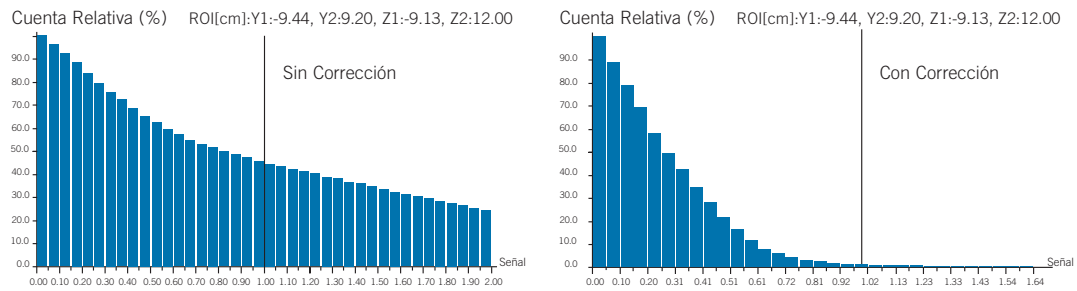
En la fig. 5 se presenta el mismo análisis pero utilizando una película correspondiente a un tratamiento de IMRT en la región ORL. Mientras que el error que introduce el escáner contribuye a que la imagen original no alcance el criterio de calidad que tenemos establecido para la aceptación del tratamiento (95% de los puntos con  $\gamma_{3\%, 3\text{mm}} < 1$ ), en la tratada se cumple holgadamente.



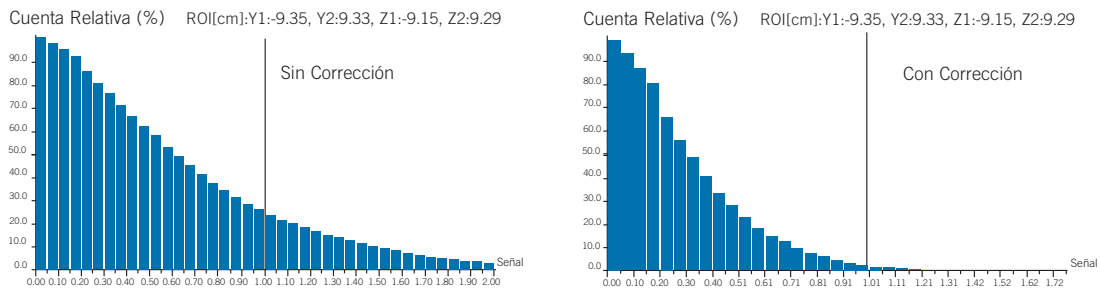
**Fig. 3.** Comparación entre la imagen de la película irradiada sin corregir (arriba a la izquierda) y el plano de dosis del sistema de planificación (abajo a la izquierda). Se representa además la comparación entre el perfil en el eje  $z$  para una posición en el eje  $x$  próxima al borde (arriba a la derecha). En la última pantalla aparece el cálculo del índice  $\gamma_{3\%, 3\text{mm}}$ , donde las zonas oscuras representan puntos que cumplen el criterio mientras que las claras corresponden a puntos fuera de tolerancia. La dosis aproximada de las bandas que componen la película irradiada son 309, 270, 218, 180 y 122 cGy.



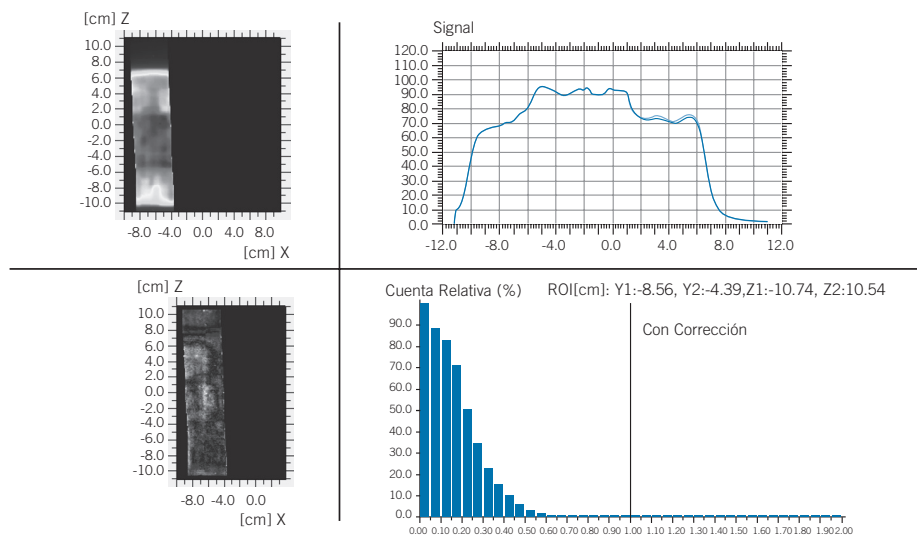
**Fig. 4.** Misma comparación que en el caso de la fig. 3 pero utilizando la imagen corregida.



**Fig. 5.1.** Histograma para los valores del índice  $\gamma_{3\%, 3\text{mm}}$  para el caso de las fig. 2 y 3 izquierda y derecha respectivamente. El porcentaje de puntos que cumplen el criterio  $\gamma_{3\%, 3\text{mm}} < 1$  en el caso de la imagen sin corregir es 55,24%, mientras que tras aplicar la corrección el porcentaje es 97,7%.



**Fig. 5.2.** Histograma para los valores del índice  $\gamma_{3\%, 3\text{mm}}$  para el caso de un tratamiento de IMRT en la región ORL. El porcentaje de puntos que cumplen el criterio  $\gamma_{3\%, 3\text{mm}} < 1$  en el caso de la imagen sin corregir es 55,05%, mientras que tras aplicar la corrección el porcentaje es 95,78%.



**Fig. 6.** (Arriba a la izquierda) Imagen corregida de un fragmento de película irradiada de forma no homogénea escaneando cerca del borde derecho del escáner. (Arriba a la derecha) Comparación entre un perfil de esta imagen y el que se obtiene escaneando el mismo fragmento cerca del otro borde del escáner y después de corregir y registrar manualmente las imágenes. (Abajo a la izquierda) Cálculo del índice  $\gamma_{3\%, 3\text{mm}}$ , donde las zonas oscuras representan puntos que cumplen el criterio mientras que las claras corresponden a puntos fuera de tolerancia. (Abajo a la derecha) Histograma para los valores del índice  $\gamma_{3\%, 3\text{mm}}$ . El porcentaje de puntos que cumplen el criterio  $\gamma_{3\%, 3\text{mm}} < 1$  es 99,4%. Para el caso de las imágenes sin corregir el porcentaje fue del 58,0%.

Como en las figuras anteriores se asume el cálculo del sistema de planificación como la referencia con que comparar, teniendo en cuenta que el modelo no estará exento de fallos, hemos considerado oportuno también la realización de la prueba cuyos resultados se muestran en la fig. 6. Consiste en escanear un mismo fragmento de película irradiada de forma no homogénea en el lado derecho del escáner y en el lado izquierdo, donde los efectos del escáner son totalmente contrapuestos, y registrar manualmente las imágenes tras aplicar la corrección y compararlas. Mientras que sin aplicar la corrección los resultados para el  $\gamma_{3\%, 3\text{ mm}} < 1$  son del 58,0% de puntos dentro de tolerancia, tras aplicar la corrección obtenemos un 99,4%.

Mediante el uso de imágenes de películas superpuestas evitamos el uso del acelerador lineal para irradiar uniformemente las películas e impedimos por tanto que la falta de planitud intrínseca del haz distorsione en lo más mínimo la caracterización matemática del escáner. Sin embargo de esta manera se desprecian posibles efectos como múltiples reflexiones en las zonas entre películas, y por eso se aconseja una comparación a posteriori entre los perfiles de películas irradiadas uniformemente y los resultados del sistema de planificación. Por otra parte, la deriva sistemática observada en el valor de  $x_0$  en la fig. 1 representa un fenómeno para el que no hemos encontrado explicación en la literatura, pero que a falta de un análisis más detallado sugerimos que puede deberse a la falta de perpendicularidad entre el sistema lámpara-detector y el cristal donde se fija la película.

## Conclusiones

Corregir el efecto de la lectura no uniforme del escáner resulta una necesidad cuando el no hacerlo puede significar errores en la determinación de la dosis del orden del 25% cerca del borde del escáner. Mediante el uso del algoritmo que proponemos en este trabajo hemos conseguido mejoras en el análisis  $\gamma$  de las películas; alrededor de un 40% del total de puntos más que cuando no se utiliza ningún tipo de corrección, cumplen el criterio  $\gamma_{3\%, 3\text{ mm}} < 1$ .

## Agradecimientos

Los autores agradecen a los anónimos revisores sus comentarios constructivos y perspicaces, que en gran medida han contribuido a mejorar este trabajo. Asimismo agradecen la ayuda de Fimecorp Internacional S.L. cuya colaboración ha sido inestimable.

## Bibliografía

- 1 Butson MJ, Mathur JN, Metcalfe PE. Radiochromic film as a radiotherapy surface-dose detector. *Phys Med Biol* 1996;41:1073-1078.
- 2 Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak EB, Schmidlein CR, A. S. Lirov AS, Soares CG. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys* 2005;32:2245-2253.
- 3 Menegotti L, Delana A, Martignano A. Radiochromic film dosimetry with flat-bed scanners: A fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. *Med Phys* 2008;35:3078-3085.
- 4 Devic S, Tomic N, Pang Z, Seuntjens J, Podgorsak EB, Soares CG. Absorption spectroscopy of EBT model GafChromic film. *Med Phys* 2007;34:112-118.
- 5 Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25:656-661.

# Irradiación parcial acelerada de la mama con el aplicador de braquiterapia *MammoSite*<sup>TM</sup>. Primera experiencia en España

## Accelerated partial breast irradiation using MammoSite brachytherapy applicator. First experience in Spain

MF Clemente<sup>1,\*</sup>, J García<sup>1</sup>, MT Murillo<sup>2</sup>, MJ García<sup>3</sup>, R Díaz<sup>3</sup>, LC Martínez<sup>1</sup>, A Ferrando<sup>1</sup>, E Cabello<sup>3</sup> y J Castro<sup>3</sup>

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

<sup>2</sup> Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario Doce de Octubre. Madrid.

<sup>3</sup> Unidad de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario Doce de Octubre. Madrid.

Fecha de Recepción: 14/05/2009 - Fecha de Aceptación: 10/08/2009

En este trabajo se presenta la implantación en nuestro centro de la técnica de irradiación parcial acelerada de mama mediante el empleo del aplicador de braquiterapia MammoSite, describiendo el procedimiento y los parámetros dosimétricos que determinan el implante, y comparando nuestros resultados con trabajos previos e incluyendo las mejoras con respecto a la técnica intersticial.

**Palabras clave:** Braquiterapia, intersticial, irradiación parcial acelerada de mama (APBI), MammoSite.

The implementation in our hospital of the accelerated partial breast irradiation technique using the MammoSite brachytherapy applicator is presented in this work. The procedure and dosimetric parameters determining the implant are described, and our results are compared with previous studies, including the improvements with respect to the interstitial technique.

**Key words:** Brachytherapy, interstitial, accelerated partial breast irradiation (APBI), MammoSite.

## Introducción

La terapia conservadora de mama implica en la mayoría de los casos su irradiación total tras la cirugía. Estudios actuales sugieren que las posibles zonas de recurrencia suelen situarse en regiones adyacentes al lecho tumoral (1 – 2 cm)<sup>1,2</sup>. La irradiación parcial acelerada de la mama (APBI) permite localizar la radiación en esta zona, reduciendo así el volumen tratado. Este hecho posibilita acelerar la administración de dosis absorbida a la región afectada, reduciendo la duración del tratamiento hasta aproximadamente 5 días, disminuyendo los efectos tempranos y tardíos, y la dosis absorbida en tejidos sanos.

Existen varias opciones de APBI. La braquiterapia intersticial suele ser la elegida, si bien presenta una serie de inconvenientes en lo referido a la administración y disponibilidad del tratamiento<sup>3-5</sup>. La braquite-

rapia intersticial de baja tasa como única técnica de tratamiento resulta inadecuada, ya que el riesgo de recidiva supera al de las terapias habituales. La técnica intersticial de alta tasa permite alcanzar resultados clínicos similares a la irradiación total con radioterapia externa, pero su evaluación dosimétrica es complicada en ausencia de un sistema de planificación 3D que permita relacionar de forma directa el implante realizado con el volumen blanco real; incluso si se dispone de él, la planificación asociada es compleja, requiriendo mayor cantidad de tiempo y experiencia por parte de los profesionales implicados para alcanzar resultados óptimos. La braquiterapia intracavitaria de alta tasa con el dispositivo MammoSite constituye una alternativa conveniente para mejorar los resultados que la terapia intersticial proporciona en la APBI, aumentando la accesibilidad del tratamiento y disminuyendo la complejidad en su planificación. El

\* Correspondencia

E-mail: francisco.clemente@salud.madrid.org

fin del aplicador es proporcionar simetría esférica a la cavidad de la resección tumoral, posibilitando que el volumen a tratar se adapte a dicha simetría de forma análoga en todos los implantes. De esta forma se obtienen resultados dosimétricos similares sobre tales volúmenes, mejorando la cobertura de la dosis absorbida sobre el tejido tumoral respecto a la braquiterapia intersticial, como se observa en los histogramas dosis – volumen (HDV).

Presentaremos en este trabajo la puesta en marcha de esta técnica en nuestro centro, de forma pionera en España, describiendo los procedimientos necesarios para su realización, a la vez que se analizan los parámetros dosimétricos más relevantes. Compararemos nuestros resultados con los obtenidos en otros centros que emplean esta técnica y con los propios de braquiterapia intersticial.

## Material y métodos

El tratamiento con MammoSite se ha aplicado en nuestro centro siguiendo una serie de recomendaciones<sup>5-7</sup>: estadios tempranos de la enfermedad, edad  $\geq 45$  años, T1 N0 (tumor  $\leq 2$  cm y sin afectación ganglionar) y márgenes quirúrgicos negativos. Los criterios han sido definidos por el oncólogo radioterápico correspondiente, basándose fundamentalmente en los criterios de la Sociedad Americana de Braquiterapia (ABS)<sup>8</sup>.

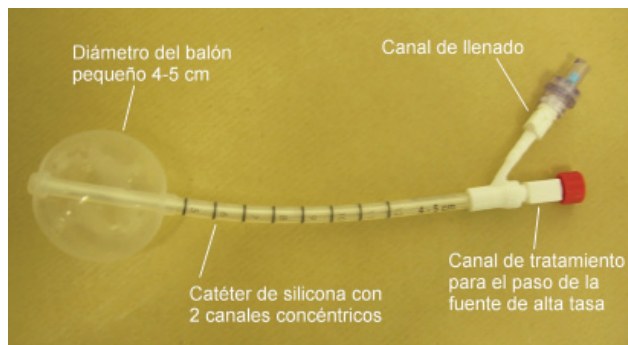


Fig. 1. Vista del dispositivo MammoSite.

El aplicador consiste en un catéter unido a un balón de silicona (véase la fig. 1). El catéter, de 15 cm de longitud y 6 mm de diámetro, está dividido en dos canales concéntricos: uno central, por donde discurre la fuente de alta tasa, y el segundo, que rodea al anterior, es la vía de llenado del balón. El aplicador puede presentarse comercialmente según tres modalidades, si bien hemos empleado la primera de ellas: diámetros de entre 4,0 y 5,0 cm ( $35 - 70$  cm<sup>3</sup>), 5,0 y 6,0 cm ( $70 - 125$  cm<sup>3</sup>), y un caso asimétrico (elipsoidal) de

$4,0 \times 6,0$  cm ( $60 - 65$  cm<sup>3</sup>). El dispositivo se conecta mediante un adaptador a nuestra unidad de alta tasa, un *microSelectron HDR Classic*, de Nucletron.

El aplicador se introduce en la cavidad de la resección tumoral y el globo se llena con suero y contraste yodado (5% - 10%)<sup>6</sup> hasta ocuparla y adaptarse a la misma. Después de 24 - 48 horas se realiza un TC con cortes de 2 mm de espesor, y se adquiere en el sistema de planificación de radioterapia externa *Oncontra MasterPlan 3.1*, de Nucletron. Este paso se realiza en nuestro caso para facilitar la delimitación del volumen a tratar y evaluar las condiciones del implante, determinando de forma previa a la dosimetría la viabilidad del tratamiento frente a diversos criterios limitantes. Dichos criterios vienen dados por la simetría del implante (el desplazamiento lateral de la fuente o distribución de fuentes respecto del centro del balón debe ser inferior a 2 mm), la adaptación al tejido ( $V_{\text{aire}}/V_{\text{PTV}} < 10\%$ ) y la distancia balón – piel (se recomienda que sea superior a 7 mm y no inferior a 5 mm)<sup>6</sup>.

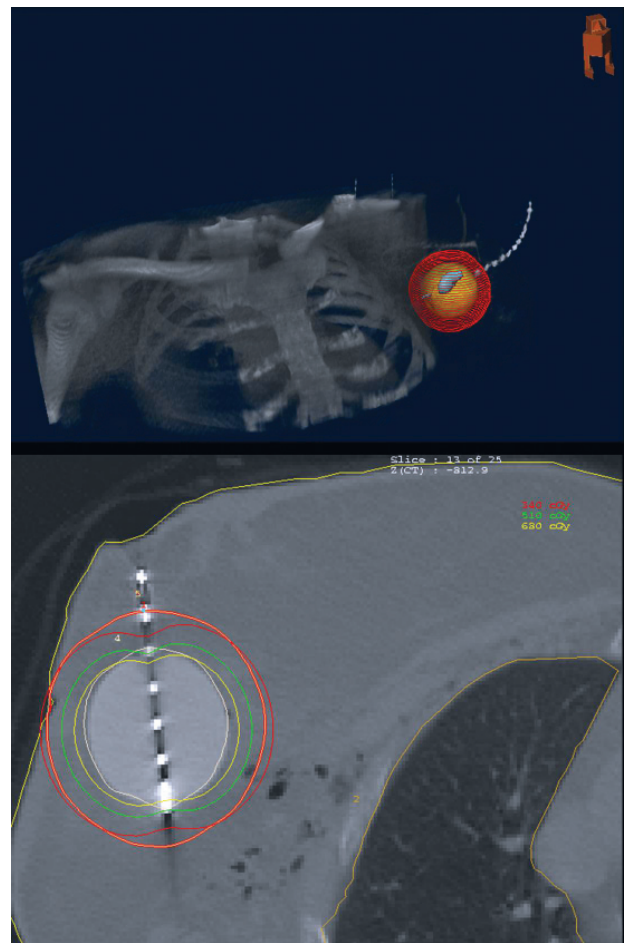


Fig. 2. Arriba: volumen del balón de aire y de la corona que forma el PTV en el sistema de planificación 3D. Abajo: curvas de isodosis tomadas para un implante en el sistema de planificación de braquiterapia.

La dosis absorbida se prescribe a 1 cm de la superficie del balón, por lo que se determina una corona circular en torno al mismo (PTV), a la distancia de prescripción, sustrayendo el volumen del propio balón, excluyendo en caso necesario aire, piel y pared costal. La necesidad de un sistema de planificación 3D se hace patente en este punto, para poder medir los volúmenes de PTV y aire (véase la fig. 2), la simetría del balón, así como la distancia mínima a piel que no suele estar en un plano axial, sino en la dirección cráneo – caudal. La distancia mínima a la piel se encuentra expandiendo el balón hasta su intersección con el volumen externo.

Posteriormente, el plan de tratamiento se exporta al sistema de planificación de braquiterapia *Plato* 14.3.5, de Nucletron, donde se realizará la planificación dosimétrica. Se prescriben 3,4 Gy por sesión, en 2 fracciones diarias (separación mínima de 6 horas) durante 5 días hasta completar 10 sesiones<sup>10</sup>. Existen varias posibilidades en cuanto al número de puntos de prescripción y de posiciones de parada de la fuente<sup>10-12</sup>. Hemos optado por seleccionar 6 puntos de prescripción a 1 cm del balón<sup>11</sup> (4 en un plano perpendicular al eje del mismo, en su centro, y otros 2 en el eje) y varias posiciones de parada (separación mínima de 2,5 mm), optimizando a la superficie del PTV si fuera necesario. Tomando varios puntos de prescripción optimizamos el ajuste entre nuestro volumen y las isodosis; seleccionando varias posiciones de parada de la fuente mejoramos la cobertura del PTV, compensando la anisotropía de la fuente de alta tasa, al aumentar la dosis absorbida integral que recibe el volumen (véase la fig. 2). Un crite-

rio dosimétrico limitante viene dado por la dosis absorbida máxima en piel, que debe ser inferior al 145% de la dosis absorbida prescrita<sup>6</sup>. Se determina examinando en la reconstrucción 3D que efectúa el sistema de planificación la superficie de isodosis que se interseca con el volumen externo en un punto. Para realizar una evaluación dosimétrica empleamos los volúmenes de isodosis con la dosis absorbida de prescripción, 1,5 y 2 veces dicho valor ( $V_{100}$ ,  $V_{150}$ ,  $V_{200}$ ), la dosis absorbida mínima recibida por el 90% del volumen del PTV ( $D_{90}$ ) así como los HDV.

Durante el tratamiento y antes de cada sesión se hacen comprobaciones del diámetro del balón y la adaptación a la cavidad mediante ecografía.

## Resultados y discusión

Mediante esta técnica hemos tratado en nuestro hospital a 14 pacientes. Los detalles se presentan en las tablas 1 y 2. El volumen medio de tratamiento con MammoSite es similar al caso intersticial (98,3 cm<sup>3</sup>)<sup>4</sup>. La adaptación a la cavidad es correcta, ya que  $V_{\text{aire}}/V_{\text{PTV}}$  es claramente inferior al límite establecido. La distancia a piel se mantiene dentro de las recomendaciones salvo en dos casos, que cumplen las condiciones límites (> 5 mm). La simetría del balón es correcta salvo en uno de los casos. El criterio impuesto en el implante para este parámetro (< 2 mm) es necesario para no superar el 15% de diferencia entre la dosis absorbida prescrita y la administrada<sup>9</sup>, dado el gradiente de esta

**Tabla 1.** Parámetros referidos a las dimensiones del implante y parámetros dosimétricos limitantes. Mostramos la media y la desviación típica para cada uno de los valores.

Paciente	Volumen Balón (cm <sup>3</sup> )	Diámetro Balón (cm)	Volumen PTV (cm <sup>3</sup> )	$V_{\text{aire}}/V_{\text{PTV}}$ (%)	Distancia a piel (mm)	Asimetría (mm)
1	60,2	4,65	108,7	2,6	10,1	1,1
2	39,1	4,01	90,6	0,2	9,2	0,7
3	57,7	4,65	108,0	0,5	37,0	0,0
4	50,3	4,30	101,6	0,4	7,3	0,8
5	61,9	4,80	112,0	0,8	8,5	1,8
6	44,7	4,26	95,3	0,5	6,5	0,5
7	34,0	4,09	82,1	0,0	11,0	0,8
8	39,8	4,10	84,6	0,5	5,6	0,5
9	49,4	4,50	98,0	1,6	11,0	0,9
10	63,0	4,80	116,0	0,9	7,0	1,3
11	70,5	5,15	121,8	1,2	7,8	3,0
12	34,8	4,14	82,3	0,0	7,0	0,5
13	67,4	5,02	116,0	1,3	13,9	0,9
14	54,7	4,52	104,9	0,5	17,3	0,7
<b>Media</b>	48,5	4,50	101,6	0,8	11,4	1,0
<b>Desviación típica</b>	20,5	0,36	13,15	0,7	8,0	0,7

**Tabla 2.** Parámetros asociados a los volúmenes irradiados ( $V_{100}$ ,  $V_{150}$  y  $V_{200}$ ). Los valores porcentuales están referidos al volumen de PTV o a la dosis de prescripción, según la magnitud implicada. Mostramos la media y la desviación típica para cada uno de los valores.

Paciente	Dosis en piel		Posiciones parada fuente	$V_{100}$		$V_{150}$		$V_{200}$		$D_{90}$	
	cGy	%		cm <sup>3</sup>	%	cm <sup>3</sup>	%	cm <sup>3</sup>	%	cGy	%
1	334	98,2	4	93,4	85,9	27,4	25,1	3,3	3,1	326	95,9
2	348	102,3	4	82,5	91,1	30,8	34,0	8,4	9,2	343	100,9
3	127	37,3	4	97,4	90,2	33,0	30,6	4,6	4,3	341	100,3
4	349	102,6	3	78,4	77,2	23,8	23,4	4,3	4,2	289	85,0
5	504	148,2	3	105,0	93,8	41,4	37,0	9,2	8,2	354	104,1
6	397	116,8	3	85,7	89,9	26,8	28,1	4,8	5,0	339	99,7
7	298	87,6	4	69,6	84,8	25,0	30,5	4,6	5,7	326	95,9
8	444	130,6	3	78,5	92,8	30,5	36,1	5,4	6,4	343	100,9
9	322	94,7	5	93,6	95,5	34,3	35,0	7,4	7,6	349	102,6
10	381	112,1	3	102,0	87,9	32,6	28,1	4,3	3,7	336	98,8
11	433	127,3	2	108,0	88,7	30,1	24,7	3,3	2,7	334	98,2
12	457	134,4	6	79,6	96,7	32,0	38,9	9,4	11,4	359	105,6
13	308	90,6	4	112,0	96,6	37,3	32,2	4,4	3,8	360	105,9
14	240	70,6	4	93,3	88,9	28,0	26,7	6,4	6,1	331	97,3
<b>Media</b>	353	103,8	-	91,4	90,0	30,9	30,7	5,7	5,8	338	99,4
<b>Desviación típica</b>	97	28,4	-	12,7	5,2	4,8	4,9	2,1	2,5	18	5,2

magnitud en el implante. La dosis absorbida en piel supera en un caso el umbral del 145%, aunque no alcanzamos el 150%<sup>10</sup>, por lo que el tratamiento se acepta. La evaluación de este parámetro podría verse influenciada por el algoritmo de cálculo de nuestro sistema de planificación, que no tiene en cuenta la corrección por heterogeneidad.

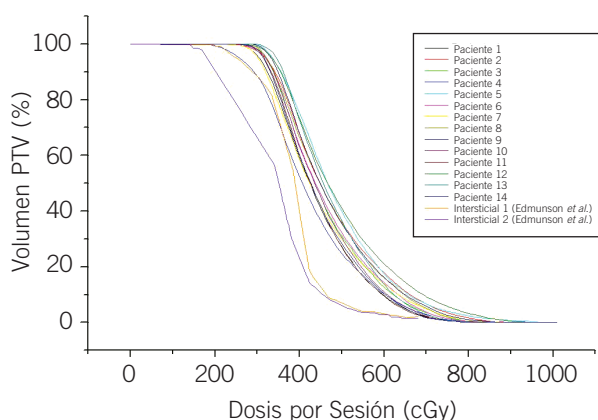
En la tabla 3 mostramos nuestros promedios frente al caso intersticial<sup>4</sup>, al implante MammoSite con una posición de parada de la fuente y un punto de prescripción<sup>10</sup>, varias posiciones de parada y puntos de prescripción<sup>11</sup> y varias posiciones de parada y optimización a superficie<sup>12</sup>. La mejora alcanzada en la

cobertura del PTV en los tratamientos con MammoSite con varias paradas de fuente frente a aquellos con una sola parada se observa analizando los volúmenes de isodosis en las distintas situaciones, siendo mayores en el primer caso. Análogamente, si contrastamos los valores de tales volúmenes junto con la  $D_{90}$  frente a los propios en el caso intersticial, observamos la mejora que experimenta la cobertura empleando el aplicador. Este hecho puede manifestarse superponiendo los HDV para los pacientes tratados con MammoSite y con braquiterapia intersticial (véase la fig. 3). No obstante la homogeneidad de la dosis absorbida administrada es mayor en el caso intersticial. Esta conclusión se alcanza

**Tabla 3.** Comparación de los distintos parámetros dosimétricos entre nuestro estudio, el caso de braquiterapia intersticial y otros tratamientos con MammoSite bajo distintas condiciones. Entre paréntesis se indica la desviación típica correspondiente.

Estudio	$D_{90}$ (%)	$V_{100}$ (%)	$V_{150}$ (%)	$V_{200}$ (%)	IHD
H.U. Doce de Octubre	99,4 (5,2)	90,0 (5,2)	30,7 (4,9)	5,8 (2,5)	0,66 (0,03)
Vincini et al. (intersticial)	69,8 (7,3)	71,6 (5,4)	5,4 (2,1)	-	0,93 (0,01)
Edmunson et al. (1 parada)	90,0 (0,5)	76,7 (3,2)	17,9 (3,3)	0,4 (0,6)	0,77 (0,04)
Dickler et al. (1 punto)	-	77,6 (6,1)	26,8 (7,4)	6,5 (4,6)	0,66 (0,08)
Dickler et al. (6 puntos)	-	88,9 (3,3)	34,2 (6,0)	8,8 (5,3)	0,62 (0,07)
Kirk et al. (1 punto)	-	85,0 (6,0)	28,0 (5,0)	5,0 (3,0)	0,68 (0,06)
Kirk et al. (6 puntos)	-	91,0 (5,0)	34,0 (6,0)	8,0 (4,0)	0,63 (0,06)
Kirk et al. (superficie)	-	94,0 (3,0)	36,0 (6,0)	8,0 (4,0)	0,62 (0,06)

aplicando a nuestra situación, como en otras publicaciones<sup>4,10-12</sup>, el llamado índice de homogeneidad de dosis (IHD)<sup>13</sup>, definido como  $IHD = (V_{100} - V_{150}) / V_{100}$ , aunque tal vez dicho índice no constituya el mejor parámetro para estudiar la homogeneidad, ya que podemos extraer mayor cantidad de información a partir de los HDV. Dado que el aplicador se adapta a la cavidad, posibilitando que el PTV adquiera la misma conformación independientemente de la forma original del lecho tumoral, los HDV son muy semejantes entre sí. Este hecho se pone también de manifiesto al analizar la desviación típica de la  $D_{90}$  frente al caso intersticial, aunque ésta es menor con una sola parada.



**Fig. 3.** Histogramas dosis – volumen para los pacientes tratados con MammoSite; podemos observar la semejanza entre ellos para distintos tratamientos. Se superponen los datos para dos implantes intersticiales; la cobertura del PTV es mayor para el aplicador estudiado, como se ha visto.

Los volúmenes de isodosis en nuestro estudio son semejantes a otros con varias posiciones de parada y superiores tanto al caso intersticial como al MammoSite con una sola posición de parada. La dosis absorbida integral que recibe el volumen de tratamiento es mayor, por tanto, con varias posiciones de parada, ya que conseguimos compensar la falta de cobertura que proporciona la anisotropía de la fuente de alta tasa. De esta forma comprobamos cómo se hace patente la excelencia en la que se basa este aplicador, que consiste en conformar la región a tratar adaptándola a una simetría esférica, ya que las posibles mejoras que pueden introducirse en el proceso dosimétrico (varias posiciones de parada frente a una única central) no suponen grandes variaciones frente a la idea original del implante.

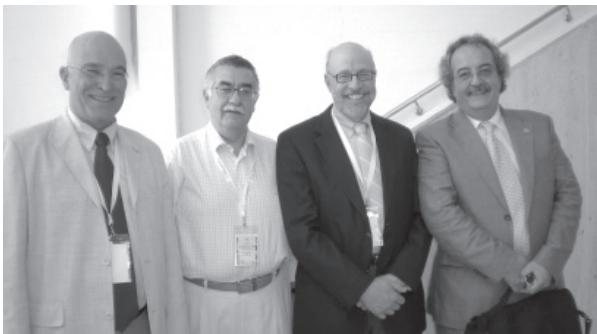
## Bibliografía

- Clark RM, Whelan T, Levine M, Roberts R, Willian A, McCulloch P, et al. Randomized clinical trial of breast irradiation following lumpectomy and axillary dissection for node-negative breast cancer: an update. Ontario Clinical Oncology Group. *J Natl Cancer Inst* 1996;88:1659-1664.
- Veronesi U, Marubini E, Mariani L, Galimberti V, Luini A, Veronesi P, et al. Radiotherapy after breast-conserving surgery in small breast carcinoma: long term results of a randomized trial. *Ann Oncol* 2001;12:997-1003.
- Fentiman IS, Poole C, Tong D, Winter PJ, Gregory WM, Mayles HMO, et al. Inadequacy of iridium implant as sole radiation treatment for operable breast cancer. *Eur J Cancer* 1996;32A:608-611.
- Vicini FA, Kestin LL, Edmundson GK, Jaffray DA, Kong JW, Kini VR, et al. Dose-volume analysis for quality assurance of interstitial brachytherapy for breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45:803-810.
- Shah NM, Wazer DE. The MammoSite balloon brachytherapy catheter for accelerated partial breast irradiation. *Semin Radiat Oncol* 2005;15:100-107.
- Wojcicka JB, Lasher DE, Malcom R, Fortier G. Clinical and dosimetric experience with MammoSite-based brachytherapy under the RTOG 0413 protocol. *J Appl Clin Med Phys* 2007;8:176-184.
- Strauss JB, Dickler A. Accelerated partial breast irradiation utilizing balloon brachytherapy techniques. *Radiother Oncol* 2009;91:157-165.
- Arthur D. Accelerated partial breast irradiation: an updated report from the American Brachytherapy Society. *Brachytherapy* 2003;1:184-190.
- Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* 1994;21:581-638.
- Edmundson GK, Vicini FA, Chen PY, Mitchell C, Martinez AA. Dosimetric characteristics of the MammoSite RTS, a new breast brachytherapy applicator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52:1132-1139.
- Dickler A, Kirk M, Choo J, Hsi W, Chu J, Dowlathshahi K, et al. Treatment volume and dose optimization of MammoSite breast brachytherapy applicator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;59:469-474.
- Kirk M, Hsi W, Dickler A, Chu J, Dowlathshahi K, Francescatti D, et al. Surface optimization technique for MammoSite breast brachytherapy applicator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;62:366-372.
- Wu A, Ulin K, Sternick ES. A dose homogeneity index for evaluating 192 Ir interstitial breast implants. *Med Phys* 1988;15:104-107.



### Reseña del congreso conjunto SEFM-SEPR

La celebración del Congreso conjunto de la SEFM-SEPR el pasado mes de junio en Alicante, ha supuesto una cumbre en la participación de los socios a través del altísimo número de trabajos presentados al congreso (420) de los que el 75%, unos 310, son específicos del área de Física Médica. La principal área temática ha sido la relacionada con la Radioterapia con 185 trabajos en sus diferentes aspectos. Menores en número han sido los trabajos del área de Radiodiagnóstico 31, Medicina Nuclear 22, y el tratamiento de la imagen Médica 15. Muy escasos los dedicados a RM y ultrasonidos 4, la docencia en Física Médica 4, y Biofísica e Informática 6. Finalmente trabajos de protección al paciente 21 y protección operacional en aplicaciones Médicas 12. El libro de resúmenes publicado recoge en sus casi 500 páginas la totalidad de los trabajos presentados.



*Prof J. Hernández Armas, M. Fernández Bordes, Gerald White jr y Bartolomé Ballester.*

El contenido científico del congreso se organizó en Mesas redondas, Sesiones de comunicaciones orales, Cursos y Conferencias invitadas. Las sesiones de pósters quedaron deslucidas en parte por no estar operativo el póster electrónico interactivo. Es de destacar el alto número de charlas técnicas (11), patrocinadas por empresas del sector de electromedicina, que en general tuvieron un alto interés científico por los aspectos novedosos en su campo.

Para las conferencias inaugurales y de clausura se invitó al Prof. J.M. Sánchez Ron y al periodista científico Manuel Toharia. Es importante que nuestra actividad profesional y científica sea más conocida por otros sectores sociales y la colaboración de estas personalidades nos ayuda a ello.

En la mesa redonda sobre protonterapia (Pedro Andreo y Alejandro Mazal), se presentó el estado actual de esta modalidad terapéutica en rápido desarrollo en todo el mundo, pero de la que todavía no tenemos ninguna instalación en España, y las ventajas e inconvenientes de las propiedades de los protones e iones pesados en radioterapia frente a los fotones. Ventajas en el caso de protones en localizaciones poco profundas de gran complejidad con estructuras críticas próximas. Quedó en el aire la importancia de contar con estudios que demuestren sus beneficios clínicos frente a otras modalidades clásicas de RT.

Una parte de las Comunicaciones orales se pudieron agrupar por temas para ser presentadas de forma más monográfica con discusión en una mesa redonda. Así se hizo con IMRT y Braquiterapia, que destacan como áreas temáticas que reúnen una gran cantidad de trabajos. Otras mesas fueron las de imagen guiada (M.C. Lizuain) donde se presentaron las conclusiones del grupo de trabajo dedicado, y la destinada a accidentes en instalaciones médicas. Se presentaron estrategias para hacer frente a los accidentes en RT desde nuestra normativa a la vista de los accidentes de Francia (L. Núñez) y las recomendaciones del OIEA, destacando la complejidad de las nuevas tecnologías y la necesidad de entrenamiento específico (P. Ortiz). También la incidencia de lesiones oculares en radiología intervencionista en cardiólogos y recomendaciones para evitar lesiones cutáneas al paciente (E. Vañó).



*Prof Eshan Samei y Sra., acompañados de Ignacio Hernando y Alejandro Úbeda.*

La mesa de Riesgos en Radiología (J. Geleijns), contó con un numeroso panel multidisciplinar que repasó los diferentes aspectos desde la radiobiología, efectos cutáneos, protección al profesional y al paciente en la radiología intervencionista y dosis en TC. La ponencia sobre radiobiología dedicada a los efectos de bajas dosis a cargo de la Dra. E. Cardis, ilustró la dificultad de asignar riesgos con la hipótesis lineal.

De los trabajos presentados en radioterapia en su modalidad de póster o como comunicación oral, son numerosos los que hacen referencia al cálculo de la dosis al paciente debida a neutrones, experiencias con el uso de la dosimetría portal, control de calidad en el posicionamiento, dosimetría en braquiterapia, definición de volúmenes con PET-TC, etc. Así como la novedosa aplicación de los haces de radiación sincrotrón en RT (Yolanda Prezado).



*Dr. Pedro Ortiz, Prof. Eliseo Vañó y Dr. Luis Núñez; de la mesa de accidentes.*

De las conferencias invitadas la participación de Gerald White Jr, Presidente del consejo de la AAPM, sirvió para presentarnos de forma muy amena la compleja organización profesional de la Física Médica norteamericana y sus proyectos de formación y acreditación, en parte similar a nuestro RFIR, así como la estructura sanitaria de USA y el trabajo cotidiano de un físico médico en su empresa.

El Prof. Eshan Samei dictó una conferencia sobre la calidad de la imagen de los monitores, recordando de manera muy didáctica, más dirigida a nuestros colegas radiólogos, las recomendaciones del TG18.

La sesión conjunta sobre aspectos Bioéticos que dieron el Dr. Luis Sanjuanbenito y el Prof. Agustín Alonso, nos permitió abrir una nueva área de reflexión sobre las implicaciones de nuestro trabajo que debería continuarse en el futuro. La otra sesión conjunta fue dedicada a diferentes aspectos de la formación en RFH y PR.

De los talleres destacar el dedicado a dosimetría de campos especiales en RT, dirigido por nuestro querido compañero Paco Sánchez Doblado, que se convirtió por su extensión y profundidad en un pequeño simposio que tuvo que prolongarse en el tiempo al día siguiente. Quedó patente la complejidad del problema, en los límites de la instrumentación convencional y las diferentes soluciones instrumentales ensayadas (Faustino Gómez) y la propuesta de un nuevo protocolo (Andreo) inspirado en los aspectos experimentales expresados en un factor de campo. Así como la evaluación del tratamiento completo en la toma de decisiones (S. Doblado). Este taller reunió al mayor número de asistentes (150) que completaron la capacidad de la sala y propiciaron un intenso debate. También tuvo una gran acogida la nueva edición del curso de estadística aplicada al control de calidad (M. Vilches), que ya se inició en el pasado congreso de Granada, y el curso de campos electromagnéticos (A. Úbeda). Otros cursos con también un alto nivel de aceptación fueron el del Prof. Samei de control de calidad de radiología digital, el dedicado a factores de eficacia biológica relativa (Almudena Real) y finalmente algoritmos de reconstrucción de imagen TC (S. Samoïlov).

Dedicar aquí un profundo agradecimiento a todos los compañeros que nos han ayudado con su entusiasta participación como ponentes, montando talleres y cursos, revisando trabajos en el comité científico, así como en la coordinación de mesas redondas y sesiones orales. Pocas veces se tiene la sensación de contar con un colectivo de tan alto nivel profesional, con tan excelente predisposición a colaborar y ayudar en la realización de un Congreso, que ya no es ninguna broma. Gracias a todos.

**Bonifacio Tobarra González**

*Copresidente del CC del Congreso SEFM-SEPR*

## II Jornada de Unidades Docentes de Radiofísica Hospitalaria

El día 4 de junio de 2009, y como parte de las actividades del Congreso de Alicante, se realizaron reuniones de tutores y de residentes y posteriormente se pusieron en común las cuestiones comentadas.

Como conclusiones podrían apuntarse las siguientes:

1. Dada la escasa respuesta de unidades docentes (UD) a la convocatoria realizada para esta reunión (contestaron a la encuesta 13 de las 29 enviadas), se plantea si puede deberse a una despreocupación por la formación.  
Se vio la conveniencia de estar al tanto de este tema, y, en caso de que se observen algunas actitudes en este sentido, los residentes deberían hacer una llamada de atención primero a sus UD, si no a las comisiones de docencia de los hospitales y, en último término, a la Comisión Nacional de la Especialidad (CNE).
2. Cada año, coincidiendo con el envío de la información de los cursos de Fundamentos Básicos, la Secretaría de la SEFM enviará a las UD una encuesta de actualización de datos y recogida de propuestas. Los resultados de esta encuesta se enviarán al Presidente de la CNE y al representante de UD en la Comisión de Docencia.
3. En relación con los cursos de Fundamentos Básicos, se propone la realización de encuestas de evaluación de conocimientos previos y posteriores a los cursos. Se estudiará la conveniencia así como el contenido.
4. La presidenta de la CNE comentó que las UD no disponían de la última versión del Libro del Residente. Volverán a enviarlo y se abre un periodo más largo, que podría ser de un año, para comenzar a usarlo y hacer comentarios para mejorarlo. Convendría mantener los contenidos propuestos y trabajar, fundamentalmente los residentes, en el formato más adecuado que sea útil y cómodo para su cumplimiento.
5. Los residentes apuntan que el libro debería servir también como control de las UD, siguiendo la línea comentada en el punto primero, aunque se explica que no es tan necesario ya que de forma sistemática se realizan encuestas de evaluación de las UD por parte de las comisiones de docencia de los hospitales.
6. Se ve la necesidad de fomentar la comunicación entre las UD, aprovechando los foros ya existentes.

7. Respecto a la evaluación, se comenta que está bien establecida por normativa, aunque se trata más bien de una evaluación cualitativa que cuantitativa, por tutores y residentes.
8. Se plantea el tema de guardias de residentes no solucionado en algunos hospitales, y la presidenta de la CNE informa de que se ha recogido su conveniencia en el nuevo programa que está estudiando el Ministerio.
9. Se muestra la inquietud, por parte de los residentes, de la gran cantidad de plazas que salen cada año en nuestra especialidad que pueden llegar a saturar el mercado laboral. Se propone a la Comisión Nacional realizar un estudio serio para ver el número de especialistas que se prevé pueden necesitarse a corto plazo para así tener previsión de las plazas de residente que puedan plantearse.

Y, por fin, parece que todo el mundo está interesado en que estas Jornadas se realicen con mayor frecuencia que la fijada por los Congresos bienales.

**Esther Millán Cebrián**

*Comisión de Docencia de la SEFM*

Aparte de algunas cuestiones ya mencionadas en el informe anterior, los representantes de los residentes quieren destacar otros aspectos de su reunión, que giró principalmente en torno al libro del residente (LdR):

1. La posibilidad de presentar el LdR en formato electrónico de manera que su uso sea más práctico.
2. Igualmente, se expresó inquietud acerca de la labor realizada por personal no titulado, que desempeña labores propias del radiofísico hospitalario en diversos centros del país.
3. Se preguntó sobre el estado en que se encuentran los trámites para disponer de una especialidad de 4 años.
4. Se planteó la necesidad de dar una información centralizada y general acerca de la obligatoriedad de colegiación en las distintas comunidades.

Finalmente, es necesario agradecer a los residentes su participación, excediendo incluso el tiempo original dispuesto para la reunión, y a la organización del congreso por haberla hecho posible.

**Domingo Pablo Córdoba Gómez**  
**Alberto Gómez Barrado**

*Representantes de los residentes en la CNRFH*

## Sesión-taller de la Revista de Física Médica

El pasado 4 de junio de 2009 se realizó, dentro de las actividades del Congreso conjunto de las sociedades de Física Médica y Protección Radiológica celebrado en Alicante, una sesión-taller dedicada a la Revista de Física Médica.

El objetivo principal de la misma era presentar a los lectores, los autores y los revisores científicos una actualización del proceso de publicación en nuestra Revista y también celebrar una reunión de los miembros del Comité de Redacción asistentes al Congreso para poner en común las novedades introducidas.

La mayor parte de éstas se derivan del cambio de empresa editora que ha pasado a ser ADI (Aula Documental de Investigación). Nuestros lectores han podido apreciar desde el primer número del año 2009 los cambios de formato que han pretendido, manteniendo las señas distintivas de nuestra revista, mejorar la calidad de la edición, pensando especialmente en el acceso electrónico. Más allá de lo que nuestros usuarios pueden apreciar directamente, el cambio de editora también ha supuesto contar con *pequeñas* herramientas informáticas, desarrolladas por la propia ADI de acuerdo con nuestras necesidades, que facilitan el trabajo del Comité de Redacción. Se trata de una aplicación web con apartados específicos para la gestión del proceso de revisión de los originales y de la edición de cada número.

Durante la sesión se presentó el nuevo procedimiento desarrollado por el Comité de Redacción para documentar todos los trámites y requisitos necesarios durante el proceso de decisión, que comprende desde el momento en el que se recibe un original al momento en el que se decide sobre la publicación o no del trabajo en la revista. Este procedimiento busca ser una herramienta de ayuda para los miembros actuales del Comité de Redacción y facilitar a su vez la continuidad en el funcionamiento del Comité, independientemente de qué socios lo compongan.

Adicionalmente a la presentación sobre el proceso de decisión se realizó otra sobre el proceso de edición, que comprende desde el momento en que se ha aceptado el original hasta el momento en que se publica de forma definitiva en la revista.

La sesión se cerró con las aportaciones de los asistentes, a los que desde el Comité de Redacción queremos agradecer su presencia.

**César Rodríguez**

*Hospital Universitario de Fuenlabrada*

## Informe del curso *Simulación Monte Carlo en física médica con PENELOPE y MCNP* organizado por la SEFM y el Ciemat

El curso "Simulación Monte Carlo en física médica con PENELOPE y MCNP" se impartió con normalidad durante los días 12, 13 y 14 de noviembre de 2008 en las dependencias de la Escola Bonanova de Barcelona, bajo los auspicios de la SEFM y del Ciemat.

Los profesores del curso fueron José M. Fernández-Varea, de la Universidad de Barcelona, que impartió 12 horas lectivas; José M. Gómez-Ros, del Ciemat, con 8 horas lectivas; y Josep Sempau, de la Universidad Politécnica de Cataluña, con 12 horas lectivas. J. M. Fernández-Varea y J. Sempau se encargaron de las sesiones dedicadas a PENELOPE, mientras que J. M. Gómez-Ros hizo lo propio con las sesiones de MCNP.

Asistieron un total de 32 personas de diversos centros de investigación, centros hospitalarios y entidades privadas. No se realizó ninguna evaluación final del aprendizaje, aunque sí se repartió la encuesta de evaluación del curso preparada por la Comisión de Docencia de la SEFM para que, de forma anónima, los asistentes valoraran diversos aspectos del curso. En términos generales, dicha valoración ha resultado muy positiva, cabiendo destacar los resultados favorables obtenidos por los tres profesores. Las observaciones más relevantes hechas por los asistentes referentes a características susceptibles de mejora se pueden resumir en los puntos siguientes:

- La parte dedicada a MCNP debería ampliarse o estructurarse de forma distinta a fin de que la densidad y profundidad de los contenidos fuera similar a la de la parte de PENELOPE.
- Sería necesario buscar un aula más apropiada al número de asistentes o bien reducir este último.

Se considerarán ambos puntos para futuras ediciones del curso.

**Josep Sempau**

*Director del curso. Instituto de Técnicas Energéticas, Universidad Politécnica de Cataluña*

## **Informe sobre el Curso** ***Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico***

Entre los días 21 y 24 de octubre de 2008 tuvo lugar en la sede de ADEIT (Fundació Universitat-Empresa, València) el curso de formación continuada de la SEFM "Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico".

Participaron en el curso 29 alumnos, de los cuales 12 residentes. Entre ellos, además de como profesor, se contó con la presencia de Antonio Brosed cuya asistencia contribuyó sin duda a esclarecer conceptos fundamentales de metrología, al tiempo que a infundir el debido cuidado por la terminología utilizada en nuestro ámbito de trabajo.

El objetivo principal del curso era presentar y a la vez actualizar los criterios fundamentales de control de calidad en los aceleradores de uso médico de última generación, revisando el conjunto de pruebas y magnitudes asociadas, así como dar a conocer a la comunidad de especialistas y residentes en radiofísica hospitalaria el protocolo elaborado. Las once clases correspondientes a los temas propios del protocolo, se complementaron con charlas por parte de las principales casas suministradoras de aceleradores sobre algunos temas específicos de sus equipos relacionados con el curso y, por otro lado, por charlas sobre algunos aspectos complementarios o novedosos sobre la implementación del control de calidad en aceleradores. Cada clase fue seguida de una discusión y el curso concluyó con un debate sobre todas las cuestiones que habían surgido a lo largo del mismo, con la participación de alumnos y profesores.

Al final del curso se realizó una evaluación de los participantes con resultados positivos y se pasó una encuesta sobre el mismo. Las opiniones recogidas por los alumnos ponen de manifiesto un alto grado de satisfacción con la mayor parte de los aspectos y en particular la alta calidad de algunas sesiones. La única salvedad es que bastantes participantes denotaban una excesiva densidad del programa, lo cual hace pensar, para próximas ediciones, en un curso con más días de duración.

**Françoise Lliso**  
**Carmen Pinza**  
*Directoras del curso*

## **Informe del Curso:** ***IMRT. Fundamentos y control de calidad***

Los días 27, 28 y 29 del pasado mes de abril, tuvo lugar en Salamanca la segunda edición del Curso: *IMRT. Fundamentos y control de calidad*, organizado por el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario de Salamanca, y la SEFM, dentro de su Programa de Formación Continuada. La demanda de asistencia a este curso pone de manifiesto que estamos en pleno proceso de implementación de esta modalidad de radioterapia en muchos hospitales.

Se alcanzó el número máximo previsto de alumnos, 24, no pudiendo aceptarse todas las peticiones que se solicitaron.

El planteamiento del curso, en cuanto a sus objetivos, fue similar al de la primera edición, tratando de dar respuesta a la encuesta realizada en el primer curso. Los objetivos fundamentales que nos propusimos fueron: conocer la aportación de la IMRT frente a la 3D-CRT; distinguir las diferentes modalidades de IMRT; conocer las exigencias del acelerador lineal (AL) y los controles de calidad en un AL para IMRT; conocer el control de calidad de cada tratamiento individualizado, y la importancia de la IGRT en los tratamientos de IMRT. En el profesorado hubo mayor presencia de radiofísicos de hospital. Se impartió una práctica de planificación de IMRT, para la que contamos con la colaboración de las casas comerciales: CMS, Nucletron, Philips y Técnicas Radiofísicas.

La Agencia Laín Entralgo de la Comunidad de Madrid ha acreditado este curso con 3,8 créditos.

En los temas expuestos se han tratado las diferentes modalidades de IMRT (estática, dinámica, volumétrica y helicoidal), así como las exigencias/control de calidad de los aceleradores que han de administrar estos tratamientos.

También se ha expuesto el control de calidad de los tratamientos, describiendo las herramientas existentes para el control de la dosimetría/planificación, como para la administración del mismo (IGRT).

Al final del curso, los alumnos realizaron una prueba de evaluación de los conocimientos, en la que resultaron aptos todos ellos; y también rellenaron una encuesta de valoración del curso, cuyos resultados de forma resumida fueron (valorando de 1 a 5):

*Aprovechamiento del curso*

- Valore sus conocimientos previos sobre los temas tratados en el curso 2,8
- Califique su actitud y participación durante el curso 3,9
- Valore la utilidad de este curso para su actividad profesional 4,2
- ¿Cuál ha sido su grado de asimilación de los temas tratados en el curso? 3,9
- ¿Ha respondido el curso a sus expectativas? 4,2
- ¿Cree que se han alcanzado los objetivos expresados en el programa? 4,1
- Valore si el contenido real del curso se ha adaptado al programa propuesto del mismo 4,4
- Valore la calidad de los contenidos teóricos impartidos 4,2
- Valore la calidad de los contenidos prácticos impartidos 3,6

*Organización del curso*

- Valore la información previa que recibió sobre este curso 3,6
- Valore la ayuda que ha recibido por parte de la organización para la inscripción y asistencia a este curso 3,7
- Valore el lugar donde se ha realizado el curso y los medios técnicos empleados 2,8
- Valore el desarrollo del programa (horarios, ritmo de las clases, etc.) 3,6
- ¿Cree que la duración del curso es adecuada? 3,9
- Valore la documentación que ha recibido 4,4
- Valore la labor de dirección de este curso 4,4

**Enrique de Sena y Carlos Martín**

*Directores del Curso*

## II Jornada Andaluza de protección radiológica hospitalaria

El pasado 20 de junio se celebró en Córdoba la segunda jornada andaluza de Protección Radiológica Hospitalaria, con unos 40 asistentes y una temperatura que sugería que ese día no iba a nevar.

A las 10 horas, el presidente de la SARH, Manuel Rodríguez, inauguró la jornada, a la vez que presentó al primer ponente, D. David Cancio, jefe de Protección Radiológica medio ambiental del CIEMAT y miembro del grupo de trabajo del área médica del EURATOM, quien se encargó de impartir la conferencia inaugural: "Avances en las normas básicas europeas y nuevas evaluaciones UNSCEAR".

Al inicio de su ponencia nos habló sobre la escala INES en la que está trabajando la OIEA para Radioterapia, las actividades del grupo SAFRAD (Safety in Radiology) que está avanzando en aspectos de dosis en exploraciones de radiología intervencionista, así como del proyecto Smart Card para el control de la dosis al paciente.

Respecto a las nuevas normas de EURATOM, se están revisando las exposiciones médico legales (a las que quieren cambiar el nombre puesto que no son médicas), se mantiene el término Quality Assurance para referirse a la Garantía de Calidad, se analiza la irradiación de personas asintomáticas (de forma informada y autorizada) y se avanza en el análisis de las exposiciones no intencionadas o accidentales.

Asimismo, se pretende profundizar en el hecho de que todo equipo radiológico disponga de información sobre dosis al paciente y en la creación de guías para las auditorías clínicas. También el grupo está en proceso de armonizar a los expertos en Física Médica europeos, crear una base de datos de accidentes médicos, registrar las dosis a pacientes (plan inicial con 27 países) y redundar en la Protección Radiológica en pediatría.

Finalmente nos contó aspectos relacionados con la evaluación de los efectos de las radiaciones ionizantes artificiales y la evolución del número de centrales nucleares en el mundo, con 35 centrales en construcción.

A las 11:45 horas empezó la segunda ponencia, a cargo de M<sup>a</sup> José Gualda Romero, Secretaria General Técnica de la Consejería de Salud con el nombre de "Necesidades de los servicios de Radiofísica (RF) de

Andalucía". M<sup>ª</sup> José anunció mejoras para los servicios de Radiofísica del Servicio Andaluz de Salud (SAS), sin hipotecar la realidad y comentó que tras la OPE extraordinaria de 2001 y la ordinaria de 2007 el SAS cuenta con más de 60 radiofísicos. Además, la Radiofísica es la categoría que más acreditados tiene en la Agencia de Calidad Sanitaria Andaluza. Comentó el amplio ámbito de actuación de la Radiofísica (tratamiento de pacientes, control de equipos y Protección Radiológica), así como su gran interrelación asistencial con multitud de clientes. Indicó que la RF es sinónimo de muchas cosas de gran valor, en especial de la calidad asistencial.

Pero lo más esperado de su charla fueron las referencias a las unidades de gestión clínica (UGC), que van a ser potenciadas por el SAS y en las que necesariamente deben integrarse los servicios de RF antes de finales de 2011. En la integración primará que las unidades sean multidisciplinarias, formen agrupaciones eficientes y sean multicéntricas. Comentó que el número mínimo de componentes de las UGC debe ser cercano a 20, que están compuestas por un director (sin perfil previo) y que tienen autonomía presupuestaria.

Como el tema afectaba evidentemente a la mayoría de los asistentes, el turno de preguntas fue amplio, aunque el hilo conductor del mismo fue la independencia de las UGC de RF.

A la 1 de la tarde comenzó la tercera ponencia. En este caso fue Ignacio Amor, Coordinador Técnico de PR de los Trabajadores de Servicios y Licencias del Consejo de Seguridad Nuclear. Nos habló del controvertido tema de las "Dosis administrativas e implicaciones prácticas". Nos contó que este asunto se inició en el año 2003 con la intención de solucionar los miles de fallos (más de 4000 en 2008 y, muchos de ellos, con más de 6 meses seguidos) en los cambios preceptivos del dosímetro personal, por parte de los trabajadores expuestos. La ausencia del cambio de dosímetro va contra el artículo 27 del reglamento de protección sanitaria contra las radiaciones ionizantes, por lo que el CSN debería apercebir a las instituciones en las que se produzcan las ausencias de cambio. Sin embargo el CSN ha decidido esperar, pues los apercebimientos podrían haberse malinterpretado. Por ello se optó simplemente por acciones correctoras.

De todas formas, el procedimiento se ha copiado de lo que recomienda el informe UNSCEAR 2000, que aplica la fracción del límite anual correspondiente si la lectura no resulta factible. Se aplican dos criterios:

- Se asigna como dosis representativa la fracción del límite anual correspondiente o, como alternativa, la que indique el titular.
- Si no se cambia 3 meses, se supone pérdida y las dosis asignadas son de 6 mSv como dosis en solapa o 60 mSv en muñeca.

No obstante indicó que el CSN no las tendrá en cuenta para la dosis colectiva ni para la dosis media. Sin embargo son conscientes de que el mayor trabajo recae en los servicios de Protección Radiológica, aunque ellos no sean los responsables de la situación.

Pero lo más importante es que desde el punto de vista legal (o sea, cara a un juez) la dosis que cuenta es la administrativa, por lo que se recomienda eliminar estas dosis, aunque para ello se deba localizar a los causantes del fallo para que firmen el correspondiente formulario de asignación de dosis. Las dosis a asignar pueden seguir los criterios:

- El promedio de la dosis de los últimos 12 meses del trabajador.
- Dosis recibidas por personas con actividad similar o dosis media mayorada.

Se ha creado un grupo de trabajo en el Foro Sanitario, para analizar y solventar la problemática planteada por las dosis administrativas, pero cualquier solución pasa por no incumplir el artículo 27, anteriormente mencionado.

En el turno de palabra los presentes opinaron que esto no pasaría si los dosímetros se cobraran al trabajador, que los trabajadores expuestos no ven la utilidad del dosímetro, pero que debería indicarse al titular las personas que infringen el artículo 27, con lo que llevan a la instalación a una situación que un juez podría entender como irregular. Por ello es recomendable que los servicios de Protección Radiológica tengan apoyo institucional en el tema de la dosimetría personal.

Antes de la comida, fue nuestra compañera Marisa España, quien en su faceta de vicepresidenta de la Sociedad Española de Protección Radiológica y miembro del grupo de trabajo de la dosimetría de la radiación, nos habló de la "Optimización de dosis a pacientes en las nuevas tecnologías". Esta fue una charla eminentemente técnica, en la que Marisa nos mostró sus amplios conocimientos de los aspectos relacionados con las nuevas tecnologías.

La charla se inició diciendo que cada año se realizan 4 billones de procedimientos diagnósticos con rayos X y que este número va aumentando, aunque no hay una unificación de la información dosimétrica respecto a dosis de referencia y criterios de optimización. Se debe extremar los cuidados en estudios pediátricos pues los niños son los más sensibles a la radiación.

Por otra parte, deben estudiarse los indicadores dosimétricos en los nuevos equipos: CR, DR, *flat panel*, TC multicorte; y estudiar las posibilidades de los sistemas de gestión y almacenamiento: PACS y RIS. Los nuevos indicadores de exposición son de gran valor dosimétrico, pero debemos analizarlos mucho para corregir errores debidos a malas técnicas.

Como mecanismos de optimización disponemos del ajuste del CAE, de la colimación, de la velocidad y

del calibrado del índice de exposición. Por otra parte se introducen novedades como los equipos de TC multicorte (MSCT) o los dedicados exclusivamente a exámenes cardíacos, neurológicos y pediátricos, o los equipos portátiles de TC. En la discusión existió unanimidad en la aprobación de lo comentado en la ponencia.

Y sin más pasamos a una magnífica comida previa a la realización de la asamblea general de la sociedad, en la que los asistentes dialogaron sobre todos los aspectos tratados en las jornadas y se congratularon de que nuestra sociedad siguiera realizando jornadas tan interesantes como la anterior (la de Antequera) y esta (la de Córdoba).

**Diego E. Burgos Trujillo**

*Hospital Universitario San Cecilio, Granada*

## Cursos de Formación Continuada SEFM 2009

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

#### 1. IMRT. FUNDAMENTOS Y CONTROL DE CALIDAD (2ª Edición)

<b>Código</b>	C01-SEFM/09.
<b>Directores</b>	Enrique de Sena Espinel y Carlos Martín Rincón.
<b>Fecha de celebración</b>	Del 27 al 29 de abril de 2009.
<b>Lugar de celebración</b>	Salamanca.

#### 2. ULTRASONIDOS Y SUS APLICACIONES EN DIAGNÓSTICO Y TERAPIA. CONTROL DE CALIDAD DE ECÓGRAFOS

<b>Código</b>	C02-SEFM/09.
<b>Directora</b>	Ana Paula Millán Armengol.
<b>Fecha de celebración</b>	Del 29 de setiembre al 1 de octubre de 2009.
<b>Lugar de celebración</b>	Zaragoza.

#### 3. CONTROL DE CALIDAD EN RADIOLOGÍA DIGITAL

<b>Código</b>	C03-SEFM/09.
<b>Director</b>	Santiago Miquélez Alonso.
<b>Fecha de celebración</b>	Del 28 al 30 de octubre de 2009.
<b>Lugar de celebración</b>	Pamplona.

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



# Publicaciones de la SEFM



## DATOS DEL SOLICITANTE

<b>Nombre y Apellidos</b>		<b>NIF</b>	
<b>Dirección</b>			
<b>Población</b>		<b>Provincia</b>	
<b>Código Postal</b>		<b>País</b>	
<b>Télefono</b>			
<b>Correo - e</b>			

## PUBLICACIONES SOLICITADAS

- ICRU 50** (castellano), socio 18 € no socio 36 € (agotado).
- ICRU 60** (castellano), socio 18 € no socio 36 €.
- ICRU 62** (castellano), socio 18 € no socio 36 €.
- Protocolo CC Radiodiagnóstico**, socio 20 € no socio 36 €.
- Protocolo CC Medicina Nuclear**, socio 20 € no socio 36 €.
- Radiobiología Clínica**, socio 5 € no socio 12 €.
- Avances en Física Médica**, socio 6 € no socio 9 €.
- Protocolo CC Planificadores**, socio 20 € no socio 50 €.
- Procedimientos para dosimetría Rayos X**, socio 20 € no socio 50 €.
- Protocolo CC calidad en mamografía digital**, socio 20 € no socio 50 €.
- Protocolo sobre control de calidad en aceleradores de electrones para uso clínico**, socio 20 € no socio 50 €.

**OBLIGATORIO 6 € DE GASTOS DE ENVIO**

## FORMA DE PAGO

- Talón nominativo a nombre de SEFM.
- Giro postal a nombre de SEFM.
- Ingreso en numero de cuenta 2098 0238 56 0372000733 (El Monte). Hay que enviar el recibo por fax a la SEFM: 91 570 89 11.

Cumplimentar hoja de pedido y enviar junto con talón o justificante de pago:



Secretaría SEFM  
 Capitán Haya, 60  
 28020 Madrid. Spain  
 Tlf: (+34) 917499518  
 Fax: (+34) 915708911

### Renovación de la Junta Directiva

En la asamblea de la SEFM celebrada en el Congreso de Alicante del pasado mes de junio, se ha renovado parte de la Junta Directiva: Vicepresidente, Secretario y un Vocal.

Quiero dar la bienvenida a los nuevos miembros: Alejandro García Romero (Hospital Clínico Universitario de Zaragoza) como vicepresidente, M<sup>a</sup> José Rot San Juan (Hospital Universitario Ramón y Cajal) como secretaria e Ignasi Modolell Farré (Instituto Catalán de Oncología ICO) como vocal, y esperamos que aporten a la Junta Directiva savia nueva, entusiasmo y buen hacer. Todos ellos han sido residentes.

Nos reunimos para constituir la nueva Junta Directiva el pasado 18 de junio y se acordó que el representante de la misma en el Comité de Redacción de la Revista de Física Médica fuese Ignasi Modolell, como lo fue su predecesor en la Junta, Carles Muñoz Montplet.

Quiero dar las gracias, una vez más, a Feliciano García Vicente (vicepresidente), Carles Muñoz Montplet (vocal) y Jesús de Frutos Baraja (secretario), que cesan en sus cargos, por su esfuerzo y dedicación a la Sociedad durante estos cuatro años, y esperamos poder seguir contando con su colaboración en otras tareas.

### Representantes de la SEFM en otros países u organizaciones

En la sesión-taller del Comité de Redacción de la Revista de Física Médica, celebrada el 4 de junio en Alicante, se consideró que se debería contar con varios corresponsales de la SEFM para canalizar de forma efectiva la divulgación de nuestra revista en diferentes áreas. En particular, para América Latina se pensó en María Ester Brandan, del Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México, por su trayectoria profesional y que, en la actualidad, es profesora visitante del Departamento de Radiología y colabora con el Grupo de Física Médica de la Universidad Complutense de Madrid.

De las relaciones con el resto de países y organizaciones internacionales se encarga José Hernández Armas, vocal de la Junta Directiva, y que es también desde junio el enlace entre la SEFM y las sociedades autonómicas. Todo ello sin menoscabo de la gran labor que realizan los representantes oficiales de la SEFM.

### Acuerdo de colaboración de la AAPM y la SEFM

El día 5 de junio, se firmó el acuerdo de colaboración entre ambas sociedades. Dicho acuerdo se plasmó en un documento en el que se propone una declaración formal para establecer y desarrollar actividades de formación e investigación en Física Médica.

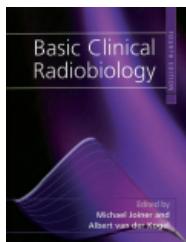
Lo firmaron por un lado Gerald White, Chairman of the Board of Directors de la AAPM y por el otro Natividad Ferrer García, Presidenta de la SEFM. Aunque el documento completo se colgará en la web de la Sociedad, puede adelantarse que en el mismo se establece una vía para que los miembros de ambas sociedades puedan recibir formación en el otro país, si lo desean. Para ello, ambas presidencias se comprometen a gestionar la aceptación de los peticionarios por entidades hospitalarias, docentes o de investigación del país respectivo. Es de señalar que este acuerdo es el primero que firma la AAPM con una sociedad europea de Física Médica, lo que sirve para poner de manifiesto la importancia de nuestra sociedad a nivel internacional.

Plasmar estos acuerdos en un documento, ha sido posible gracias a la inestimable colaboración de José Hernández Armas, vocal de la actual Junta Directiva, y se pudo realizar en el Congreso de Alicante por el empeño y la ayuda del presidente del congreso Bartolomé Ballester Moll. La firma de este importante acuerdo es uno más de los muchos hitos por los que se recordará durante mucho tiempo al Congreso de Alicante.



*Firma del convenio de cooperación entre la AAPM (Gerald White Jr) y la SEFM (Natividad Ferrer) en presencia del Prof J. Hernández Armas.*

**Natividad Ferrer**  
Presidenta de la SEFM



## Basic Clinical Radiobiology

4ª Edición.

Editado por M Joiner y A van der Kogel.  
Londres, Hodder Arnold 2009

Desde 1988 la European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO) ha organizado el popular curso sobre Radiobiología Clínica que dio lugar a la primera edición del libro *Basic Clinical Radiobiology* en 1993; sustento documental del propio curso, que ha sido editado nuevamente en 1995, 2003 y 2009. El curso pasó por Granada en noviembre de 1990 y se realizará en Toledo durante el mes de octubre de 2009; en dos décadas han sido muchos los cambios que ha experimentado, empezando por la nómina de profesores, que en aquella primera visita a España contaba con Adrian C. Begg, Michael C. Joiner, Albert van der Kogel, Jens Overgaard y, como director, G. Gordon Steel, hasta los actuales 17 coautores (entre ellos todos los citados) del libro que reseñamos.

Esta obra, dirigida a oncólogos radioterápicos, radiofísicos y radiobiólogos, ha sido, por su indudable orientación docente desde la primera edición, el texto de referencia en la enseñanza de la radiobiología que sustenta a la radioterapia; es además el mejor libro de consulta disponible para los que ya conocen la disciplina. Estas aseveraciones son, si cabe, más apropiadas para esta última edición que para las anteriores, por el aumento del número de temas, los cambios en su ordenación y la actualización de los contenidos, que comentamos a continuación.

De la edición de 2003 -culminación de la época de Steel como editor- a la de 2009 los contenidos del libro han aumentado considerablemente: de las 262 páginas de entonces se ha pasado a las 375 actuales y de 22 temas se ha pasado a 25. En primer lugar, en la edición de 2003, y a pesar de los numerosos descubrimientos en biología molecular, sólo se había incluido (deliberadamente según Steel) la información estrictamente necesaria para completar la orientación clínica del libro: presentar los principios básicos de la respuesta de los tejidos normales y los tumores a la radiación que guían las decisiones en el día a día de una unidad de radioterapia. En esta nueva edición el punto de vista parece haber cambiado, ya que se tratan de modo relevante los nuevos descubrimientos de la biología molecular que atañen a la radiobiología en varios de los capítulos.

La nueva perspectiva ha modificado, como ya se ha dicho, el orden de los temas. Si en la edición de 2003, tras el capítulo de introducción, se comenzaba con sendos capítulos dedicados al crecimiento tumoral y a la organización y proliferación de los tejidos sanos y había que esperar al capítulo 8 para el estudio sobre el daño al ADN, en la edición de 2009 los primeros capítulos tratan sobre el daño inducido por la radiación al ADN (capítulo 2) y la muerte celular (capítulos 3 y 4). De este modo, si en la anterior edición se desgranaban los lugares comunes de la radiobiología tras el planteamiento del “problema clínico”, el orden seguido en la actual responde a la necesidad de presentar la radiobiología de

manera “constructiva”, desde lo molecular a lo tisular, dejando los últimos temas para los asuntos menos tópicos. Esta nueva organización y orientación del material puede ser de gran ayuda para el estudiante, pues el punto de vista de Steel, acertado en la medida en que conseguía su objetivo, hacía más difícil la lectura para los que no conociesen todavía suficientemente la disciplina.

Como ocurría en todas las ediciones anteriores, el uso de las matemáticas y de los modelos teóricos se ha limitado deliberadamente a lo imprescindible. Esto, más que un defecto, es una consecuencia del heterogéneo grupo de profesionales al que va dirigido el libro; por ello, los radiofísicos que pretendan adquirir un conocimiento más amplio de los modelos matemáticos de la disciplina deben emplear otros textos complementarios.

Concretando más sobre algunos contenidos, se han producido cambios sustanciales en el capítulo dedicado a la lesión del ADN, los dos temas dedicados a la supervivencia celular en la 3ª edición (capítulos 6 y 7) se han agrupado en uno solo en esta 4ª edición (capítulo 2) y se añade otro en el que se aproximan los conceptos fundamentales sobre la muerte celular de manera actualizada (capítulo 3). El capítulo 5 trata sobre las relaciones dosis-respuesta y permanece prácticamente sin cambios respecto de la edición anterior, otro tanto sucede con el capítulo 6 (“linear energy transfer and RBE”) que sustituye al 19 anterior. El capítulo 7, que trata sobre el crecimiento tumoral y la respuesta de los tumores a la radiación, aglutina los capítulos 2 y 17 de la anterior edición. Valgan estos ejemplos para mostrar esa profunda reordenación de la que venimos hablando. Podemos decir, en resumen, que hay cuatro capítulos casi iguales a los anteriores, cinco de semejantes contenidos pero bastante actualizados y siete completamente nuevos. Entre estos últimos cabe destacar el capítulo 3, dedicado a los tipos de muerte celular, y el 20, que trata sobre la radioterapia guiada por la imagen molecular (PET).

Cierra el libro un glosario de términos que se ha ampliado considerablemente respecto del que existe en la edición anterior; de 119 entradas se ha pasado a 172. Un lector atento puede obtener también conclusiones interesantes de un glosario. Valga como ejemplo la definición de “tolerancia” de la edición de 2003, que se relacionaba con un juicio (aunque, según mi opinión, de la persona equivocada en la relación médico-paciente, al menos por la ausencia del aspecto deliberativo que ha de llevar a este juicio) y que ha sido sustituida en la edición de 2009 por la definición de “dosis de tolerancia”, que hace referencia, exclusivamente, a un nivel de probabilidad aceptable... “El bueno de Homero también duerme”, *Horacio dixit*.

Aunque la presencia como autor de Steel en la nueva edición es testimonial y se limita al primer capítulo del libro, una buena parte de los textos que él firmó en ediciones anteriores sigue presente en los capítulos de varios autores actuales. Los que han continuado su trabajo como editores han mejorado la mejor introducción a la radiobiología de la radioterapia de la que disponemos.

**Damián Guirado Llorente**

*Hospital Universitario San Cecilio, Granada*