

Ya está aquí el primer número de la Revista de Física Médica (RFM) del año 2006, lo que equivale a decir que iniciamos su séptimo año de vida. Entre las novedades que trae el ejemplar está la nueva composición del Comité de Redacción, que ha sido parcialmente renovado y ampliado siguiendo las pautas de la Junta Directiva de la SEFM y teniendo en cuenta la experiencia del periodo anterior. La primera tarea del Comité de Redacción ha sido expresar a los miembros salientes, Bartolomé Ballester, Natividad Ferrer, Feliciano García y José María Sastre, nuestro reconocimiento y agradecimiento por su dedicación y esfuerzo en la consolidación de la RFM. Así queda dicho aquí.

Estamos en un momento en la trayectoria de la RFM que puede ser crucial, tanto para mantener los objetivos alcanzados hasta ahora no sin esfuerzo, como para abordar desafíos nuevos que, con bastante probabilidad, van a configurar un nuevo ciclo en el que deberemos aportar cosas distintas. Como ya se comentó a lo largo del año pasado, es una tarea básica estabilizar los tres números anuales y en ella vamos a seguir, intentando que sean homogéneos en contenido. Para ello necesitaremos, como es obvio, la contribución de los autores y la ayuda de los evaluadores o asesores científicos.

Queremos conseguir objetivos nuevos en este período. Para ello, basándonos en la experiencia pasada, hemos reorganizado la forma de trabajo en el Comité de Redacción, buscando mayor implicación de todos sus miembros en el proceso de evaluación de los manuscritos, así como en la edición de los trabajos.

Entre las novedades inmediatas, la primera es la publicación en este ejemplar de unas normas de presentación y publicación de manuscritos en la revista, mucho más definidas y en consecuencia más completas que las anteriores, que regirán para los originales enviados a partir de este número y se pueden descargar además en la página web de la SEFM (<http://www.sefm.es/revista/informacionautores.pdf>). Otra novedad destacable y que puede afectar al futuro de la revista, ha sido la solicitud por parte de la SEFM de su inclusión en el *ISI Journal Citation Reports* para ser una revista indexada; para ello, el proceso de evaluación de la revista podría prolongarse al menos un año. Como novedad a medio plazo está en proyecto la posibilidad de realización electrónica de todo el proceso de presentación, evaluación, decisión final acerca de los manuscritos, así como la revisión de las pruebas de imprenta.

También la experiencia acumulada en estos años nos ha enseñado que sería conveniente un mayor intercambio entre la revista y la SEFM, que contemple aportaciones mutuas desde diferentes posiciones. En esa línea se ha pedido a los organizadores del Congreso de Granada en 2007 algún espacio para realizar tal vez una sesión pública y algún encuentro con autores y evaluadores, que sirva para fijar criterios en el conjunto general de procesos envío-evaluación-respuestas-publicación.

Vamos a trabajar en todas estas direcciones y esperamos que se consigan los objetivos con la ayuda y el esfuerzo de todos, socios de la SEFM y, en general, personas que llevan a cabo actividades relacionadas con la física médica.

# Medida de dosis máxima en superficie de entrada en vertebroplastias percutáneas guiadas por escopia con escáner de TC

C. Muñoz Montplet<sup>1</sup>, C. Alonso Pérez<sup>2</sup>, J. Muñoz Blasco<sup>3</sup>, I. Modolell Farré<sup>2</sup>,  
J. Gultresa Colomer<sup>3</sup>, M. C. Lizuain Arroyo<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia. Hospital Universitari de Girona Doctor Josep Trueta. Girona.

<sup>2</sup>Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia. Hospital Duran i Reynals. Barcelona.

<sup>3</sup>centro de dosimetría s.l. Barcelona.

## Maximum entrance skin dose estimates during CT fluoroscopy-guided percutaneous vertebroplasty

### Resumen

En este trabajo se mide la dosis máxima en superficie de entrada ( $DSE_{m\acute{a}x}$ ) en un grupo de diez pacientes sometidos a un procedimiento intervencionista, guiado por escopia con escáner de tomografía computarizada (TC), denominado vertebroplastia percutánea. El objetivo es proporcionar una estimación de  $DSE_{m\acute{a}x}$  a partir de las características de la exploración y/o de una medida directa simple, que se debe tener en cuenta ya sea para descartar efectos deterministas debidos a la propia exploración o a la suma de exploraciones complementarias. Dada la complejidad del procedimiento compuesto de numerosas series axiales, helicoidales, de escopia y escanogramas con constantes movimientos de mesa, como detector se decidió utilizar tiras de 16 dosímetros termoluminiscentes (TL) contiguos en forma de "chip", pegados a la piel del paciente en una amplia zona alrededor de la vértebra a tratar, en línea media posterior y en los laterales. Los dosímetros TL se han calibrado frente a un conjunto semiconductor-electrómetro PTW filtrando un simulador convencional de forma que tanto su tensión de pico como su capa hemirreductora se correspondan con las del escáner. La  $DSE_{m\acute{a}x}$  media recibida por el grupo es de 0,51 Gy, con una desviación estándar de 0,31 Gy. El detector TL colocado en la línea media posterior fue el mejor estimador de la  $DSE_{m\acute{a}x}$ . El valor máximo medido fue 1,12 Gy. Aún siendo las  $DSE_{m\acute{a}x}$  medidas inferiores al umbral de aparición de efectos deterministas (unos 2 Gy para eritemas), se deben tener en cuenta para cada paciente por la posibilidad de que se sometan a segundas inter-

venciones en la misma vértebra o en vértebras cercanas. La  $DSE_{m\acute{a}x}$  se puede reducir de forma muy significativa reduciendo la tensión y la corriente durante la escopia, ya que la calidad de la imagen no es un parámetro fundamental en la parte del procedimiento en que se utiliza.

*Palabras clave:* Dosis máxima en superficie de entrada ( $DSE_{m\acute{a}x}$ ), Vertebroplastia percutánea, Radiología intervencionista, Escáner de TC, Dosímetro TL, Efectos deterministas.

### Abstract

In this study maximum entrance skin dose ( $ESD_{max}$ ) was measured for a group of ten patients undergoing an interventional computed tomography (CT) fluoroscopy-guided procedure called percutaneous vertebroplasty. The main purpose was to make estimates of  $ESD_{max}$  from examination parameters and/or a single direct measurement. These estimates are considered necessary as it is possible to exceed threshold doses for deterministic effects due to the own exploration or to the sum of complementary explorations. Due to the complexity of the procedure, which includes several axial, spiral and fluoroscopy series, scout views and constant table movements, we decided to use 16 thermoluminescent dosimeters (TLD) chips arrays attached to the skin of the patient, covering the total irradiated skin area in the z-direction. One array was attached to the center of the back and two more were attached to both sides of the patient at midplane. TLD chips were calibrated on a conventional radiotherapy simulator. Exposure measurements were conducted with a PTW semiconductor detector connected to a PTW electrometer. The beam was filtered so that both the kilovoltage peak and the half value layer were similar to these parameters in the CT scanner. Mean  $ESD_{max}$  was 0.51 Gy, with a standard deviation of 0.31 Gy. The maximum reading of an individual TLD chip of the central array was found to be the best estimate of  $ESD_{max}$ . The maximum

Correspondencia: Carles Muñoz Montplet. Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia. Hospital Universitari de Girona Doctor Josep Trueta. Av. França s/n. 17007 Girona.

E-mail: cmunoz@iconcologia.net

Fecha de recepción: 14-11-2005

Fecha de aceptación: 7-2-2006

measured value was 1.12 Gy. Although the maximum  $ESD_{max}$  obtained was below the threshold for deterministic effects (2 Gy for erythema), one has to take into account the possibility that successive procedures are performed at the same vertebra or at vertebrae next to it.  $ESD_{max}$  can be largely reduced by lowering kilovoltage peak and tube current during fluoroscopy

as image quality is not essential when this technique is used during the procedure.

*Key words:* Maximum entrance skin dose ( $ESD_{max}$ ), Percutaneous vertebroplasty, Interventional radiology, CT scanner, TL dosimeter, Deterministic effects.

## Introducción y objetivos

Los procedimientos intervencionistas, a caballo entre la exploración diagnóstica y terapéutica, comportan una dosis absorbida relevante en el paciente, por lo que se deben tener en cuenta tanto para la estimación de efectos deterministas como estocásticos.

En general, la exploración se compone de numerosas series de grafía y largos tiempos de escopia. En el caso concreto del escáner de tomografía computarizada (TC) se pueden realizar: escanogramas, series axiales, series helicoidales y escopia entendiéndose ésta como una serie rápida de imágenes axiales estáticas<sup>1-4</sup>.

Las magnitudes más relevantes desde el punto de vista de la dosis a paciente, son:

- Dosis máxima en superficie de entrada ( $DSE_{max}$ ) para efectos deterministas<sup>1-4</sup>.
- Dosis efectiva para efectos estocásticos<sup>1,4</sup>.

En este trabajo se mide la  $DSE_{max}$  en un grupo de diez pacientes sometidos a un procedimiento intervencionista guiado por escopia con escáner de TC, denominado vertebroplastia percutánea. El objetivo es valorar si las dosis recibidas son suficientemente altas como para producir efectos deterministas, básicamente eritemas.

## Materiales y métodos

### a) Resumen de la intervención diagnóstica y procedimiento de medida

El objetivo clínico del procedimiento es paliar el dolor provocado por una vértebra en mal estado. Una vez realizado el diagnóstico mediante resonancia magnética, en la intervención se cementa la vértebra para su "reconstrucción".

En general los pasos que se siguen a lo largo de la intervención, son: 1.- escanograma de localización de la vértebra, 2.- series axiales y helicoidales de localización del corte de entrada de la aguja con la que se introducirá el cemento (para localizar el punto exacto se utiliza el láser y un marcador radio-opaco en la dirección cráneo-caudal sobre el paciente), 3.- escopia durante la introducción de la aguja hasta que entra en el cuerpo vertebral, 4.- escanograma para comprobar la orientación cráneo-caudal de la aguja, 5.- escopia durante la introducción del cemento para comprobar que la vértebra se rellena

correctamente y 6.- escanograma y series de comprobación de la intervención. Estos pasos son susceptibles de variación por las complicaciones que puedan presentarse en la intervención como corrección del punto de entrada, corrección de la dirección de entrada, punción bilateral, etc.

La escopia consiste en unas 6 ó 7 imágenes axiales estáticas por segundo. Los parámetros más habituales de escopia en los pacientes de este estudio han sido una tensión de pico de 120 kV, una corriente de 100 mA y un espesor de corte de 4 mm. Los tiempos varían entre 1,5 y 6 min.

Una vez estudiado el procedimiento y debido a su complejidad por las numerosas series axiales, helicoidales, escopia y escanogramas, con constantes movimientos de mesa, se decidió medir únicamente  $DSE_{max}$  para estimar la posibilidad de aparición de efectos deterministas y comparar con valores publicados.

### b) Equipamiento de medida

Lector automático de TL (termoluminiscencia), RADOS RE-1, dosímetros TL-100, BICRON, minimaniquíes de polimetil metacrilato (PMMA) para la calibración de los dosímetros TL (fig. 1) y detectores TL de medida en superficie compuestos por 16 dosímetros (51,2 mm

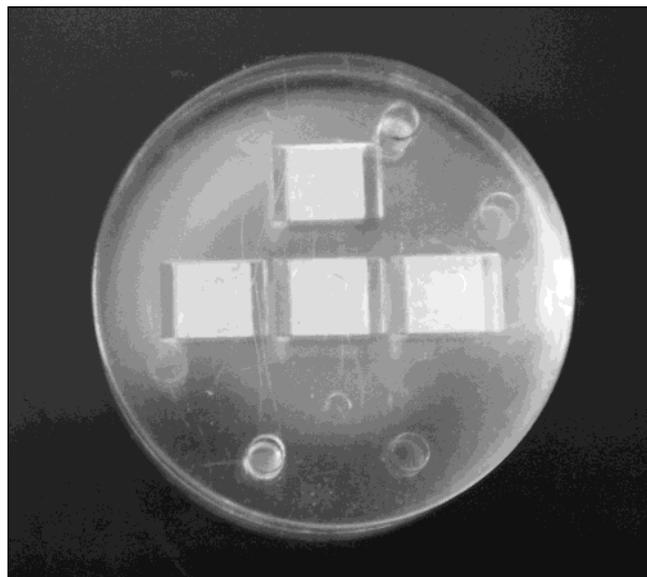


Fig. 1. Minimaniquí de PMMA.

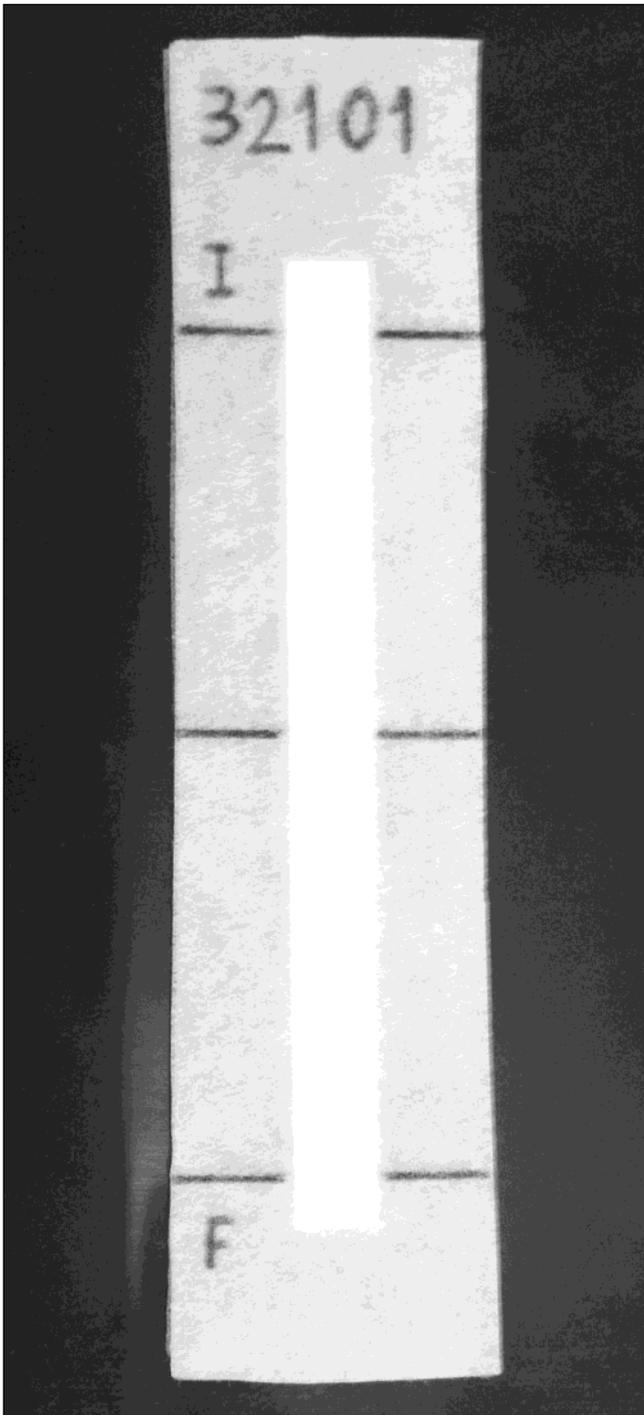


Fig. 2. Dosímetros TL de medida en superficie.

de longitud total), (fig. 2). Conjunto PTW de electrómetro DIADOS y semiconductor tipo W60004, conjunto PTW de electrómetro UNIDOS tipo 10002 y cámara de ionización 233612 de 30 cm<sup>3</sup>.

c) Equipos de radiación

Simulador Siemens Mevasim S para la calibración de los dosímetros TL. Este equipo emplea un tubo de rayos

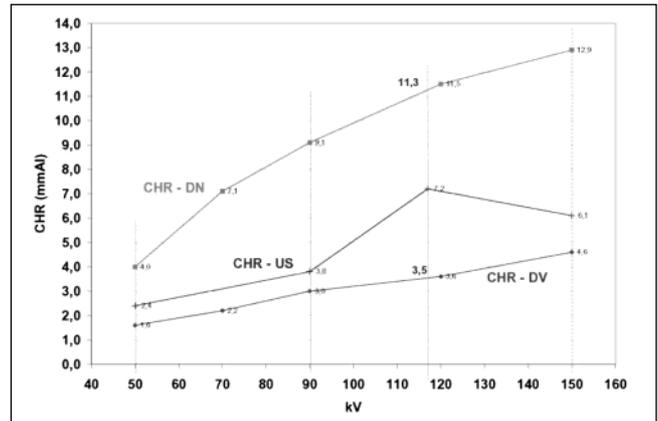


Fig. 3. Representación gráfica de las series de calidades de radiación.

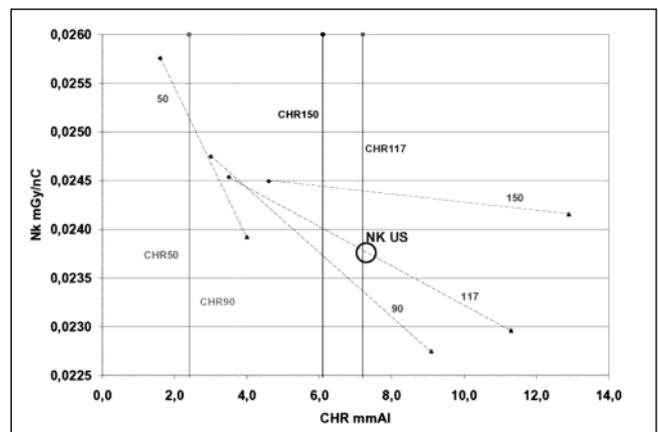


Fig. 4. Interpolación para obtener los factores de calibración de usuario para el semiconductor.

x de radiodiagnóstico convencional. Irradiador RADOS IR-1 de <sup>90</sup>Sr para el control de estabilidad del sistema TL. Escáner de TC General Electric HiSpeed NX/i, para la realización de las vertebroplastias.

d) Calibración del sistema TL

La capa hemirreductora (CHR) del escáner se ha calculado a partir de la filtración y ángulo anódico suministrados por el fabricante utilizando el modelo de espectros de Birch y Marshall, obteniendo 7,2 mm de Al para 120 kV<sup>5,6</sup>.

Para calibrar los dosímetros TL en esta calidad, se ha utilizado un simulador de radioterapia convenientemente filtrado para obtener la CHR del escáner a 117 kV (tensión más cercana posible a 120 kV). El conjunto electrómetro-semiconductor, que tomamos como referencia, está calibrado en dos series de calidades de radiación denominadas DN y DV con 50, 70, 90, 120 y 150 kV (fig. 3). Los dosímetros TL se han calibrado a una serie de calidades US (usuario), entre las que se encuentra la correspondiente al escáner, y que se representan también en la fig. 3. Los factores de calibración  $N_{k,US}$  del conjunto semiconductor-electrómetro para estas calidades se obtienen interpolando (fig. 4) en

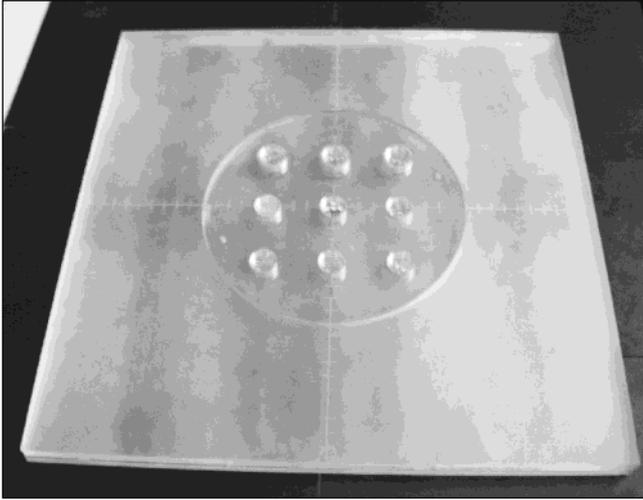


Fig. 5. Maniquí de calibración.

función de la CHR y el kV. Se destaca en la figura la calidad correspondiente al escáner. Las dosis absorbidas en agua en superficie se determinan mediante la ecuación (1), despreciando la corrección por punto efectivo de medida<sup>7</sup>.

$$DSE = M \cdot N_{k,US} \cdot B_w \cdot \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{w,air} \quad (1)$$

donde M es la lectura promedio del electrómetro,  $N_{k,US}$  el factor de calibración en unidades de kerma en aire para la calidad del usuario,  $B_w$  el factor de retrodispersión, que depende de la calidad del haz y del tamaño de campo y  $(\mu/\rho)_{w,air}$  la razón de coeficientes másicos de absorción de energía agua-aire.

Para la calibración de los dosímetros, se utilizó un campo de 10 cm x 10 cm a distancia foco-superficie de 100 cm para los distintos kV del simulador, realizando 3 lecturas con el diodo, antes y después de la irradiación de los dosímetros TL. Estos se irradiaron en los minimaniqués insertos en un maniquí de PMMA (fig. 5), quedando la parte superior del detector en superficie y el punto medio a 0,45 mm de profundidad (fig. 6) y las tiras de dosímetros para medida en superficie colocadas sobre el maniquí de PMMA (fig. 7).

Con el conjunto de cámara de ionización de 30 cm<sup>3</sup> se realizó también la calibración para 90 kV con CHR 3,8 mm de Al, calidad para la que se dispone de certificado de calibración y que se ha incluido entre las de usuario como se observa en la fig. 3 y la fig. 4.

#### e) Determinación de la dosis en superficie de entrada mediante detectores TL

Los detectores para la medida en superficie se colocan pegados a la piel del paciente y orientados cráneo-caudalmente<sup>1,2</sup>. El procedimiento se dividió en dos partes:

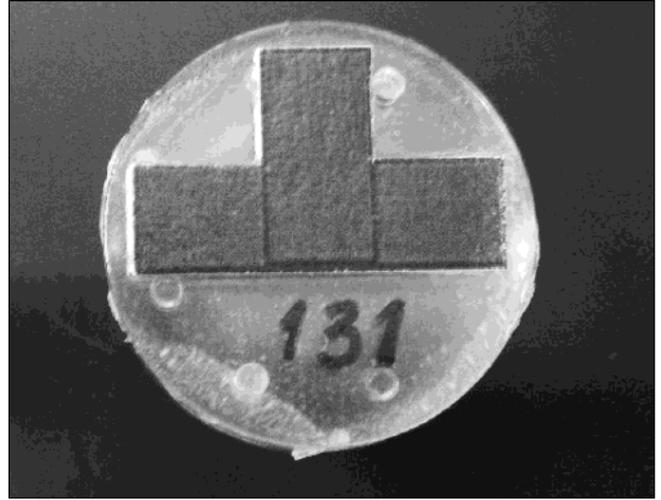


Fig. 6. Minimaniqué con el detector TL en superficie.

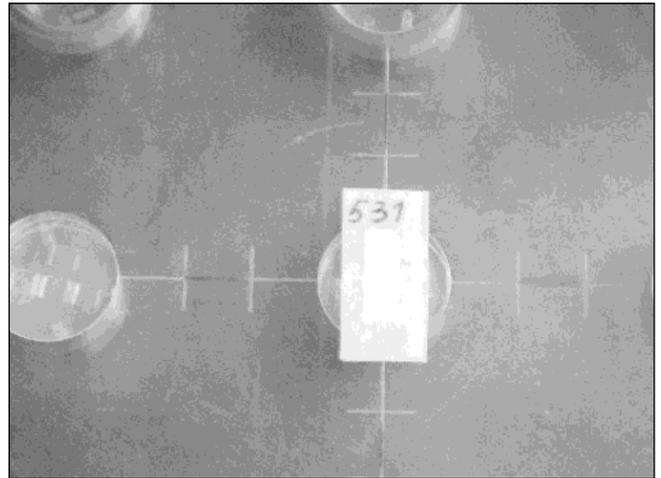


Fig. 7. Dosímetro para medida en superficie.

1. Localización del corte de punción. En ella se colocaron dos tiras de dosímetros TL, una cerca de la columna vertebral en la zona indicada por el especialista y otra en el lateral izquierdo del paciente, zona de incidencia del haz en los escanogramas.

2. Intervención. Una vez localizado el punto de entrada se retiran los dos detectores anteriores y se colocan tres detectores nuevos, a la derecha, izquierda y zona central.

## Resultados y discusión

### a) Factor de calibración de los dosímetros TL

La diferencia obtenida en el factor de calibración del sistema TL para la calidad de CHR 3,8 mm de Al correspondiente a 90 kV a partir de la medida de la cámara de ionización y del semiconductor fue del 1%. El factor de paso para obtener la dosis superficie a partir de la medida

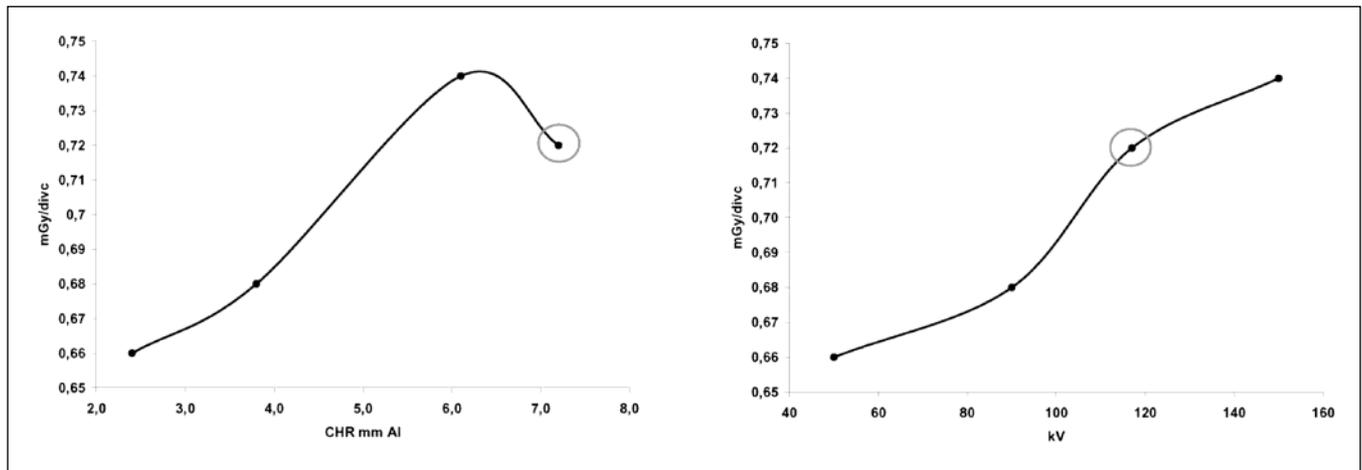


Fig. 8. Representación gráfica de los factores de calibración del sistema TL en función de la CHR y el kV. El punto enmarcado con un círculo corresponde al factor de calibración utilizado.

de los dosímetros TL colocados sobre la misma fue de 0,99 para todas las calidades. Los factores de calibración obtenidos para los dosímetros TL se muestran en la fig. 8.

Si volvemos a la fig. 3, vemos que las curvas de CHR en función del kV son monótonas crecientes para las calidades DN y DV, pero no para las calidades de usuario. En concreto el punto 117 kV y CHR 7,2 mm de Al es singular. Esta particularidad es la responsable de la forma de la curva izquierda de la fig. 8, en la que se corrobora la insuficiencia de la CHR como único indicador de la calidad del haz<sup>5,6</sup>.

b) Medidas de DSE<sub>máx</sub> en los pacientes

En la tabla 1 se detallan los valores obtenidos para cada paciente. La media de DSE<sub>máx</sub> recibida por el grupo de diez pacientes fue de 0,51 Gy, con una desviación típica de 0,31 Gy. El valor máximo registrado fue de 1,12 Gy. Tanto en la primera como en la segunda parte del procedimiento la dosis máxima se localiza en la línea media posterior, por lo que los detectores posteriores son buenos estimadores de la DSE<sub>máx</sub>. Se presentan también

de forma gráfica y a modo de ejemplo las lecturas de cada dosímetro individual para un paciente durante la segunda parte del procedimiento (fig. 9).

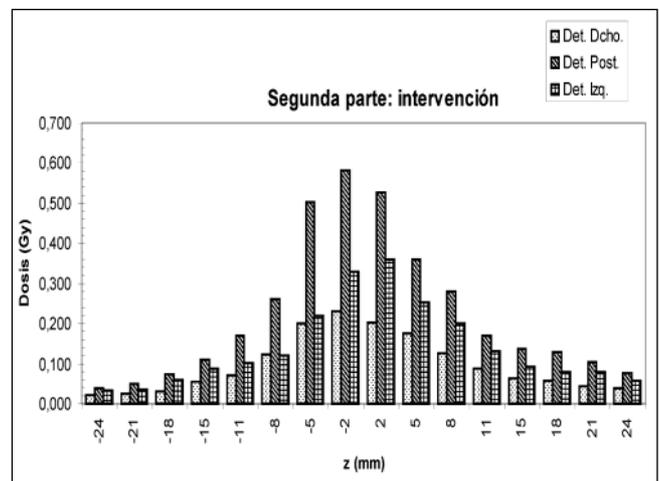


Fig. 9. Representación gráfica de los valores obtenidos por los dosímetros del paciente 4 durante la segunda parte del procedimiento.

Tabla 1. DSE<sub>máx</sub> en un grupo de diez pacientes sometidos a vertebroplastia percutánea guiada por escopia con escáner de TC

LOCALIZACIÓN		INTERVENCIÓN						TOTAL
DSE <sub>máx</sub> 1ª parte (Gy)	DSE <sub>máx</sub> 2ª parte (Gy)	escopia		DSE <sub>máx</sub> (Gy)				DSE <sub>máx</sub> (Gy)
		t (s)	mAs	Detector post. Cent.	Detector post. Izdo.	Detector post. Dcho.	DSE <sub>máx</sub> 2ª parte (Gy)	
1	0,016	166	11554	0,195	0,200	0,153	0,200	0,216
2	0,018	87	11310	0,252	0,166	0,128	0,252	0,270
3	0,015	122,2	7332	0,164	0,166	0,112	0,166	0,181
4	0,046	197,9	19790	0,581	0,359	0,230	0,581	0,627
5	0,090	293,5	29350	1,121	0,658	0,902	1,121	1,211
6	0,070	98,5	15780	0,355	0,255	0,254	0,355	0,425
7	0,088	100,5	10050	0,422	0,233	0,180	0,422	0,510
8	0,014	138,3	8298	0,479	0,335	0,216	0,479	0,493
9	0,080	377,8	30224	0,860	0,886	0,672	0,886	0,966
10	0,096	92,7	9270	0,409	0,393	0,236	0,409	0,505

La  $DSE_{m\acute{a}x}$  en la parte de localización no se ha podido relacionar con las características de la misma. En todo caso se debería disponer de un sistema de captura automática de todas las características de la exploración, pues el esfuerzo y tiempo requerido para ello es superior al de la medida 'in vivo'. La mejor estimación de  $DSE_{m\acute{a}x}$  que podemos dar para esta parte es de  $DSE_{m\acute{a}x,localización} = (0,053 \pm 0,035)$  Gy ( $k=1$ ).

Para determinar la  $DSE_{m\acute{a}x}$  en la parte de intervención, basta con colocar un detector posterior centrado, pues es el que reproduce la dosis máxima excepto en dos casos (tabla 1), y en ellos la diferencia de la dosis registrada por el detector central y el que registra la dosis máxima es sólo del 3%.

Tanto la  $DSE_{m\acute{a}x}$  en la parte de intervención como la  $DSE_{m\acute{a}x}$  total se pueden estimar a partir de la carga total en escopia<sup>2,4</sup> mediante las ecuaciones (2) y (3) con unas correlaciones lineales de  $R^2 = 0,79$  y  $R^2=0,77$  respectivamente.

$$DSE_{m\acute{a}x,intervención} = 3,2 \cdot 10^{-5} \cdot q_{escopia} - 1,4 \cdot 10^{-3} \quad (2)$$

$$DSE_{m\acute{a}x} = 3,4 \cdot 10^{-5} \cdot q_{escopia} + 2,1 \cdot 10^{-2} \quad (3)$$

En ambos casos la carga en escopia se expresa en mAs y la  $DSE_{m\acute{a}x}$  en Gy. Debe observarse que la correlación, si bien puede ser de utilidad en la práctica, es algo débil.

## Conclusiones

El factor de calibración obtenido para el sistema TL es coherente con los determinados en estudios anteriores para este tipo de detector en energías similares por lo que se refiere a CHR y kVp.

En las condiciones de la muestra analizada, podemos estimar la  $DSE_{m\acute{a}x}$  total a partir del valor medio en la parte de localización (0,05 Gy) y la carga de escopia en la parte de intervención con una incertidumbre del 30% ( $k=2$ ), o bien a partir de la medida del detector posterior central en esta segunda parte con una incertidumbre del 6% ( $k=2$ ).

Aún siendo las medidas inferiores al umbral de aparición de efectos deterministas (unos 2 Gy para eritema) es conveniente registrar una estimación de dosis de la intervención para el caso que los pacientes se sometan a segundas intervenciones en la misma vértebra o cercanas.

Estos valores se podrían reducir de forma significativa reduciendo la tensión y la corriente durante la escopia<sup>1-3</sup>, ya que la calidad de imagen no es un parámetro fundamental en esta parte del procedimiento.

## Referencias

1. Buls N, Pagés J, de Mey J, Osteaux M. Evaluation of patient and staff doses during various CT fluoroscopy guided interventions. *Health Physics* 2003;85:165-173.
2. Nawfel RD, Judy PF, Silverman SG, Hooton S, Tuncali K, Adams DF. Patient and personnel exposure during CT fluoroscopy-guided interventional procedures. *Radiology* 2000;216:180-184.
3. Silverman SG, Tuncali K, Adams DF, Nawfel RD, Zou KH, Judy PF. CT-Fluoroscopy-guided abdominal interventions: techniques, results, and radiation exposure. *Radiology* 1999;212:673-681.
4. Teeuwisse WM, Geleijns J, Broerse JJ, Obermann WR, Van Persijn EL. Patient and staff dose during CT guided biopsy, drainage and coagulation. *The British Journal of Radiology* 2001;74:720-726.
5. Cranley K, Gilmore BJ, Fogarty GW, Desponds L. Catalogue of diagnostic x-ray spectra and other data. IPEM Report 78 1997.
6. Birch R, Marshall M. Computation of Bremsstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector. *Phys Med Biol* 1979;24:505-517.
7. Organismo Internacional de Energía Atómica. Determinación de la dosis absorbida en haces de fotones y electrones. Colección de informes técnicos n° 277. OIEA 1990;6:41-44.

# Modificación estructural y química de membranas de celofán debido a radiaciones ionizantes

J. Casado<sup>a</sup>, M.V. Martínez de Yuso<sup>b</sup>, P. Galán<sup>b,c</sup>, J. Benavente<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Departamento de Química-Física;

<sup>b</sup>Departamento de Física Aplicada I. Facultad de Ciencias. Universidad de Málaga. 29071 Málaga.

<sup>c</sup>Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga.

## Structural and chemical modification of cellophane membranes due to ionizing radiation

### Resumen

El trabajo estudia las posibles modificaciones químicas (superficiales) y estructurales que se producen en una membrana densa de celulosa regenerada por radiación ionizante de distinta dosis (10, 30 y 80 Gy). Mediante la comparación de los espectros de fotoelectrones de rayos X (XPS) e infrarrojos (ATR), respectivamente, de las muestras irradiadas y sin irradiar, considerándose en este estudio estructural membranas tanto en estado seco como hidratado. Los resultados de ATR indican que la irradiación produce: i) ligeras modificaciones en el entorno químico de los enlaces entre carbono y oxígeno, que pueden modificar el comportamiento eléctrico de la membrana; ii) cambios en el empaquetamiento de las cadenas poliméricas, dando lugar a una cierta compactación de la matriz de la membrana. En este caso no se observan modificaciones de tipo químico asociadas a la irradiación, esta interpretación se encuentra corroborada por los resultados de XPS para las muestras irradiadas, que indican la disminución en las mismas de elementos asociados a contaminación ambiental.

*Palabras clave:* Radiación ionizante. Membrana celulósica. Estructura. Espectros IR y XPS.

### Abstract

The aim of this paper is to study chemical (surface) and structural modifications for a regenerated cellulose dense membrane as a result of different dose of ionizing radiation (10, 30 and 80 Gy), which was determined by comparing the XPS and ATR spectra for irradiated and non irradiated samples both in dry and wet states. ATR results show that irradiation causes: i) slight chemical modification of the carbon/oxygen bonds, which could produce modification in the electrical behaviour of the membrane; ii) changes in the packing of the polymer chains, which might cause a certain compaction of the membrane matrix, without chemical changes associated to membrane irradiation. This point is in agreement with the XPS results for the irradiated samples, which indicates the reduction in the elements associated to environmental contamination.

*Key words:* Ionizing radiation. Cellulose membrane. Structure. IR and XPS spectra.

### Introducción y objetivos

Las radiaciones ionizantes se utilizan actualmente en gran número de sistemas y aplicaciones (de conservación de productos agropecuarios y de alimentación, dispositivos de control de llenado de envases, densidades de sue-

los,...), pudiendo afectar a los materiales que son irradiados y modificar su comportamiento. En particular, es relativamente común, por razones de esterilización, la irradiación de las membranas artificiales que se utilizan en los procesos de separación en aplicaciones tanto médicas como de tipo biológico, ultrafiltración de proteínas y hemodiálisis<sup>1,2</sup>, por lo que se considera necesario determinar las posibles modificaciones que su utilización pueda causar en las membranas, así como su repercusión en el transporte de solutos o de iones a través las mismas.

En este trabajo se ponen de manifiesto la modificación estructural y la modificación química de la superficie de

Correspondencia: Juana Benavente. Departamento de Física Aplicada I. Facultad de Ciencias. Universidad de Málaga. Campus Teatinos. 29071 Málaga.

E-mail: j\_benavente@uma.es

Fecha de recepción: 14-2-2006

Fecha de aceptación: 8-5-2006

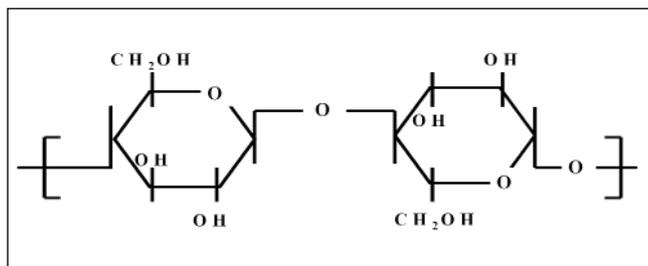


Fig. 1. Estructura química de la celulosa.

una membrana de celofán (celulosa regenerada) por la acción de radiación gamma, las cuales se han determinado mediante el análisis de los espectros de infrarrojos y espectroscopía de fotoelectrones de rayos X (XPS). En la elección del material objeto de este estudio se ha tenido en cuenta el hecho de que la celulosa regenerada y sus derivados son comúnmente utilizados en la fabricación de membranas para distintos procesos de separación<sup>3</sup> y que la celulosa, un polímero natural, es el material básico de la pared celular de la mayoría de las plantas superiores<sup>4</sup>. En la fig. 1 se indica la estructura química de la celulosa, donde se muestran los grupos funcionales más genéricos. No obstante, la propia síntesis o los tratamientos posteriores de la celulosa (como podría ser el caso de la irradiación) pueden conllevar la aparición de nuevas funciones químicas (por ejemplo, grupos carboxílicos resultantes de la sobreoxidación de los alcoholes). La celulosa es un polímero bastante hidrófilo, aunque no es soluble en agua, lo que ha hecho que sea comúnmente utilizada en la fabricación de membranas de hemodiálisis, puesto que permiten el paso de iones de sales inorgánicas y solutos de bajo peso molecular, siendo impermeable a las proteínas y macromoléculas<sup>5</sup>. Por otro lado, la estructura de fibras entrecruzadas y el carácter altamente hidrófilo de la celulosa hace que, en ciertos aspectos, pueda considerarse como un hidrogel<sup>6</sup>, por lo que su estudio podría ser de interés en el comportamiento de dosímetros de geles para radiación utilizados en el control de calidad de los tratamientos.

La membrana de celofán se ha irradiado en una unidad de <sup>60</sup>Co a distintas dosis (10, 30 y 80 Gy), realizándose la caracterización estructural de las muestras irradiadas en estado seco y completamente hidratado (mojadas). La comparación de los espectros obtenidos con la muestra no tratada y las irradiadas con distintas dosis ha permitido establecer las modificaciones estructurales causadas por la radiación ionizante y establecer una relación con la dosis suministrada.

## Material y método

### Material

Se ha utilizado una membrana densa plana de celofán suministrada por Cellophane Española S.A., con un con-

tenido de 0,05 kg/m<sup>2</sup> de celulosa regenerada (membrana C5). Los espesores medios de las muestras secas (s) y mojadas (m) de la membrana C5 son:  $\Delta x_m(s) = (28 \pm 3) \mu\text{m}$  y  $\Delta x_m(m) = (61 \pm 4) \mu\text{m}$ , por lo que la membrana presenta un alto grado de hinchamiento,  $S_w = [\Delta x_m(m) - \Delta x_m(s)] / \Delta x_m(m) = 52\%$ , en concordancia con el carácter altamente hidrófilo de la celulosa, lo que permite el paso de los iones a pesar de su estructura densa.

### Irradiación de las membranas

El proceso de irradiación de las membranas se realizó de forma que la dosis aplicada a toda la membrana a estudiar fuese uniforme. Dicha dosis se ha de asegurar, al menos, con una incertidumbre en el rango de dosimetría de los haces de irradiación utilizados. Para poder cumplir con estos requisitos, y teniendo en cuenta el espesor de la membrana, la irradiación se realizó en el interior de un maniquí homogéneo, a una profundidad donde se garantiza el equilibrio electrónico en la dirección del haz. La membrana debe situarse en el plano perpendicular al eje del haz de irradiación. La superficie irradiada debe ser superior a la superficie de la membrana que va a ser utilizada en el estudio, evitando así fenómenos de borde y consiguiendo garantizar la uniformidad de la dosis. Se mide la dosis en ese plano, teniendo en cuenta la dosis de referencia y las correcciones apropiadas al medio donde se irradia, según el protocolo TRS398 de la AIEA7. La irradiación de las membranas se ha realizado utilizándose un haz de fotones (1,17 MeV, 1,33 MeV) procedente de una unidad clínica de terapia de <sup>60</sup>Co, en las siguientes condiciones:

Maniquí RW3: denominado de "agua sólida". Está formado por láminas de poliestireno (C<sub>8</sub>H<sub>8</sub>) de diferentes espesores que permiten situar la membrana a la profundidad requerida.

Densidad 1,045 g/cm<sup>3</sup>, y densidad electrónica respecto a la del agua 1,012.

Superficie irradiada: 30 x 30 cm<sup>2</sup>.

Superficie de la membrana: 10 x 15 cm<sup>2</sup>.

Distancia fuente emisora a superficie de irradiación: 80 cm.

Profundidad a la que se sitúa la membrana en el maniquí: 1 cm.

Tasa de irradiación: 55 cGy/min en el punto de referencia.

Las membranas irradiadas se denominarán C5-Ir, añadiéndosele a esta identificación la correspondiente a la dosis de radiación utilizada (10, 30 y 80 Gy), ésto es, muestras C5-Ir10, C5-Ir30 y C5-Ir80, respectivamente.

### Caracterización estructural y química superficial de las membranas

El equipo utilizado en los registros de los espectros de infrarrojos es un espectrómetro Bruker Equinox 55

**Tabla 1. Concentraciones atómicas (%) de los elementos químicos existentes en la superficie de las membranas de celofán estudiadas y relación O/C para las distintas muestras**

membrana	C1s (%)	O1s (%)	N1s (%)	Si2p (%)	O/C
C5	(57,3±1,4)	(36,4±0,8)	(0,90±0,04)	(5,4±0,5)	0,635
C5-Ir10	(55,6±0,9)	(39,8±0,9)	(0,40±0,02)	(4,2±0,5)	0,716
C5-Ir30	(55,4±0,4)	(40,4±0,6)	(0,20±0,01)	(3,9±0,3)	0,729
C5-Ir80	(54,3±0,5)	(41,6±0,6)	(0,24±0,02)	(3,8±0,4)	0,766

FT-IR con un accesorio *Golden Gate* para ATR (espectroscopia infrarroja por reflexión total atenuada). Todos los espectros se tomaron usando una resolución de 4  $\text{cm}^{-1}$  y los resultados sometidos a estudio corresponden a la media de 50 acumulaciones, encontrándose las muestras en aire durante las medidas<sup>8</sup>. La célula está provista de un cristal de diamante, para presionar las muestras de manera más adecuada, lo que permite una penetración más uniforme y un mayor grado de reproducibilidad<sup>9</sup>. Debido al carácter altamente hidrófilo del celofán, y a que su utilización en procesos de separación supone, generalmente, su contacto con disoluciones acuosas, se registraron los espectros de muestras secas y mojadas, lo que permite establecer posibles diferencias relacionadas con la presencia de agua en su estructura.

Los espectros de fotoelectrones de rayos X (XPS) de alta resolución se han registrado en un equipo Physical Electronic PHI 5700, usando como fuente de excitación un ánodo de Mg ( $\text{MgK}\alpha$ , 15 kV, 300W). El analizador de electrones trabajó del modo que indica Brigs et al<sup>10</sup>. Las muestras se desecaron en alto vacío (presión menor de  $4,0 \cdot 10^{-7}$  Pa) durante varias horas antes de pasar a la cámara de análisis. La composición química de la superficie de la membrana se determinó usando las relaciones de áreas de los picos principales de cada elemento, pesadas con los factores de sensibilidad suministrados con el software del equipo, y tras realizar la sustracción integrada del fondo\*.

## Resultados y discusión

La tabla 1 muestra los valores medios de las concentraciones atómicas de los elementos característicos de la celulosa (carbono y oxígeno) en la superficie de las distintas membranas estudiadas, así como otros elementos (nitrógeno y silicio) atribuidos a la contaminación ambiental o a los restos de los productos de fabricación de la membrana<sup>11,12</sup>. Los resultados presentados corresponden a la media de tres muestras diferentes analizadas por ambas caras y, como puede observarse al comparar las distintas membranas, no se aprecian diferencias significativas entre las membranas irradiadas en función de la dosis de radiación aplicada ni con la

membrana sin irradiar, lo que en principio parecería indicar que el mayor efecto de la radiación es la eliminación de la contaminación en la superficie de la membrana (carbono adventicio, nitrógeno,...). Sin embargo, al considerar la variación de la relación O/C para las distintas muestras, que también se indica en la tabla 1, se ha obtenido un aumento lineal de la misma con la radiación, lo que podría corresponder a la pérdida de carbono alifático de sustituyentes de la celulosa por efecto de la radiación.

La fig. 2 muestra los espectros C1s normalizados correspondientes a una misma cara de las distintas muestras, a fin de poder establecer claramente una comparación entre ellas; mientras que en la fig. 3 se hace una comparación de los espectros C1s para ambas caras de las muestras C5 y C5-Ir8 (ambos sin normalizar). Estos espectros presentan dos picos claramente diferenciados a las energías de enlace de 285,0 y 286,5 eV, y un ligero hombro a 288,0 eV, y como puede verse, la radiación hace que disminuya la altura del pico a 285 eV. En la fig. 4 se muestra la deconvolución del espectro C1s para la membrana C5, para lo que se han considerado tres tipos de carbono diferentes: el carbono  $C_A$  (a 285,0 eV) que corresponde a carbono alifático, o bien a carbono adventicio debido a contamina-

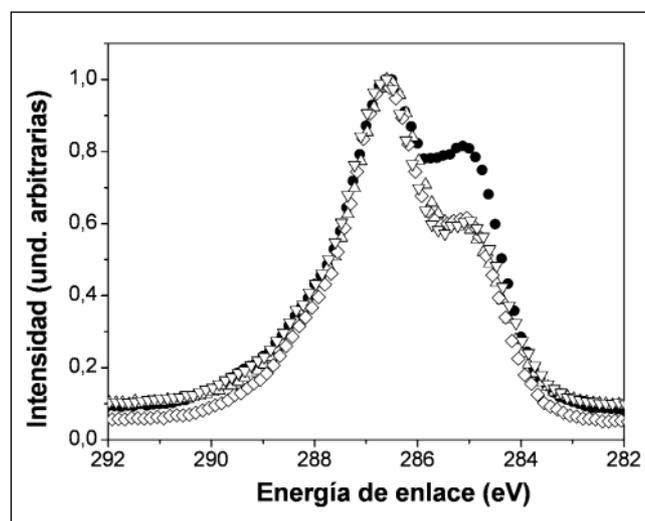


Fig. 2. Espectros de XPS del nivel energético C1s para las distintas membranas: C5 (•), C5-Ir10 ( $\Delta$ ), C5-Ir30 ( $\diamond$ ) y C5-Ir80 ( $\nabla$ ).

\*Multitechnique ESCA Software Reference Manual for the PC-ACCESS Software version 6.0. Physics Electronics. Minneapolis (1995).

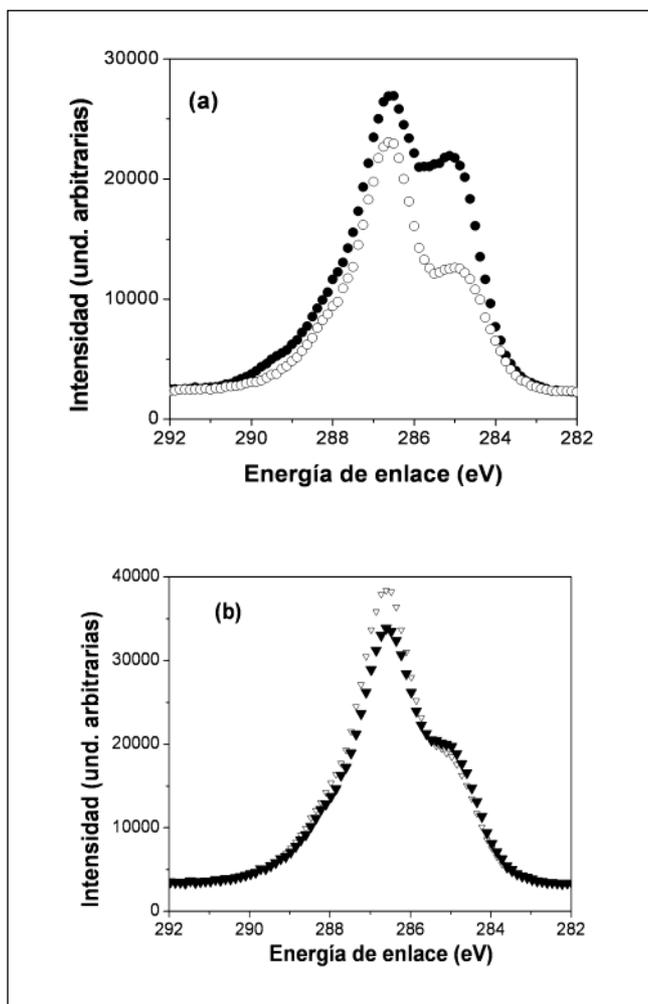


Fig. 3. Comparación del espectro de XPS del nivel energético C1s correspondiente a ambas caras de una misma membrana: (a) C5; (b) C5-Ir80.

ción; el carbono  $C_B$  (a 286,5 eV) asociado al enlace C-O-H; y el carbono  $C_C$  (a 288,0 eV) correspondiente a los grupos C=O. En la tabla 2 se indica el porcentaje del área correspondiente a los carbonos C1, C2 y C3 para las distintas muestras, observándose una ligera disminución del porcentaje correspondiente a  $C_A$  y un aumento, de aproximadamente el 10%, en  $C_C$  como resultado de la irradiación de las membranas (lo que da lugar a una cierta disminución en  $C_B$ ).

La fig. 5 y la fig. 6 muestran los espectros ATR (entre 650  $\text{cm}^{-1}$  y 4000  $\text{cm}^{-1}$ ) de las distintas muestras estudiadas en estado seco. De acuerdo con Moore *et al.*<sup>13</sup>, el espectro típico de la celulosa consta de diferentes bandas que aparecen

Tabla 2. Porcentaje del área asignada a los distintos tipos de carbono para las distintas muestras estudiadas

membrana	$C_A$ (%)	$C_B$ (%)	$C_C$ (%)
C5	(35,1±3,5)	(43,2±2,5)	(21,7±2,0)
C5-Ir10	(32,9±2,5)	(41,9±1,8)	(25,2±0,7)
C5-Ir30	(33,4±0,9)	(39,2±1,0)	(27,4±1,8)
C5-Ir80	(32,2±1,0)	(39,3±2,6)	(28,5±3,5)

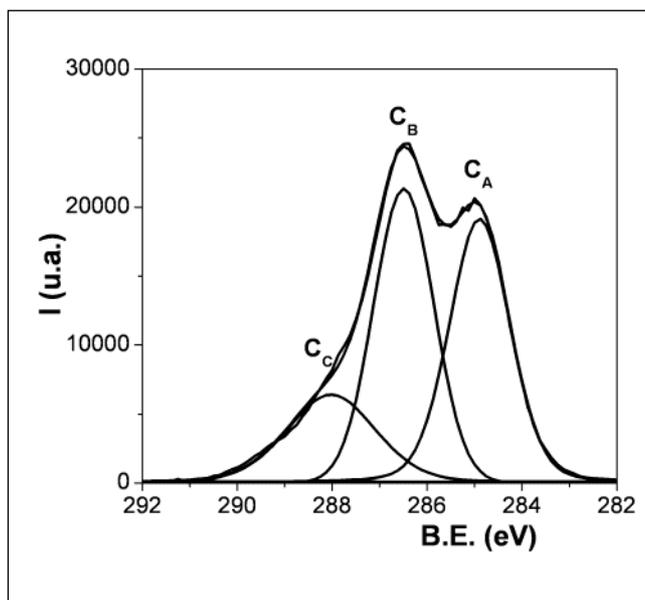


Fig. 4. Deconvolución del espectro C1s para la membrana C5.

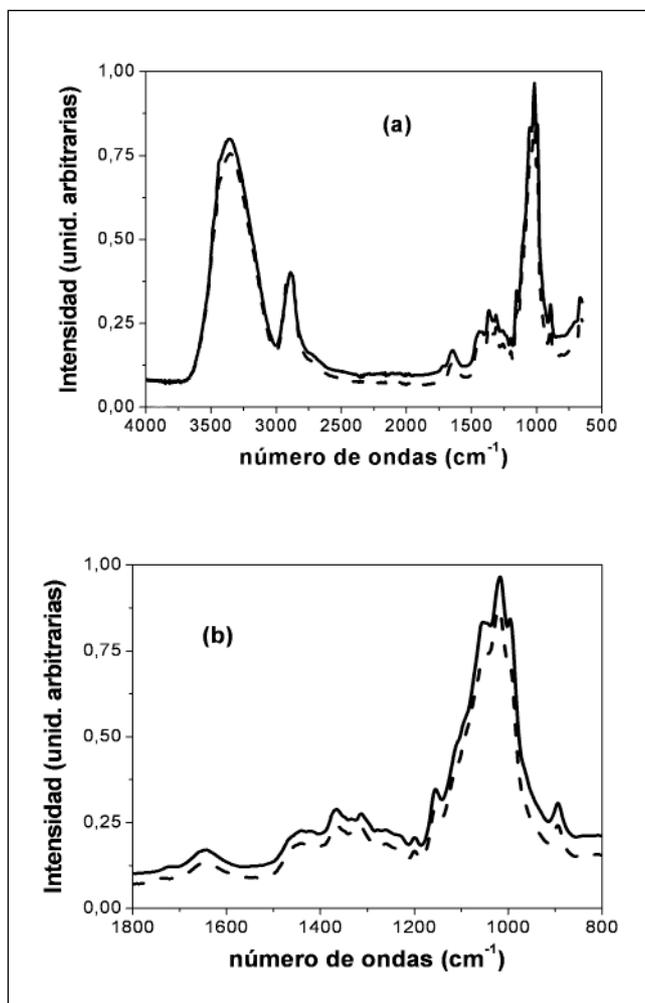


Fig. 5: Espectros de infrarrojos para las muestras C5 (----) y C5-Ir80 (—). (a) espectro general; (b) ampliación de la zona a bajo número de onda.

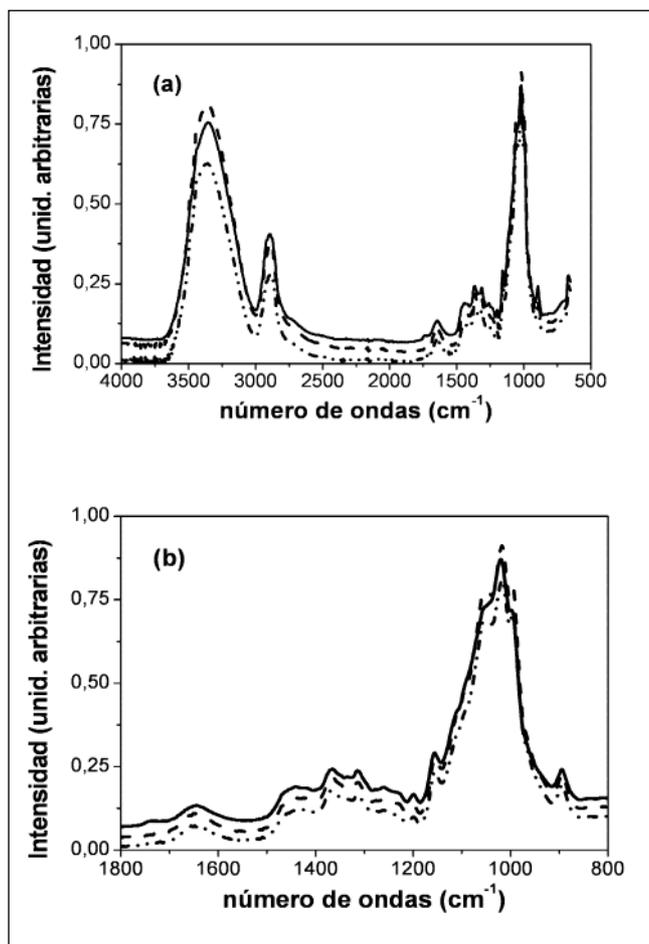


Fig. 6. Espectros de infrarrojos para las muestras irradiadas C5-Ir10 (---), C5-Ir30 (.....) y C5-Ir80 (—). (a) espectro general; (b) ampliación de la zona a bajo número de onda.

a las siguientes frecuencias: i) en torno a  $3300\text{ cm}^{-1}$ , vibraciones debidas al radical hidróxilo; ii) entre  $1500$  y  $1300\text{ cm}^{-1}$ , aparecen tanto las vibraciones de tensión de enlaces C-C, como las vibraciones de deformación asociadas al C-H alifático; iii) a  $1025\text{ cm}^{-1}$  se observa la vibración de tensión correspondiente al enlace C-O de la celulosa.

Comparando los espectros ATR de las distintas membranas secas, se puede comprobar que la irradiación de las mismas no supone la degradación química de la celulosa aunque sí se observan ligeras modificaciones en los espectros de las membranas irradiadas respecto de la muestra patrón (membrana C5), las cuales se especifican a continuación:

a) El entorno químico de los enlaces C-O cambia ligeramente, encontrándose un incremento de unos  $5\text{ cm}^{-1}$  de la tensión (C-O) a  $1016\text{ cm}^{-1}$  en C5, pasando a  $1020\text{ cm}^{-1}$  en la membrana con mayor dosis de radiación (C5-Ir80). Este hecho podría dar lugar a modificaciones de tipo eléctrico en la membrana, lo que explicaría el ligero aumento del carácter electronegativo de las muestras irradiadas en comparación con la membrana C5, tal como indican el mayor número de transporte y selectividad al

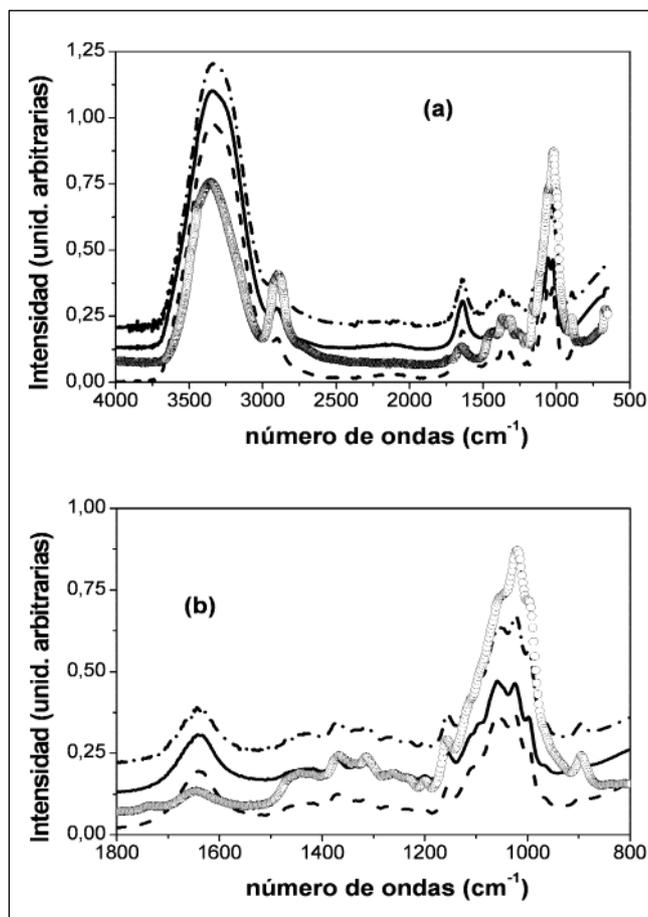


Fig. 7. Comparación de los espectros de infrarrojos para las distintas membranas mojadas. C5 seca (—), C5-Ir10 mojada (---), C5-Ir30 mojada (.....) y C5-Ir80 mojada (o). (a) espectro general; (b) ampliación de la zona a bajo número de onda.

paso de los cationes ( $\text{Na}^+$  y  $\text{Mg}^{++}$ ) obtenido mediante medida del potencial de membrana<sup>14</sup>.

b) En la región alrededor de  $2900\text{ cm}^{-1}$ , correspondiente a las vibraciones de tensión C-H, la diferencia más significativa es la mayor estructuración de la banda tras la irradiación. Según este resultado, es posible que la irradiación afecte al empaquetamiento de las cadenas poliméricas<sup>15</sup>, dando lugar a una cierta compactación de la membrana, lo que podría originar una disminución del transporte de masa a través de la misma. En un trabajo anterior<sup>16</sup> se han determinado variaciones en la permeabilidad salina entre el 25% y 40%, dependiendo de la dosis de irradiación, que confirman esta hipótesis.

c) La banda débil a  $1724\text{ cm}^{-1}$  en la membrana C5, que puede asociarse a vibraciones de tensión del enlace (C=O), se desplaza a mayores valores en las muestras irradiadas, en concreto hasta  $1733\text{ cm}^{-1}$  en la membrana C5-Ir80. La presencia de esta banda en la muestra C5 podría indicar una cierta degradación del material celulósico durante la propia síntesis en presencia de oxígeno.

En la fig. 7 se presenta una comparación de los espectros correspondientes a las muestras mojadas de las dis-

tintas membranas. Como puede observarse no existen prácticamente diferencias en los espectros correspondientes a las muestras totalmente hidratadas con distinta dosis de irradiación, pues la presencia de agua afecta, globalmente, a toda la estructura de la membrana. Sin embargo, tras la inmersión en agua de las membranas, se observa un desplazamiento a menores energías (entre 10 y 15  $\text{cm}^{-1}$ ) de las bandas atribuidas a las vibraciones de tensión de O-H. Este efecto puede estar originado por la formación de enlaces de hidrógenos adicionales a los ya preexistentes en el material seco, lo que debilitaría ligeramente dicho enlace y, por tanto, disminuiría su fortaleza y la energía de su vibración de tensión asociada. Además, es notorio el ensanchamiento de dicha banda, lo que estaría relacionado con el mismo efecto, pues como consecuencia de la hidratación de la membrana, cabe esperar un entorno químico más uniforme y con mayor número de enlaces de hidrógeno similares entre sí. Por otro lado, también se observa el debilitamiento relativo de las bandas de tensión alifáticas C-H a 2920  $\text{cm}^{-1}$ , respecto a las propias de la tensión de O-H a 3300  $\text{cm}^{-1}$ , como consecuencia del incremento de enlaces OH en la membrana tras la incorporación de agua, lo que corrobora la interpretación anterior. Este mismo efecto es extensible a la inversión de intensidades infrarrojas entre las bandas a 1600  $\text{cm}^{-1}$  y entre 1000 y 1100  $\text{cm}^{-1}$ , como resultado de la absorción de agua por las muestras. En particular, al comparar los espectros de las muestras C5, C5-Ir80 y C5-Ir80-mojada, se observa que en la región de las bandas correspondientes a las vibraciones de tensión del enlace C-O con mayor grado de alteración (1050  $\text{cm}^{-1}$ ), la posición del pico sigue el orden: C5 > C5-Ir80-mojada > C5-Ir80, lo que parece indicar que la irradiación de la membrana y su exposición al agua producen efectos opuestos en su estructura.

## Conclusiones

De acuerdo con los resultados de este estudio sobre el efecto de la radiación ionizante en membranas de celofán se podría concluir que:

a) Los resultados de XPS correspondientes tanto a las concentraciones atómicas de los elementos existentes en la superficie de las muestras como al espectro de los mismos, no indican síntomas relevantes relacionados con la modificación química de la celulosa como resultado de la irradiación de la membrana. Los resultados de IR-ATR también confirman esta conclusión.

b) El conjunto del análisis de los espectros de IR-ATR parece indicar que la irradiación de la membrana conlleva cierto grado de compactación de la estructura polimé-

rica, mientras que la incorporación de agua supone la relajación de la misma, reduciendo en cierta medida el efecto de la radiación. Este efecto podría suponer una cierta reducción en la permeabilidad de las membranas, y por tanto, modificaría el control del transporte de materia a través de las mismas.

## Agradecimientos

A la Comisión Interministerial de Ciencia y Tecnología por la financiación concedida al Proyecto MAT2003-03328.

## Referencias

1. Aucella F, Vigilante M, Gatta G, Grandone E, Colaizzo D, Margaglione M, et al. "Effects of ethylene oxide and steam sterilization on dialysis-induced cytokine release by cuprophan membrane". *Artificial Organs* 2002; 26: 543.
2. Pieracci J, Crivello JV, Belford G. "Increasing membrane permeability of UV-modified poly(ether sulfone) ultrafiltration membranes". *J Membr Sci* 2002; 1: 202.
3. Mulder M. "Basic Principles of Membrane Technology". Kluwer Acad. Publishers. Dordrecht. The Netherland (1992).
4. Esau K. "Plant Anatomy". John Wiley & Sons. New York (1953).
5. Sakai K. "Determination of Pore Size and Pore Size Distribution 2. Dialysis Membranes". *J Membr Sci* 1994; 96: 91.
6. Tuwiner SB. "Diffusion and Membrane Technology" Reinhold Publishing Corporation. New York (1962).
7. IAEA. TRS398. "Determinación de la dosis absorbida en Radioterapia con haces externos". STI/DO/010/398. ISBN 92-0-302005-5. Viena (2005).
8. Griffiths RP. "Chemical Infrared Fourier Transform Spectroscopy". John Wiley. New York (1975).
9. Krishnan K, Ferraro JR. "Transform Infrared Spectroscopy". Academic Press. New York (1982).
10. Briggs D, Seah MP. "Practical Surface Analysis: Auger and X-ray photoelectron Spectroscopy". Wiley. Chichester (1995).
11. Keurentges JTF, Harbrecht JG, Brinkman D, Hanemaaijer JH, Cohen MA, Van't Riet H. "Hydrophobicity measurements of microfiltration and ultrafiltration membranes". *J Membr Sci* 1989; 47: 333.
12. Ariza MJ, Rodríguez-Castellón E, Rico R, Benavente J, Muñoz M, Oleinikova MJ. "X-Ray Photoelectron Spectroscopy Analysis of Di-(2-ethylhexyl) Phosphoric Acid Activated Membranes". *Colloid Interface Sci* 2000; 226: 151.
13. Moore WE, Johnson DB. "Procedures for Chemical Analysis of Wood and Wood Products" US Forest Product Laboratory. Madison (1967).
14. Vázquez MI, de Lara R, Galán P, Benavente J. "Modification of cellophane membrane by  $\gamma$ -irradiation: Effect of irradiation doses on electrochemical parameters" *J. Membr. Sci.* 2005; 256: 202.
15. Saarinen V, Kallio T, Paronen M, Tikkanen P, Rauhala E, Kontturi K. "New ETFE-based membranes for direct methanol fuel cell". *Electrochim Acta* 2005; 50: 3453.
16. Vázquez MI, Galán P, Casado J, Benavente J. "Effect of radiation and thermal treatment on structural and transport parameters for cellulose regenerated membranes". *Appl Surf Sci* 2004; 238: 415.

# Verificación independiente de los cálculos del Sistema de Planificación en implantes permanentes de próstata

F. Lliso<sup>1</sup>, J. Pérez-Calatayud<sup>1,2,3</sup>, V. Carmona<sup>1,3</sup>, F. Ballester<sup>2</sup>, F. Candela<sup>1</sup>, J. López-Tarjuelo<sup>1</sup> y D. Granero<sup>2</sup>

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

<sup>2</sup>Departamento FAMN - IFIC. Facultad Física. Universidad Valencia.

<sup>3</sup>ITIC Hospital Clínica Benidorm. Benidorm (Alicante).

## Independent verification of the Treatment Planning System calculations for permanent prostate implants

### Resumen

En la dosimetría clínica de cada tratamiento radioterápico se recomienda que los cálculos realizados por el Sistema de Planificación (SP) se verifiquen por un método independiente.

Para el caso de Braquiterapia (BT) en HDR-PDR, se proponen en la literatura varios métodos para esta verificación, muchos de ellos tratando globalmente el implante y calculando la dosis a gran distancia del mismo. El propósito de este trabajo ha sido automatizar una hoja de cálculo para la verificación independiente de la dosis en puntos dentro del implante, en tratamientos de BT prostática permanente con fuentes de I-125.

En nuestro centro, para este tipo de implante, se utilizan fuentes de I-125 modelo 6711 suministradas por Amersham-Oncura con el nombre de "rapid strand". El sistema de planificación empleado para el cálculo de la distribución de dosis es SIMUPLAN. En el programa de verificación, confeccionado en Excel, se toman las coordenadas de las fuentes del SP (automática o manualmente), y las de los puntos de cálculo se eligen sobre los planos transversales ecográficos. Se seleccionan 3 puntos de cálculo representativos del implante, tanto por su situación como por nivel de dosis. La verificación utiliza el formalismo del TG-43 modificado (TG-43 U1) con los recientes valores de consenso para varias fuentes de I-125, entre las que se incluye la 6711. Para evitar interpolaciones, se ha estudiado el ajuste de las funciones radial de dosis y de anisotropía a las expresiones propuestas en la literatura.

Para una muestra de 100 pacientes, la diferencia de todos los puntos verificados respecto al SP ha sido de  $0,3 \pm 2,2\%$  ( $k=2$ ).

La hoja elaborada, junto con el procedimiento descrito, permite cumplir las recomendaciones de verificación independiente de la dosimetría clínica de manera rápida (pocos minutos). Su aplicación es posible a otros SP y modelos de fuentes diferentes a los contemplados en este trabajo.

*Palabras clave:* Braquiterapia. I-125. Dosimetría clínica. Control de calidad.

### Abstract

Recommendations in radiotherapy treatments suggest that each treatment plan should be evaluated by at least one alternative calculation method.

Several simplified methods have been proposed in HDR or PDR brachytherapy, some based on calculations performed at distances large enough to consider the global implant as a point source. The purpose of this work was to develop an Excel sheet to calculate the absorbed dose at points inside a permanent prostate implant to independently check dose calculations performed by the treatment planning system (TPS).

In our centre, a I-125 model 6711, provided by Amersham-Oncura (Rapid Strand), is used for permanent prostate implants. The dose distribution is calculated with SIMUPLAN TPS. Our program was designed to perform the calculations following the 2D TG-43 formalism, and incorporating the dosimetry data from the updated TG-43 publication. The spreadsheet takes the input coordinates from the TPS (automatically or manually) while the calculation points were fixed on the echographic transverse planes. In this way, TPS dose outputs were compared against the obtai-

ned dose calculations. Three representative points were verified for each clinical dosimetry. To avoid interpolations, the values for the radial dose function and the anisotropy function were obtained from fitted functions previously reported in the literature.

The results obtained from a sample of 100 treated patients showed a difference of  $0.3 \pm 2.2\%$  with respect to the TPS ( $k=2$ ).

## Introducción y propósito

En la dosimetría clínica de cada tratamiento radioterápico se recomienda<sup>1</sup> que los cálculos realizados por el Sistema de Planificación (SP) se verifiquen por un método independiente y así se recoge explícitamente en el reciente protocolo del Grupo de Control de Calidad en Sistemas de Planificación de la SEFM recientemente publicado<sup>2</sup> (PCCSP). El objeto de esta verificación adicional es la detección de errores aleatorios en los parámetros geométricos y dosimétricos del plan de tratamiento.

Para este tipo de verificaciones, existen aplicaciones comerciales para el caso de tratamientos en radioterapia externa. La situación más extendida en nuestro país es que cada grupo de Radiofísicos haya confeccionado hojas de cálculo propias que permiten verificar que el cálculo de las unidades de monitor es el adecuado teniendo en cuenta un nivel de incertidumbre aceptable. La solución más simple es la verificación de la dosis a lo largo de los ejes de los haces, aproximando la eventual irregularidad de los campos y utilizando profundidades efectivas.

Para el caso de braquiterapia (BT), en el citado PCCSP, se indican algunas simplificaciones que pueden facilitar estas verificaciones para el caso de implantes con fuentes de Cs-137 e Ir-192 de Baja Tasa de Dosis (LDR)<sup>3</sup>.

El informe del TG-64<sup>4</sup> de la AAPM, dedicado a BT de implantes permanentes de próstata con semillas, contempla este aspecto indicando que previamente a cada implante, cada plan de tratamiento debería ser verificado utilizando un procedimiento independiente, o por un segundo miembro de la Unidad de Radiofísica (URF).

Este aspecto se contempla también en las recomendaciones de ESTRO-BRAPHYS<sup>5</sup> para su aplicación en la comunidad europea. Este documento indica la necesidad de verificar que los resultados son razonables en cada cálculo de BT para cada paciente. Aquí se recomienda, además del control del plan por otro miembro de URF, una verificación de la distribución de dosis por un procedimiento independiente. En esta publicación se recomienda que las URF desarrollen un procedimiento para permitir esta verificación al menos con una incertidumbre del 20%, valor establecido por la NRC como nivel de acción para Alta tasa de dosis (HDR)<sup>6</sup>.

The procedure presented in this study enables a rapid, alternative verification in clinical dosimetry, as has been indicated by international recommendations. The program can also be applied to TPS's and source models other than those presented in this work.

*Key words:* Brachytherapy. I-125. Clinical dosimetry. Quality control.

En la literatura<sup>6-12</sup> se proponen varios métodos para realizar una verificación independiente en el caso de HDR y Tasa de dosis pulsada (PDR) que es el más complejo en BT. Algunos sólo se aplican a determinadas geometrías y tipos de tratamientos muy concretos, y otros se basan en considerar el implante de manera global, como por ejemplo, utilizando el TRAKR definido en el ICRU 38<sup>13</sup> e ICRU 58<sup>14</sup>. Un método muy utilizado es el denominado "dosis-a-distancia"<sup>9</sup> que consiste en asociar todas las posiciones activas o cargas del implante a una sola en su centro de gravedad, y calcular la dosis a una distancia de 5-10 cm de la misma para asegurar que la aproximación puntual es correcta.

En las recomendaciones del TG-56<sup>15</sup> de la AAPM sobre física en BT (LDR, HDR y PDR), se indica que debe realizarse un cálculo independiente que asegure que la distribución de dosis absorbida absoluta es al menos aproximadamente consistente con las posiciones de las fuentes, su TKRA y tiempos de permanencia.

En contraste con todo lo anterior, no existen en la literatura propuestas para el caso de BT permanente con semillas. En este caso se presenta la dificultad del manejo de gran número de fuentes y, por tanto, de sus coordenadas. El método más sencillo en su aplicación es el de "dosis-a-distancia" descrito; en él se sumarían todos los TKRA de las semillas y se supondría una sola fuente en el centro del implante, realizándose el cálculo a 10 cm de la misma. Este procedimiento oculta las posibles desviaciones en la distribución de dosis dentro del implante. Por este motivo, en nuestro caso se ha optado por buscar una solución que proporcionase verificaciones de los cálculos dentro del implante.

Así pues, el propósito de este trabajo ha sido la obtención de un procedimiento de verificación independiente de los cálculos del SP en cada dosimetría clínica, para tres puntos de cálculo representativos.

## Material y método

Desde el año 2004, la técnica de implantes permanentes de BT en próstata con semillas de I-125 se ha implementado en nuestro Hospital, habiéndose superado en la actualidad los 200 pacientes tratados. El procedimiento establecido es el de 'dos actos'. Al paciente se le realiza una volumetría previa, sobre la cual se planifica el im-

plante. Esta planificación inicial es verificada de acuerdo con el procedimiento aquí presentado. Las semillas utilizadas son las 6711 de Amersham-Oncura, ligadas mediante vicril manteniendo un espaciado de 1 cm, configuración muy extendida en España.

El SP con el que se realizan las dosimetrías clínicas es SIMUPLAN (Conrado Plá), que considera las fuentes de I-125 con geometría lineal aunque se localizan por un punto en su centro. Este programa supone que la orientación de todas las fuentes es la sagital, es decir, perpendicular a los planos transversales de la ecografía transrectal.

Este SP sigue el formalismo del TG-43<sup>16,17</sup>, y el usuario puede introducir los parámetros y funciones requeridos por este formalismo, por lo que es posible la introducción de los valores recientemente recomendados por la AAPM<sup>17</sup>. En la revisión del Informe del TG-43 de Rivard et al<sup>17</sup>, además de unas modificaciones del formalismo, se recomiendan unos valores de consenso de diversos modelos de semillas de I-125 y Pd-103, valores que se han obtenido combinando adecuadamente los estudios publicados experimentales y por Monte Carlo de los diversos modelos de fuentes. En esta publicación se incluye el modelo 6711.

El programa confeccionado se ha realizado como hoja de cálculo Excel (Microsoft). En éste es posible la introducción manual de las coordenadas de las fuentes o aceptar un fichero con las mismas importado del SP, por tanto, se consideran todas las fuentes del implante en sus posiciones. Las coordenadas de los puntos sobre los que se realiza el cálculo se introducen manualmente.

La verificación realiza el cálculo de la dosis absorbida siguiendo el formalismo del TG43 modificado, TG-43 U1<sup>17</sup> (ecuación 1), utilizando los valores de la Constante de Tasa de Dosis ( $\Lambda = 0.965$  cGy/hU), período de semidesintegración ( $T_{1/2} = 59.4$  d) y factor geométrico lineal  $G_L(r, \theta)$  (ecuación 2) recomendados en ese Informe.

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad (1)$$

$$G_p(r, \theta) = r^{-2}$$

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{L \cdot r \cdot \sin \theta}, & \theta \neq 0 \\ (r^2 - L^2/4)^{-1}, & \theta = 0 \end{cases} \quad (2)$$

La función radial de dosis,  $g_L(r)$ , y la función de anisotropía,  $F(r, \theta)$ , también se han tomado de la mencionada publicación<sup>17</sup>. Para evitar las interpolaciones, Furhang y

Anderson<sup>18</sup> propusieron unas funciones de ajuste para reproducir las tablas del TG-43<sup>16</sup> (ecuaciones 3 y 4).

$$F(r, \theta) = 1 - (a + b\theta) \cos(\theta) e^{cr}$$

$$a = a_0 + a_1 r + a_2 r^2 + a_3 r^3 \quad (3)$$

$$b = b_0 + b_1 r + b_2 r^2$$

$$c = c_0 + c_1 r + c_2 r^2$$

$$g(r) = C_1 e^{-\mu_1 r} + C_2 e^{-\mu_2 r} \quad (4)$$

En la hoja de verificaciones independientes confeccionada se han ajustado las funciones de Furhang y Anderson<sup>18</sup> para que reproduzcan los valores tabulados de  $g_L(r)$  y  $F_L(r, \theta)$  en el Informe del TG-43 U1 de 2004 para el caso de la fuente de I-125 modelo 6711. Los parámetros obtenidos son aquellos que hacen mínima la suma de las diferencias cuadráticas de los valores ajustados respecto a los valores tabulados.

En unos trabajos previos de nuestro grupo, se propusieron funciones de ajuste para las fuentes de Ir-192 HDR-PDR<sup>19,20</sup> (ecuaciones 5 y 6). En una segunda versión de la hoja de cálculo objeto de este trabajo, se ha estudiado el uso de las funciones de Lliso et al.<sup>19</sup> en lugar de las de Furhang y Anderson<sup>18</sup>.

$$F(r, \theta) = k(r) + \frac{a(r)(\theta/\pi)^{e(r)}}{1 + b(r)(\theta/\pi)^{e(r)}} + \frac{a'(r)(1 - \theta/\pi)^{e'(r)}}{1 + b'(r)(1 - \theta/\pi)^{e'(r)}} \quad (5)$$

$$k(r) = k_1 r^{k_2} + k_3 r + k_4 \quad a'(r) = a'_1 r^{a'_2} + a'_3 r + a'_4$$

$$a(r) = a_1 r^{a_2} + a_3 r + a_4 \quad b'(r) = b'_1 r^{b'_2} + b'_3 r + b'_4$$

$$b(r) = b_1 r^{b_2} + b_3 r + b_4 \quad e'(r) = e'_1 r^{e'_2} + e'_3 r + e'_4$$

$$e(r) = e_1 r^{e_2} + e_3 r + e_4$$

$$g(r) = \frac{hr^i}{1 + jr^k} \quad (6)$$

En la práctica se importan las coordenadas de todas las fuentes desde el SP y se introducen manualmente las coordenadas de los puntos de cálculo obtenidas mediante el cursor en el SP. Como solución de compromiso, el cálculo se realiza en 3 puntos representativos tanto en volumen como en dosis del implante, los puntos se toman próximos a la base, ápex y zona media respectivamente; así mismo uno se toma en el nivel de dosis de prescripción (145 Gy), y en las zonas de 300 Gy y 100 Gy respectivamente

## Resultados

Los coeficientes obtenidos para las funciones de Furhang y Anderson<sup>18</sup> se presentan en la tabla 1 para la función de anisotropía, y en la tabla 2 para la función radial. Estas funciones reproducen los valores del TG43 U1<sup>17</sup>, obteniéndose un 5% en la media de las desviaciones absolutas observadas para  $F(r,\theta)$  y 1,5% para  $g_L(r)$ , siendo los valores máximos de desviación 20% para  $F(r, \theta)$  y 3% para  $g_L(r)$ .

En la tabla 3 se presentan los coeficientes obtenidos para las funciones propuestas por Lliso et al.<sup>19,20</sup> con las que se obtiene una desviación absoluta media en el valor de  $F(r,\theta)$  del orden del 1% para todos los valores de la tabla (desviación máxima=3%). Para  $g_L(r)$  se obtiene una desviación media del 1,5% para valores de  $r \leq 6$  cm (máxima 5%), los parámetros del ajuste se presentan en la tabla 4.

**Tabla 1. Coeficientes obtenidos en el ajuste de  $g_L(r)$  mediante las expresiones propuestas por Furhang y Anderson**

$i$	$a_i$	$b_i$	$c_i$
0	26,760	-0,37149	-4,6386
1	-83,715	1,1747	1,0004
2	77,851	-1,1540	-0,081974
3	2,0419	...	...

**Tabla 2. Coeficientes obtenidos en el ajuste de  $g_L(r)$  mediante las expresiones propuestas por Furhang y Anderson**

$i$	$c_i$	$\mu_i$
1	1.5884	0.29434
2	-0.52324	1.0484

**Tabla 3. Coeficientes obtenidos en el ajuste de  $F(r,\theta)$  mediante las expresiones propuestas por Lliso et al.**

$i$	$k_i$	$a_i$	$b_i$	$e_i$
1	-0.1059	...	-6.863	1.888
2	-1.043	...	-0.4173	0.04225
3	0.07666	-2.916	-2.373	...
4	-0.06088	38.00	61.19	-0.1043
		$a'_i$	$b'_i$	$e'_i$
1		...	-0.4892	-7.485
2		...	-4.263	-3.068
3		-3.039	1.122	...
4		33.46	63.88	3.767

**Tabla 4. Coeficientes obtenidos en el ajuste de  $g_L(r)$  mediante las expresiones propuestas por Lliso et al.**

h	I	J	K
1.0684	-0.0053883	0.068410	2.0942

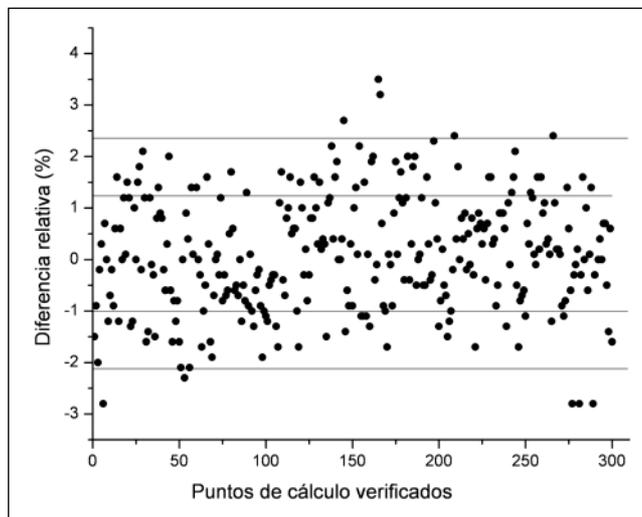


Fig. 1. Diferencias de la verificación independiente respecto al SP para una muestra de 300 puntos.

En cada dosimetría clínica se realiza el cálculo independiente en tres puntos representativos, tanto en dosis total como en situación dentro de la próstata. En la fig. 1 se presentan las diferencias obtenidas entre el programa confeccionado y el SP para los 300 puntos de una muestra de 100 pacientes, para la primera versión del mismo presentado, es decir, en el que se ha aplicado el ajuste de Furhang y Anderson.

El valor observado de la diferencia ha resultado ser de  $0,3 \pm 2,2\%$  ( $k=2$ ) siendo la máxima diferencia 3,5%.

## Discusión

Las diferencias entre los valores de dosis obtenidos con la hoja de verificación independiente confeccionado y el SP vienen motivadas fundamentalmente por la aproximación en el ajuste de la  $F(r,\theta)$  con la función de Furhang y Anderson, aproximación justificable dado el objetivo de esta verificación en aras a la eficiencia en la práctica. Estas diferencias se reducirían si se utilizase el segundo ajuste descrito (ecuaciones 5 y 6), que se ha incorporado en la segunda versión de la misma dado que reproduce con mayor fidelidad los datos tabulados del TG-43 U1<sup>17</sup>.

Dado que el tipo de errores que se desea detectar son los procedentes del SP y a la vista de las desviaciones resultantes en la muestra analizada se ha elegido un nivel de acción para este control en  $\pm 5\%$ .

Estrictamente hablando, el procedimiento implementado no es independiente del SP ya que toma la información de la actividad y de las coordenadas de las fuentes y de los puntos de éste, aunque podría realizarse de manera totalmente independiente. Aún así, pensamos que el método es apropiado para el cumplimiento de las recomendaciones, dadas las características específicas de este tipo de dosimetrías clínicas.

La hoja elaborada es fácilmente extensible a otros SP, por ejemplo al SPOT PRO (Nucletron) en el que es también posible, de manera sencilla, exportar las coordenadas de las fuentes. En el caso de utilizarse con el sistema de carga diferida seedSelectron, dentro del sistema Nucletron FIRST, que utiliza la fuente selectSeed de Isotron, la referencia para obtener los parámetros y funciones del formalismo TG-43 es el trabajo de Karaiskos et al<sup>21</sup>.

En general, el procedimiento de cálculo para las verificaciones independientes puede simplificarse utilizando la aproximación puntual, supuesta también en varios SP, en ella la dosis se obtiene mediante la expresión publicada en el TG-43 U1<sup>17</sup> (ecuación 7). Al no utilizarse  $F(r, \theta)$ ,  $g_L(r)$  y el factor de anisotropía ( $\phi_{an}(r)$ ) pueden ajustarse mediante expresiones polinómicas mucho más simples que en el caso anterior.

$$\dot{D}(r) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (7)$$

## Conclusión

Se ha elaborado una hoja de cálculo para la verificación independiente en los implantes de próstata mediante semillas de I-125. Esta hoja junto con la metodología descrita permite cumplir las recomendaciones de verificación independiente de la dosimetría clínica de manera muy rápida (unos 5 minutos), siendo posible su aplicación en otros SP al contemplado en este trabajo y a otras modalidades de implante en técnicas de tiempo real debido precisamente a su rapidez.

La hoja de cálculo confeccionada está a disposición de los usuarios de este tipo de semillas que la soliciten.

## Agradecimientos

Los autores expresan su agradecimiento a D. Guitarte de Oncura por la ayuda concedida para la presentación de este trabajo.

También agradecen al ITIC del Hospital Clínica Benidorm por la ayuda al grupo de investigación de la Facultad de Física y al Hospital La Fe de Valencia.

Este trabajo se presentó, en su fase inicial, en el XV Congreso Nacional de la Sociedad Española de Física Médica celebrado en Pamplona en 2005.

## Referencias

1. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, et al. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 53. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998; 25: 1773-829.
2. Delgado JM, García Vicente F y Millán Cebrián E. Protocolo para el Control de Calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes. Madrid: SEFM; 2005.
3. Pérez-Calatayud J. Planificación de tratamientos en Braquiterapia. Desarrollo de un sistema automatizado, cálculo de dosis por Monte Carlo y reconstrucción por TAC [tesis Doctoral]. Universidad de Zaragoza, 1998.
4. Yub Y, Anderson LL, Li Z, Mellenberg DE, Nath R, Schell MC et al. Report of the AAPM Task Group No. 64a. Permanent prostate seed implant brachytherapy. *Med Phys* 1999; 26: 2054-76.
5. Venselaar J, Pérez-Calatayud J. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. Brussels: ESTRO; 2004.
6. Nag, S. High Dose Rate Brachytherapy: A Textbook. Library of Congress Cataloging-in-Publication Data. Nag, S., editor. , 1994.
7. Kubo HD. Verification of treatment plans by mathematical formulas for single catheter HDR brachytherapy. *Med Dosimetry* 1992; 17: 151-5.
8. Kubo HD, Chin RB. Simple mathematical formulas for quick-checking of single-catheter high dose rate brachytherapy treatment plans. *Endocurie Hypertherm. Oncol.* 1992; 8: 165-9.
9. Williamson JF, Ezzell GA, Olch AJ, Thomadsen BR. Quality assurance for high dose rate brachytherapy. En *High Dose Rate Brachytherapy: A Textbook*. Edited by S. Nag Futura, Armonk. NY: 1994. pp, 147-212.
10. Venselaar JLM, Bierhuizen HWJ, Klop R. A method to check treatment time calculations in Ir-192 high dose rate volume implants. *Med Phys* 1995; 22: 1499-500.
11. Rogus RD, Smith MJ, Kubo HD. An equation to QA check the total treatment time for single-catheter HDR brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998; 40: 245-8.
12. Thomadsen, B.R. Achieving quality in brachytherapy. Institute of Physics Publishing. Medical Science Series. Bristol and Philadelphia: 2000.
13. ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. Report 38 of ICRU. Bethesda MD: 1985.
14. ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements. Dose and volume specification for reporting interstitial therapy. Report 58 of ICRU. Washington DC: 1997.
15. Nath R, Anderson LL, Meli JA, Olch AJ, Stitt JA, Williamson JF. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. Code of practice for brachytherapy physics. *Med Phys* 1997; 24: 1557-98.
16. Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF, Meigooni AS. Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. *Med Phys* 1995; 22: 209-34.
17. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbot GS, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys* 2004; 31: 633-74.
18. Furhang E, Anderson L. Functional fitting of interstitial brachytherapy dosimetry data recommended by the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *Med Phys* 1999; 26: 153-60.
19. Lliso F, Pérez-Calatayud J, Carmona V, Ballester F, Lluch JL, Serrano MA et al. Fitted dosimetric parameters of high dose-rate <sup>192</sup>Ir sources according to the AAPM TG-43 formalism. *Med Phys* 2001; 28: 654-60. Fe de erratas en: *Med Phys* 2001; 28: 1964.
20. Lliso F, Pérez-Calatayud J, Carmona V, Ballester F, Puchades V, Granero D. Fitted dosimetric parameters of high dose-rate <sup>192</sup>Ir sources according to the AAPM TG-43 formalism. *Med Phys* 2003; 30: 651-4.
21. Karaiskos P, Papagiannis P, Sakelliou L, Anagnostopoulos G, Baltas D. Monte Carlo dosimetry of the selectSeed I-125 interstitial brachytherapy seed. *Med Phys* 2004; 28: 1753-60.

# Métodos de optimización de la actividad a administrar al paciente en estudios de Medicina Nuclear. (Revisión del tema)

M. Pérez Díaz<sup>1</sup>, O. Díaz Rizo<sup>2</sup>, N. Ferrer García<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidad Central de las Villas, Santa Clara, Cuba.

<sup>2</sup>Instituto Superior de Ciencias y Tecnologías Aplicadas, Habana, Cuba.

<sup>3</sup>Hospital Ramón y Cajal, Madrid, España.

## Optimisation methods for the Administered Activity to patients in Nuclear Medicine studies. (Review)

### Introducción

Para optimizar la actividad en estudios de Medicina Nuclear, se debe analizar cómo depende la exactitud del diagnóstico de este parámetro. El problema anterior no ha sido ampliamente abordado en la bibliografía, aunque se refleja en Publicaciones de Organismos Internacionales<sup>1</sup>. Los diferentes centros dosifican según su experiencia\*, valores recogidos en la literatura internacional<sup>2-9</sup> y niveles de referencia recomendados en Normas Internacionales<sup>10</sup>. No obstante, se reportan algunos métodos de optimización, que resultan muy específicos para los diferentes tipos de estudios.

### Metodología y Discusión

#### Métodos de optimización

##### *Descripción de la distribución estadística de actividad que se administra en un territorio*

Este método impone, sobre la base de la regulación, que se reduzcan los valores de actividad a administrar en aquellos lugares donde se sobrepase la actividad media del territorio en un 10% o un 20%. Sin embargo, los especialistas consideran que el mismo resulta un enfoque descriptivo defensivo, que puede prolongar el uso de niveles de actividad altos<sup>11</sup>.

##### *Variación del tiempo de adquisición*

Se estudia cómo la exactitud diagnóstica depende del tiempo de adquisición para un valor fijo de actividad, obteniendo un grupo de imágenes en tiempos mayores y menores que lo usual. Este método es, por lo general, aplicable a estudios estáticos. Fjalling y cols.\*\* han utilizado el mismo para detectar cómo los cambios patológicos pueden ser detectados y evaluados en estudios óseos planares. Las imágenes han sido evaluadas utilizando el análisis ROC<sup>12-14</sup>. Los resultados muestran que existe potencial para reducir las actividades típicas por debajo de los 500 MBq.

##### *Técnicas de filtrado*

En SPECT es usual utilizar, como método de optimización, las técnicas de filtrado de imagen. Starck y Carlsson<sup>15</sup> han utilizado el análisis ROC para estudiar cómo las imágenes filtradas pueden tener igual calidad que las no filtradas que poseen 2 ó 3 veces mayor número de conteos. Para esto se fija una actividad y se adquieren imágenes variando los parámetros del filtro hasta obtener los óptimos.

Luego se fijan estas condiciones y se varía la actividad hasta encontrar el punto óptimo. Este punto se halla a través de análisis ROC, buscando obtener mayores áreas bajo la curva y menores tasas de falsos positivos y negativos. Starck y Carlsson, compararon las imágenes obtenidas con el fantoma de Skretting<sup>16</sup>. El estudio mostró que es posible obtener mejor calidad de imagen con 350 kConteos filtrados con Metz que con 1000 kconteos sin filtrar.

Correspondencia: M. Pérez Díaz. Universidad Central de las Villas. Centro de Estudios de la Electrónica y las Tecnologías de la Información. Carretera a Camajuani, km 5,5. Santa Clara 54830. Villa Clara. Cuba.

E-mail: mperez@uclv.edu.cu

Fecha de recepción: 14-12-2005.

Fecha de aceptación: 19-4-2006.

\* Borrón M. Procedimientos diagnósticos en Medicina Nuclear. INOR, Ciudad de la Habana: Publicación del MINSAP; 1988.

\*\* Fjalling M, Forssell A, Grétarsdóttir J, Jacobsson L. Personal Communication. Sahlgrenska University Hospital, SE-413 45 Goteborg, Sweden, 1997

La limitación de este método consiste en que la reducción del ruido estadístico se realiza, para la mayoría de los filtros, a expensas de reducir la resolución espacial<sup>17</sup>.

### ***Estatura, Peso o Superficie corporal***

Para el caso del SPECT en niños, es común dosificar / optimizar de acuerdo con parámetros físicos del paciente, asumiéndose las siguientes variantes:

$$A_{\text{niño}} = (\text{Superficie corporal} / 1,73 \text{ (m}^2\text{)}) \times A_{\text{adulto}} \quad (1)$$

$$A_{\text{niño}} = (\text{Peso Corporal} / 70 \text{ (kg)}) \times A_{\text{adulto}} \quad (2)$$

$$A_{\text{niño}} = (\text{Estatura} / 1,74 \text{ (cm)}) \times A_{\text{adulto}} \quad (3)$$

### ***Modelos matemáticos***

Vestergren y cols. desarrollaron un método de optimización basado en un modelo matemático<sup>18</sup> para HMPAO-<sup>99m</sup>Tc en estudios con niños. El método fue comprobado variando el rango de actividad entre 93 y 975 MBq y comparando el modelo con los resultados de las ecuaciones anteriores. El resultado fue que dosificar según el peso corporal garantiza los menores valores de actividad, con igual calidad de imagen para niños de todas las edades. Sin embargo, para gammagrafía con DMSA -<sup>99m</sup>Tc<sup>19</sup>, el modelo funcionó mejor. El método de dosificación según la superficie corporal ofreció similares resultados al modelo con la ventaja de resultar de aplicación más fácil.

Horgan y cols.<sup>20</sup> desarrollaron un modelo biocinético para el cálculo del acúmulo de hippurán en riñón, el cual fue ajustado por Vestergren y cols.<sup>21</sup> para el MAG-3-<sup>99m</sup>Tc. En este caso se realizaron 27 estudios con niños a los cuales se les administró entre 16 y 63 MBq. Se calculó la Función Renal Relativa (FRR) por 4 métodos diferentes<sup>21,22</sup> a partir de los renogramas de los pacientes y compararon los valores de su estimación con los obtenidos para la tasa de conteos a los 2 minutos p.i. Este valor fue correctamente predicho por el modelo, asumiéndose dicho modelo, como correcto para propósitos de optimización de actividad.

Este método tiene como desventaja que requiere de un modelo matemático específico para cada tipo de estudio y cada tipo de radiofármaco. Es además, dependiente de la sensibilidad de la cámara gamma y de las características físico-metabólicas del paciente.

### ***Simulación matemática***

Moonen y Jacobsson<sup>23</sup> han utilizado curvas de actividad contra tiempo previamente limpiadas de ruido y ordenadas según una escala de actividad de MAG 3 - <sup>99m</sup>Tc y DTPA -<sup>99m</sup>Tc. Posteriormente generaron 500 grupos de curvas para cada valor de actividad y cada paciente añadiéndole ruido estadístico aleatorio. Determinaron la FRR y su error de estimación por los 4 métodos descritos por Vestergren et al<sup>21</sup> y Rutlaud et al<sup>22</sup>. La conclusión fue que es suficiente

administrar 50 MBq de DTPA - <sup>99m</sup>Tc o 45 MBq MAG 3 - <sup>99m</sup>Tc en lugar de los 100 MBq, ampliamente utilizados hoy en todo el mundo, para valorar la FRR.

### ***Técnicas de clustering y análisis discriminante***

Actualmente existe un incremento de la popularidad en las predicciones médicas utilizando las puntuaciones y probabilidades derivadas de técnicas estadísticas como las de *clustering* y el análisis discriminante. Este método propone que a partir de medir parámetros físico-médicos en las imágenes, se determinen *clusters* con calidad de imagen diferenciada. Se aplica análisis discriminante para determinar entre todas las variables físico-médicas estudiadas, cuáles son las que determinan las diferencias y se establece, como criterio de optimización, la menor actividad para el cual los parámetros seleccionados pertenecen al *cluster* de mayor calidad de imagen.

Haciendo uso de estas técnicas Pérez-Díaz y cols. han obtenido valores de actividad optimizados para el equipamiento y fármacos disponibles, en estudios óseos (430 MBq de MDP-Tc<sup>99m</sup>)<sup>24,25</sup>, estudios de gammagrafía renal (70 MBq de DMSA-Tc<sup>99m</sup>)<sup>26</sup> y estudios dinámicos de ventriculografía en reposo (800 MBq de Tc<sup>99m</sup>)<sup>27</sup> y de renografía nuclear (45 MBq de MAG 3-Tc<sup>99m</sup>)<sup>28</sup>.

La limitación del método discriminante consiste en que sólo puede ser aplicado para discriminar entre un máximo de tres grupos, al tener limitado el número de funciones matemáticas a construir. Tampoco permite lograr valores de actividad optimizada como interpolación de los valores probados.

### ***A partir de medir parámetros físicos***

Aunque en tecnología PET se utilizan actividades muy bajas, debido a la alta calidad de imagen posible de lograr por la alta sensibilidad, el alto contraste y la mejor resolución espacial que se obtiene respecto a SPECT<sup>15</sup>, se han realizado intentos por optimizar la actividad inyectada, a partir de maximizar parámetros físicos, por ejemplo, la Tasa de Conteo Equivalente a Ruido (TCER)<sup>29</sup>. El estudio consistió en medir dicho parámetro en imágenes 18F-FDG, obtenidas con un maniquí antropomórfico y correlacionar los resultados con mediciones de esta tasa en imágenes análogas de pacientes. El resultado obtenido fue que se maximiza la TCER cuando se dosifica siguiendo el índice de masa del paciente, utilizando adquisición 3D.

### ***Dosificación a nivel internacional***

Si se realiza un análisis de cómo se comporta la dosificación de actividad a nivel internacional, se aprecia que:

- Se reportan muy pocos valores optimizados.

• Los niveles de referencia recomendados por el OIEA<sup>10</sup> son sobrepasados.

• No existe armonía en cuanto a la dosificación ni a nivel internacional ni dentro de un mismo país<sup>11</sup>.

Las tablas 1 y 2 ofrecen evidencias de lo anterior.

En Medicina Nuclear puede considerarse que la dosis de radiación que se utiliza es baja (unos pocos mSv). Sin embargo, a partir del modelo de predicción del riesgo radiológico<sup>1</sup>, Vestergren y cols.<sup>\*\*\*</sup> muestran que 5 mSv de dosis efectiva son suficientes para provocar el riesgo de inducir algún tipo de cáncer fatal

en el 0,025% de los pacientes expuestos; es decir, que con los actuales valores medios de actividad, 1 de cada 4.000 exámenes pueden inducir un cáncer fatal en adultos y 1 de cada 2.500 en niños. Se justifica entonces, realizar estudios de optimización de la actividad, buscando una adecuada relación de compromiso entre calidad de imagen y protección radiológica del paciente.

\*\*\*Vestergren E. PhD Thesis. Administered radiopharmaceutical activity and radiation dosimetry in paediatric nuclear medicine: Department of Radiation Physics: Gotemburgo University; Sweden; 1998

**Tabla 1. Valores de actividad administrados en algunos procedimientos de Medicina Nuclear (Suecia, IAEA, ARSAC y optimizados)<sup>12</sup>**

Examen	Radifármaco	Valor Medio (MBq)	Valor Máximo (MBq)	Nivel de Referencia AIEA (MBq)	ARSAC (MBq)	Optimizado (MBq)
Óseo planar	MDP- <sup>99m</sup> Tc	450	826	600	600	200-400
Cerebro	HMPAO- <sup>99m</sup> Tc	930	1100	500	500	No existe
Renal morfológico	DMSA- <sup>99m</sup> Tc	49	200	160	80	No existe
Renografía	MAG-3- <sup>99m</sup> Tc	90	1000	100	100	45
	DTPA- <sup>99m</sup> Tc	125	1000	350	300	50
Ventriculografía en reposo	Células rojas- <sup>99m</sup> Tc	687	1000	800	800	No existe
Perfusión miocárdica	MIBI- <sup>99m</sup> Tc	829	1650	-	400	No existe
	Ion- <sup>201</sup> Tl	81	180	100	80	No existe
Tiroide	Pertechnetate- <sup>99m</sup> Tc	120	400	200	80	No existe
	Ioduro- <sup>131</sup> I	3	111	-	-	No existe
Perfusión pulmonar	MAA- <sup>99m</sup> Tc	106	1000	200	200	No existe
Ventilación pulmonar	Aerosol- <sup>99m</sup> Tc	232	2000	80	80	No existe

**Tabla 2. Valores medios de actividad administrados en algunos procedimientos de Medicina Nuclear en diversos países (MBq)**

Países	Gammagrafía Osea (MDP- <sup>99m</sup> Tc)	SPECT cerebral HMPAO- <sup>99m</sup> Tc	Gammagrafía renal DMSA - <sup>99m</sup> Tc	Renografía MAG 3 - <sup>99m</sup> Tc	Ventriculografía nuclear en reposo ( <sup>99m</sup> Tc)
Estados Unidos	740	660	100	100	925
Finlandia	610	600	110	110	570
Holanda	500	500	150	100	500
España	740-1110	925	100	100	500
Brasil	1016	1000	234	343 (DTPA)	589
Alemania	700	500	70	100	600
Cuba	740	1000	185	100	925
Reino Unido	600	700	80	100	800
Francia	740	750	200	280	-
Portugal	-	600	111	111	-
Italia	-	740	185	100	-

## Referencias

1. ICRP. Publicación 60. Recommendations of the ICRP. Pergamon Press, Vienna, 1990.
2. Sociedad Española de Protección Radiológica. Procedimientos de Medicina Nuclear. Rev Esp Med Nucl 1999;18: 69-71.
3. ARSAC: Notes for Guidelines on the Administration of Radioactive Substances to Persons for Purposes of Diagnosis, Treatment and Research, London, ARSAC, 1993.
4. The Medical Exposure Directive (97/43). List of administered activities used in nuclear medicine practice in the Member States: EURATOM; 1994.
5. Shore R, Hendee W. Radiopharmaceutical Dosage Selection for Nuclear Medicine. J Nuc Med 1986; 27: 287-98.
6. Itoh K, Tskamoto E, Kakizaki H, Nonomura K, Koyanagi T, Furu-date M et al. Phase II of Tc-99m-MAG3 in Patients with Nephrourologic Diseases. Clin Nuc Med 1993;18: 387-93.
7. Moonen M, Jacobsson L, Granerus G, Friberg P, Volkman R. Determination of Split Renal Function from Gamma Camera Renography: A Study of Three Methods. Nuc Med Commun 1994;15: 704-11.
8. Podreka T, Suess E, Goldenberg G. Initial Experience with Technetium-99m HM-PAO Brain SPECT. J Nuc Med 1987;28: 191-202.
9. Castro-Beiras JM. Avances en Medicina Nuclear y Calidad Científico-Técnica: Comunidad de Madrid; Consejería de Sanidad; 2002.
10. Colección de Seguridad 115. Norma Internacional Básica de Protección contra la Radiación Ionizante y de Seguridad de las Fuentes de Radiación. Viena: IAEA; 1994.
11. Mattsson S, Jacobsson L, Vestergreen E. The Basic Principles in Assessment and Selection of Reference Doses: Considerations in Nuclear Medicine. Rad Prot Dosim 1998;80: 23-27.
12. Metz C. Basic principles of ROC analysis. Semin Nuc Med 1978;8: 283-98.
13. Hanley J, McNeil B. The Meaning and Use of the Area under a Receiver Operating Characteristic (ROC) Curve. Radiology 1982;143: 29-36.
14. Martínez-Castrillo, J, Orensanz L, Somoza E. Optimización de una prueba diagnóstica mediante la utilización del análisis 'receiver operating characteristic' y de la teoría de la información. Rev Neurol 1996;24: 412-16.
15. Starck S, Carlsson S. Digital filtering of bone scans: An ROC study. Nuc Med Comun 1997;18: 98-104.
16. Skretting A, Strandmyr E, Lindegaard M. A Norwegian Nationwide Quality Assurance Project in Nuclear Medicine: Total Performance in Bone Scintigraphy Measured with a New Transmission Phantom. Eu J Nuc Med 1990;17: 10-14.
17. Levi M. Tomografía en Medicina Nuclear. Comité de Instrumentación y Garantía de Calidad del ALASBIMN; Argentina; 1999.
18. Vestergren E, Jacobsson L, Bjure J, Mattsson S. Radiopharmaceutical Dosage of 99mTc-HMPAO for Cerebral Blood Flow SPECT Studies in Children. Nuc Med Commun 1996; 17: 423-29.
19. Vestergren E, Jacobsson L, Lind A, Sixt R, Mattson S. Administered Activity of Tc-99m-DMSA for Kidney Scintigraphy in Children. Nuc Med Commun 1998;19: 695-701.
20. Horgan J, Meade R, Madden J, Torzala T. Digital computer simulation study of the Radio-Hippuran renogram. J Appl Radiat Isot 1967;18: 797-808.
21. Vestergren E, Jacobsson L, Moonen M, Eklund I, Sixt R, Mattsson S. Administered Activity of 99mTc-MAG-3 for Gamma Camera Renography in Children. Nuc Med Commun 1999;20: 799-806.
22. Rutland M. A comprehensive analysis of renal studies. Theory and normal values. Nuc Med Commun 1985;6: 11-20.
23. Moonen M, Jacobsson L. Effect of Administered Activity on Precision in the Assessment of Renal Function using Gamma Camera Renography. Nuc Med Commun 1997;18: 346-51.
24. Perez M, Quevedo J, Diaz O, Dopico H, Estevez E, Viamonte A, Cabrera O. Administered Activity Optimization in Skeletal Scanning using MDP labeled 99mTc. ALASBIMN Journal. 2002; 4 (16).
25. Pérez M, Díaz O, Estévez A, Dopico R, Cabrera O. Optimización de la actividad a administrar en estudios de extremidades óseas empleando MDP-99mTc. ALASBIMN Journal 2003; 5 (20).
26. Perez M, Diaz O, Dopico R., Estevez E. Administered Activity Optimization in Renal Scintigraphy with DMSA - 99mTc. ALASBIMN Journal 2003; 5 (20).
27. Perez M, Quevedo J, Ponce F, Diaz O. Administered activity optimisation in patients studied by equilibrium gated radionuclide ventriculography using pyrophosphate and Tc-99m. Nuc Med Commun 2002; 23: 437-52.
28. Perez M, Estevez E, Diaz O, Roque R, Hernandez C. Administered Activity optimization in 99mTc-MAG3 Renography for Adults. J Nucl Med Technol 2003;31: 206-09.
29. Lartzien C, Comtat C, Kinahan P, Ferreira N, Bendriem B, Trebossen R. Optimization of injected dose based on noise equivalent count rates for 2- and 3-dimensional whole-body PET. J Nucl Med 2002;43: 1268-78.

## Otros elementos de seguridad y protección radiológica en una instalación de braquiterapia de alta tasa de dosis

M. Sáez Beltrán, R. Sánchez Casanueva, F. Fayos Ferrer, A. Pozuelo Herrera  
J. Gutiérrez Sárraga, G. Rey Portolés, M. Naveros Pimentel\*

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Ruber Internacional. Madrid. \*Servicio Técnico de Nucletron S.A.

### Other radiation protection and security elements in a high dose rate brachytherapy facility

#### Introducción y métodos

En braquiterapia de alta tasa de dosis es necesaria la existencia de un plan de emergencia que, en caso de accidente con rescate de emergencia, minimice la exposición del paciente y del personal que en él participa, y que finalice con la fuente en un lugar seguro y el paciente a salvo fuera del área de tratamiento. Durante una emergencia el paciente es siempre la persona más expuesta por lo que la velocidad de actuación es un factor fundamental<sup>1</sup>.

En una unidad de radioterapia con alta rotación laboral es difícil inculcar en la práctica los principios mínimos de seguridad a técnicos de radioterapia de nueva incorporación, generalmente gente joven sin experiencia previa en braquiterapia de alta tasa de dosis. Para suplir esta carencia se realizan simulacros periódicamente, uno al año como mínimo, y siempre que hay una nueva incorporación antes de trabajar en braquiterapia. Aún siendo entrenados en procedimientos de emergencia, no poseen medios para estimar ni tiempos ni distancias de seguridad. También la dosis recibida por el personal expuesto es un motivo de preocupación que frecuentemente se plantea durante los simulacros del procedimiento de emergencia y ha sido evaluada en la literatura para otras instalaciones<sup>2</sup>. Para que el plan de emergencia se ejecute con la mayor celeridad posible se debe especificar claramente cuál es la cadena de responsabilidades<sup>1, 3-5</sup>.

Las recomendaciones para planificar una situación de emergencia es tomar siempre la peor de las situaciones posibles<sup>1</sup>. Si bien la probabilidad de una emergencia a oscuras es *a priori* muy baja, durante los simulacros de los procedimientos de emergencia considerando el caso de desabastecimiento de electricidad se puso de manifiesto la dificultad de distinguir de forma rápida, incluso con la luz de emergencia encendida, la uni-

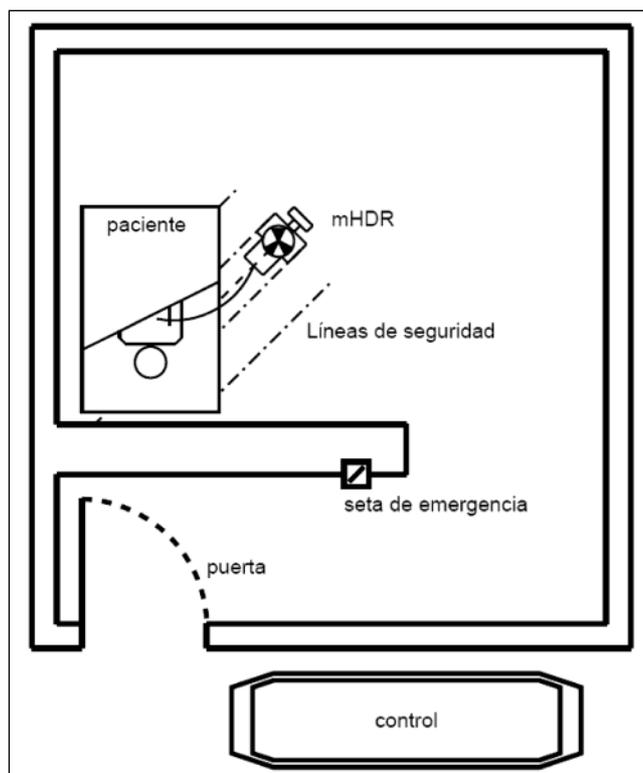


Fig. 1. Esquema de la instalación. No está a escala. Medidas no utilizables para cálculo de barreras.

Correspondencia: M. Sáez Beltrán Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Ruber Internacional. C/ La Masó 38. 28034 Mirasierra. Madrid.

E-mail: radiofisica@ruberinternacional.es

Fecha de recepción: 5-1-2006.

Fecha de aceptación: 21-4-2006.

dad de tratamiento, el paciente, y los tubos de transferencia, haciéndose mucho más lenta la ejecución del rescate.

Para el desarrollo del programa ALARA<sup>6</sup>, a continuación mostramos las soluciones sencillas adoptadas en nuestra institución para solventar estos temas de entrenamiento y seguridad.

La instalación de braquiterapia se esquematiza en la fig. 1. La distancia total aproximada que debe recorrer el agente de rescate hasta la manivela de retracción manual es de aproximadamente 7,5 metros.

### Líneas de seguridad

De acuerdo con el RD 485/1997<sup>7</sup>, para que los agentes de rescate tengan una referencia visual de seguridad frente a la radiación se trazó en el suelo con cinta aislante de color, a ambos lados de la línea de tratamiento, dos líneas que indican los límites de distancia a los cuales, estando un determinado tiempo en condiciones de tasa máxima, no se iban a superar ciertos límites de dosis. La línea de tratamiento (línea roja, fig. 2), es donde se ins-



Fig. 2. Detalle de la instalación. La línea roja es la línea de tratamiento, la amarilla y verde corresponden respectivamente a 1/3 y 1/20 del límite de dosis anual cuando la fuente posee 10 Ci. La línea blanca indica, debido al diseño del bunker, el límite del área donde se debe situar la unidad de tratamiento.

truye al operador para que coloque al paciente y a la unidad de tratamiento (fig. 1).

Se calculó mediante la aproximación de fuente puntual la distancia mínima a partir de la cual, con actividad máxima de 370 Gbq y durante 1 min, se sobrepasa la dosis de 1 mSv y 6 mSv, que corresponden aproximadamente a 1/20 y 1/3 de los límites anuales de dosis para trabajadores expuestos. Se obtienen las distancias de 88 cm (línea verde) y 36 cm (línea amarilla) respectivamente. A estas distancias se les añade como seguridad 5 cm más por la incertidumbre de posicionamiento de la unidad.

Como los catéteres y los tubos de transferencia son opacos no se tiene información visual de dónde se puede encontrar la fuente a lo largo de su recorrido, por lo que se consideró que la fuente se podría situar en cualquier punto a lo largo de una línea recta.

Se estimó un tiempo máximo de exposición a la fuente radioactiva en la retracción manual de 1 min. Se midió mediante dosimetría de termoluminiscencia (TLD) cuál es la dosis recibida durante 1 min. para cada una de las distancias de seguridad.

Se utilizaron los valores de tasa de kerma en aire de Prodeixa y Suess<sup>8</sup> para evaluar la dosis recibida durante el tiempo típico de rescate, al ser las distancias similares al de nuestra instalación. Se tomó el máximo de la tasa de dosis en cada uno de los tramos que se recorren, resultando así una estimación al alza de la dosis recibida. El tiempo típico necesario para recorrer cada tramo se obtuvo de los simulacros de emergencia.

### Señales fosforescentes

Según Castro-Beiras<sup>9</sup> se establece que en caso de falta de iluminación se debe usar un sistema fosforescente de señalizaciones que indique el emplazamiento de dispositivos y vías de evacuación. Las señales han de situarse preferentemente a la altura de la visión, en el suelo o en la parte baja de las paredes. En las puertas deberá señalarse el área próxima a los mecanismos de apertura.

Se utilizó material fosforescente en forma de tiras de plástico tricapa<sup>9</sup> en forma de cinco figuras básicas.

- Semicírculos ( $10 \times 5 \text{ cm}^2$ ). Para indicar la posición y orientación de dónde pueda estar la fuente radioactiva, como la propia unidad de tratamiento microselectron HDR o el contenedor de emergencia (figs. 3 y 4).
- Tiras ( $5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ ). Para indicar y localizar el indicador de la unidad (fig. 3).
- Puntos ( $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ ). Sobre la manivela dorada de emergencia (fig. 3).
- Flechas ( $6,5 \times 5 \text{ cm}^2$ ). Bien para indicar la salida, el pulsador de emergencia del laberinto, o el manillar interior de la puerta plomada de salida (fig. 5).

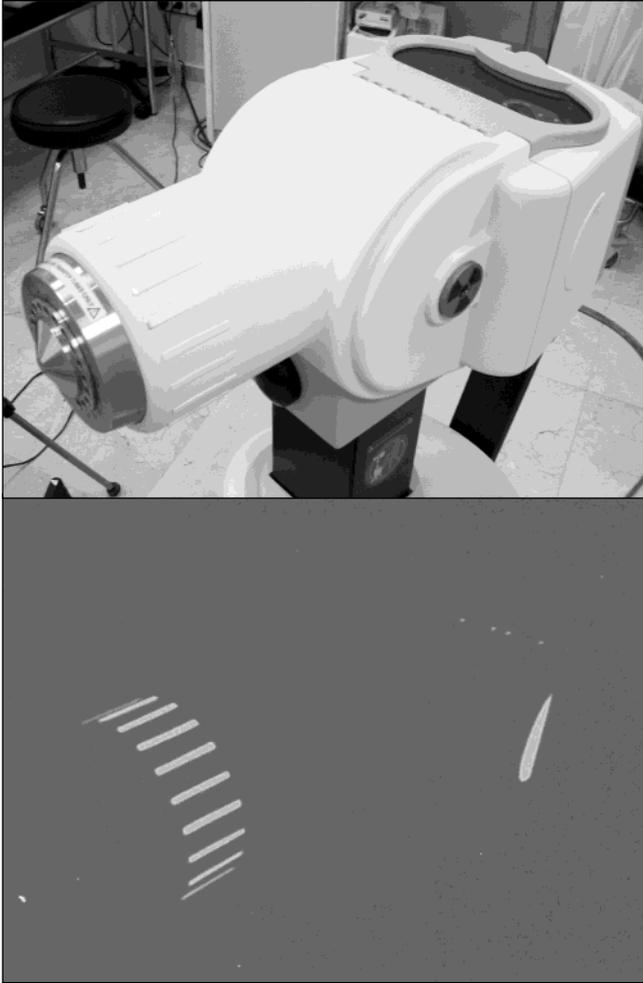


Fig. 3. Detalle de semicírculos, tiras y puntos fosforescentes.

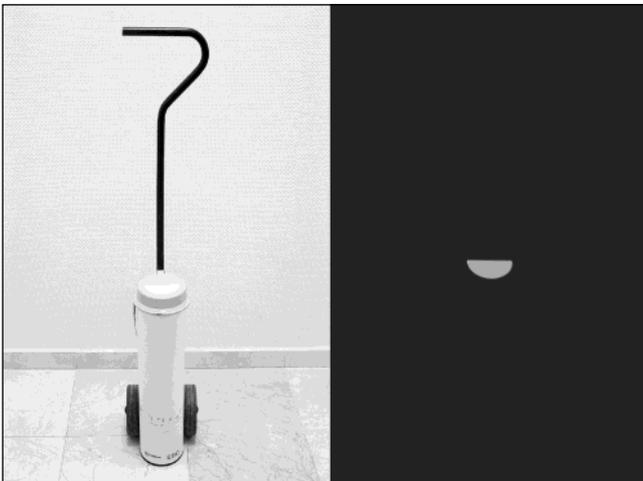


Fig. 4. Detalle de semicírculo fosforescente sobre contenedor de emergencia.

- Triángulos ( $2 \times 1 \text{ cm}^2$ ). Para indicar los límites de elementos móviles o la localización de los botones de los pulsadores de emergencia (fig. 5).

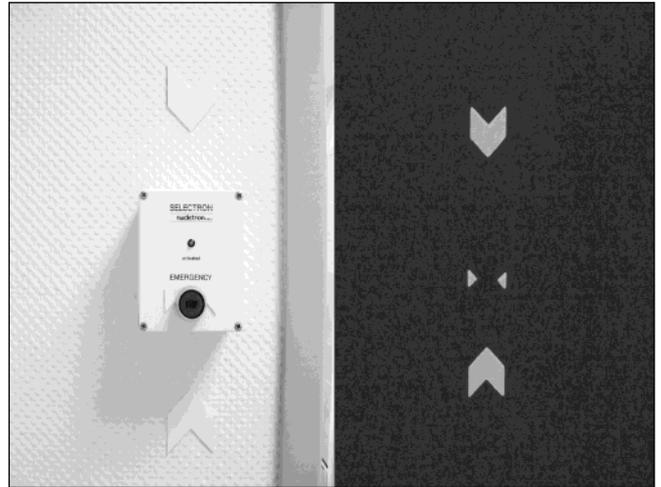


Fig. 5. Detalle de flechas y triángulos fosforescentes en pulsador de emergencia.

El coste total de los materiales empleados no superó los 30 euros.

#### *Agente de rescate*

En el procedimiento de emergencia de la instalación se introdujo la figura de agente de rescate con el objetivo de no trasladar la jerarquía hospitalaria también al procedimiento de emergencia:

*Cualquier trabajador expuesto (operador o supervisor) y entrenado en HDR, cuya misión es actuar para la retracción de la fuente y evacuar al paciente de la sala.*

Así toda persona con la formación adecuada es igualmente válida para proceder al rescate, desapareciendo así la cuestión de quién debe entrar primero. Se considera que el personal femenino en estado de gestación está descartado como agente de rescate y en cualquier tarea relacionada con braquiterapia de alta tasa de dosis.

#### *Simulacros*

Se efectuaron simulacros de emergencia con trabajadores que ya habían participado en otros simulacros, antes y después de la colocación de los elementos fosforescentes. Se debía efectuar la retracción mediante la manivela de emergencia con la sala desprovista de luz, ni siquiera contando con la luz de emergencia indicadora de la salida. Después de la colocación de los elementos fosforescentes se hizo la misma simulación con las mismas personas, mediando 8 meses entre ambos simulacros. Se realizó una encuesta voluntaria entre los participantes acerca de la satisfacción y la seguridad de las marcas en el suelo y las fosforescentes después de su implantación, con un espacio muestral de 11 personas.

## Resultados

En promedio la mejora respecto al primer ejercicio fue de 13 s, con menor dispersión en los tiempos y prácticamente disminuyendo a la mitad el tiempo máximo empleado (tabla 1).

**Tabla 1. Duración del simulacro de retracción antes y después de la colocación de los elementos**

Parámetros	Simulacro antes	Simulacro después
	Tiempo (s)	
Tiempo Mínimo	16	18
Tiempo Máximo	70	36
Tiempo promedio (k=1)	38 ± 17	25 ± 6

En la evaluación de la dosis recibida en un minuto por los TLD se obtuvo para las distancias de 36 cm y 88 cm respectivamente 2,79 mSv y 0,98 mSv de dosis profunda, y 3,65 mSv y 0,96 mSv de dosis superficial, efectivamente por debajo de la dosis calculada.

La estimación de la dosis recibida por un agente de rescate con un tiempo total típico de actuación de 19 s resultó en 0,09 mSv, por debajo de los límites de dosis anuales.

Sobre la encuesta después del simulacro, un 100% consideró que el simulacro estaba bien preparado, un 100% que la información sobre seguridad era suficiente y también un 100% que era útil. Un 18% no tuvo clara la cadena de responsabilidad, un 28% consideró que había aspectos de seguridad que eran mejorables, un 54% consideró que había aprendido con el simulacro y un 56% no había entendido alguno de los aspectos.

## Discusión y Conclusiones

Según la Instrucción Técnica Complementaria para Baja Tensión<sup>10,11</sup> el alumbrado de evacuación debe proporcionar una iluminancia horizontal mínima de 1 lux. Como quedó demostrado en los simulacros, durante el proceso de rescate el ojo humano no es capaz de adaptarse con la suficiente rapidez a esta iluminación como para llevar a cabo la retracción de la fuente de una forma eficiente. Se indica también que en zonas de alto riesgo el alumbrado de evacuación debe proporcionar una iluminancia mínima de 15 lux o el 10% de la iluminancia normal. Por las características de la alta tasa de dosis se debiera tomar este tipo de instalaciones de braquiterapia como de alto riesgo, debiendo ser obligatorio el uso de iluminación de emergencia de 15 lux. Aunque esta iluminación pueda ser suficiente, las señales fosforescentes proporcionan además una pauta de acción remarcando cada uno de los elementos de seguridad presentes dentro de la ins-

talación, que de otra forma pasarían inadvertidos durante una emergencia.

En caso de que la retracción manual fallase se debe proceder al rescate del paciente mediante la retirada del aplicador con fuente incluida. Esta operación debe ser ejecutada por la misma persona que efectuó el implante y sólo él, es decir, el oncólogo radioterapeuta<sup>1</sup>. Quedaría en sus manos la realización de simulacros periódicos de retirada de los diferentes aplicadores. Al contrario de lo indicado por Cecilio y cols<sup>12</sup>, es importante instruir al médico para que bajo ningún motivo se corte ni el aplicador ni el tubo de transferencia por el riesgo de cortar o extraviar la fuente radioactiva.

Según se desprende de la encuesta no todo el personal involucrado está lo suficientemente preparado para situaciones de emergencia. La realización periódica de los simulacros debe constituirse como la mejor herramienta de instrucción en situaciones de emergencia en braquiterapia de alta tasa de dosis.

## Agradecimientos

Agradecemos al jefe del Servicio de Mantenimiento D. Ángel López San Felipe por proporcionar el material, y al arquitecto D. José Luis Navares por proporcionar la normativa<sup>9</sup>.

## Referencias

- Emergency Rescue in Accidents with HDR Afterloading Units. *Strahlenther Onkol* 1999; 175: 524-529
- García A, Ruiz P, Rivas M<sup>a</sup> A, Hernández A. Lozano FJ. Diseño de un Plan de Emergencia en una unidad de Braquiterapia de Alta Tasa. *RADIOPROTECCIÓN* 2002;33(IX)
- Implementation of microsource high dose rate (mHDR) brachytherapy in developing countries. IAEA-TEC-DOC-1257. November 2001. International Atomic Energy Agency.
- Design and implementation of a radiotherapy programme: clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects. IAEA-TEC-DOC-1257. September 1998. International Atomic Energy Agency.
- High dose-rate brachytherapy treatment delivery: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 59.
- Council Directive 96/29/EURATOM Laying down the basic safety standards for the protection of health workers and the general public against dangers arising from ionizing radiation. *Official Journal of the European Communities* L159, 29/6/96: 1.
- Real Decreto 485/1997, BOE 23 de abril de 1997, sobre disposiciones mínimas en materia de señalización de seguridad y salud en el trabajo.
- Pérez-Calatayud J, Granero D, Ballester F, Casal E, Crispin V, Puchades V, et al. Monte Carlo evaluation of kerma in an HDR brachytherapy bunker. *Physics in Medicine and Biology* 2004;49:389.
- UNE 23035-3:1999, 23035-4:1999, Protección contra incendios, Tomo 1, 4<sup>a</sup> edición; AENOR.
- Instrucción Técnica Complementaria para Baja Tensión: ITC-BT-28 Instalaciones en locales de pública concurrencia, del Reglamento electrotécnico para baja tensión. [http://www.mtas.es/insht/legislacion/RD/itc\\_bt\\_28.htm](http://www.mtas.es/insht/legislacion/RD/itc_bt_28.htm).
- UNE-EN 60598-2-22. Luminaria para alumbrado de emergencia.
- Cecilio PJ. Emergências em braquiterapia de alta taxa de dose: manual de conduta. *Radiol Bras* 2001; 34:39-43.

**Informe sobre el curso “Fundamentos de Física Médica”**

Durante los días 30 de enero al 17 de febrero de 2006, tuvo lugar la segunda edición del curso "Fundamentos de Física Médica". Se celebró, al igual que la edición anterior, en la Sede Antonio Machado de la Universidad Internacional de Andalucía (UNIA), situada en Baeza (Jaén).

A la belleza natural del paisaje de esta parte de la tierra andaluza, proporcionada por los extensos campos de olivos, el olor característico de las almazaras que flota en el ambiente, cabe añadir la belleza arquitectónica del Palacio de Jabalquinto, sede actual de la UNIA en Baeza. Este año, además, Baeza nos acogió bajo un espeso manto de nieve a los que llegamos para los primeros días del curso, lo que confirió un aire algo distinto a la estancia.

El curso, de tres semanas de duración, se estructura en 8 módulos distintos, que pueden seguirse todos en un mismo año, u optar por hacerlos en dos años. Cada uno de los módulos tiene una carga lectiva de entre 14 y 20 horas. Una de las novedades de esta edición fue que, por exigencia de la UNIA, las clases tuvieron que impartirse de lunes a viernes sin poder utilizar la mañana del sábado, como se hizo en la edición anterior, lo que obligó a estructurar las horas lectivas impartidas cada día, en algunos de los módulos.

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

Módulo 1: Medida de la radiación. Director: Antonio Brosed.

Módulo 2: Bases físicas, equipos y control de calidad en radiodiagnóstico. Director: Xavier Pifarré.

Módulo 3: Bases físicas, equipos y control de calidad en radioterapia externa (I). Directores: Araceli Hernández y M. Cruz Lizuaín.

Módulo 4: Bases físicas, equipos y control de calidad en radioterapia externa (II). Director: Ester Millán.

Módulo 5: Bases físicas, equipos y control de calidad en Braquiterapia. Director: José Pérez Calatayud.

Módulo 6: Bases físicas, equipos y control de calidad en Medicina Nuclear. Director: Rafael Puchal.

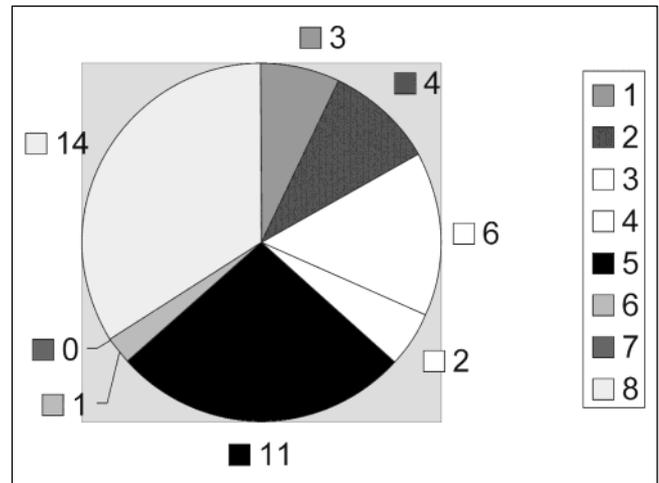
Módulo 7: Funciones del Radiofísico en la Protección Radiológica Hospitalaria. Director: M. Cruz Paredes.

Módulo 8: Oncología básica para Radiofísicos y principios de Oncología. Director: Damián Guirado.

El número total de alumnos matriculados al curso fue de 56, de los cuales, 41 residentes en Radiofísica Hospitalaria. Los 15 restantes provenían de otros campos como la Universidad, empresas, etc. algunos de ellos venidos incluso desde Portugal. Respecto a los 41 alumnos residentes provenían de 26 Unidades Docentes (sólo 2 Unidades Docentes no estuvieron representadas en esta edición).

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

Número de módulos	Número de alumnos	%
1	3	7%
2	4	10%
3	6	15%
4	2	5%
5	11	27%
6	1	2%
7	0	0%
8	14	34%
Total	41	100%



En donde puede observarse que el porcentaje más elevado corresponde a los residentes que asistieron a todos los módulos (14 en total), seguido de los que asistieron a 5 módulos (que corresponde a 2 semanas), y que son 11.

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

Módulo	1	2	3	4	5	6	7	8
Alumnos	35	30	32	32	35	27	26	27

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

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

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

### 1. Aprovechamiento del curso

Este primer apartado consta de las siguientes preguntas:

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

### 2. Organización del curso

Este apartado consta de las siguientes preguntas:

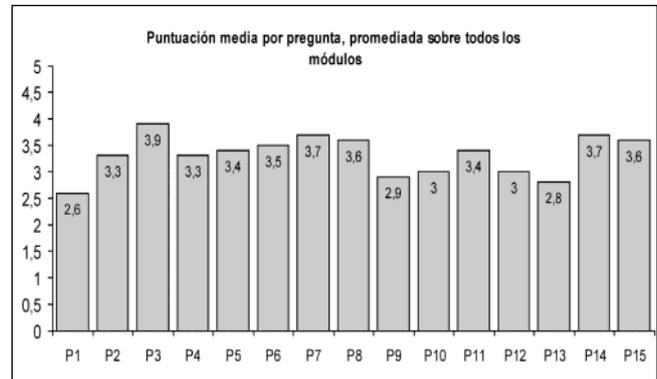
- P9: Valore la información previa que recibió sobre este curso.  
 P10: Valore la ayuda que ha recibido por parte de la organización para la inscripción y asistencia a este curso.  
 P11: Valore el lugar donde se ha realizado el curso y los medios técnicos empleados.  
 P12: Valore el desarrollo del programa (horario, ritmo de las clases, etc).

P13: ¿Cree que la duración del curso es adecuada?

P14: Valore la documentación que ha recibido.

P15: Valore la labor de dirección de este curso.

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



### 3. Valoración de los profesores

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

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

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

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

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

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

Lo que más ha gustado del curso:

- Documentación de alta calidad. Muchas referencias bibliográficas.
- La profesionalidad de los profesores.
- El contenido teórico y las referencias utilizadas.
- El lugar donde se ha realizado.
- La claridad de las exposiciones.
- Ejemplos prácticos.
- Preparación de los temas tratados.
- La parte de legislación (Módulo de PR) se ha planteado bien y ha resultado amena.

Lo que menos ha gustado:

- La falta de calefacción en el aula.
- La densidad del curso es muy alta.
- El horario. Excesivas horas por día.
- No se han seguido los horarios.
- La calidad de la impresión del documento (en alguno de los módulos).
- Es muy denso y no se asimila bien.

Lo que añadirían:

- Tiempo.
- Más descansos.
- Alguna mesa redonda o seminario .
- Casos prácticos y ejemplos de problemas habituales en la práctica cotidiana.

Y lo que suprimirían:

- Reducir el horario por las tardes.
- La prisa.

En general, pues, la valoración del curso se considera muy positiva. Los comentarios recibidos, han de servir de estímulo para mejorar los aspectos que en esta edición han sido menos satisfactorios, y esperamos que en las próximas ediciones el curso continúe teniendo buena acogida y contribuya (aunque solo sea un poco) a la formación de profesionales de excelencia en nuestro país.

**Teresa Eudaldo**

*Comisión de Docencia de la SEFM*

## RSNA 2005

Durante los días 27 de noviembre hasta el 2 de diciembre tuvo lugar en Chicago (USA) el congreso anual de la *Radiological Society of North America* (RSNA). Este es el congreso médico que reúne a más personas en todo el mundo, 61.000 este año.

El congreso consta de dos grandes bloques muy diferenciados, un bloque con un programa científico formado por actividades científicas como sesiones, pósters, cursos de refresco. Y un segundo bloque constituido por la exhibición de la tecnología que llevan a cabo las diferentes casas comerciales.

Las actividades científicas se reparten en actividades educativas y sesiones científicas. La parte de formación se concentra básicamente en cursos de refresco donde a parte de los cursos básicos tradicionales se pueden encontrar cursos relacionados con las nuevas tendencias y la innovación tecnológica. Las sesiones científicas reflejan trabajos de investigación realizados por los propios profesionales donde se ponen de manifiesto y se discuten soluciones a problemas relacionados con los diferentes aspectos de la radiología.

En este congreso los temas científicos que destacan como más innovadores son todos los relacionados con los avances en biología molecular aplicados a la imagen molecular. Destacaría el simposio llamado "Molecular Imaging. The expanding Role of Clinical PET" organiza-

do conjuntamente por la RSNA y la AAPM (*American Association of Physicist in Medicine*).

Respecto a la exhibición técnica, 718 firmas comerciales acudieron a presentar sus productos. Es una buena oportunidad para todas aquellos físicos que necesiten obtener información sobre la última tecnología en Radiología. La información comercial relacionada con la Radioterapia que se puede encontrar en este congreso es escasa.

También es una buena ocasión para comprar libros relacionados con la medicina con un 10% de descuento y sin sobrecargo por el envío.

Aprovecho la ocasión para manifestar mi agradecimiento a la SEFM por proporcionar recursos económicos para poder asistir a este tipo de eventos.

**Mercé Bertrán**

*Servei de Física. Hospital Vall d'Hebron. Barcelona*

## La jubilación de nuestros colegas

El pasado 17 de diciembre de 2005, nos reunimos en Donostia un grupo de radiofísicos del País Vasco, Navarra y Aragón con motivo de la jubilación de nuestros colegas y amigos José Luis Mincholé Alastuey (Instituto Oncológico) y Félix Peinado González (Hospital Donostia).

Pioneros de la Física Médica en el País Vasco y después de 30 años de ejercicio profesional, ambos han sa-



bido ganarse el cariño y la admiración de todos nosotros.

Sin duda alguna José Luis y Félix dejarán un hueco muy grande en nuestros hospitales y como no también en nuestra sociedad SEFM.

Jose Luis & Felix, Felix & Jose Luis, tanto monta monta tanto, mucha suerte en esta nueva fase de vuestra vida y muchas gracias por todo lo que nos habéis enseñado.

**Arrate Guisasola y Rafael Larretxea**

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

Bajo un tiempo primaveral y soleado ha tenido lugar del 26 al 29 de abril la tercera edición del curso sobre



Dosimetría *in vivo* (DIV) en el recinto del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau (Barcelona). En esta ocasión, tras la experiencia de los cursos anteriores y teniendo en cuenta la evolución tecnológica que ha seguido el tema, se introdujeron algunas modificaciones con el fin de hacer el curso más atractivo y completo. Se dedicó tiempo a explicar el diverso material existente en el mercado para cada uno de los posibles sistemas de detección (dosímetros termoluminiscentes, diodos y MOSFET) así como la metodología de calibración. Se presentó la experiencia del Instituto de Técnicas Energéticas (INTE) en los detectores termoluminiscentes y la del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau en los diodos y detectores MOSFET.

En la parte final del curso se contó con Marika Björk, perteneciente al *Copenhagen University Center*. Este centro posee una dilatada experiencia en el campo de la DIV y ahora están llevando a cabo medidas de dosis intracavitarias en los tratamientos de IMRT, primero con detectores TLD y actualmente con los nuevos detectores OSL (*optically stimulated luminescence*). Por último se contó una vez más con la participación de Ben Mijnheer, del *Netherlands Cancer Institute*, que presentó una panorámica sobre las tendencias actuales de la DIV, la aplicación de los EPID y verificación de la IMRT.

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

Respecto a la asistencia, se contó con 18 alumnos, en su mayoría adjuntos radiofísicos y el resto residentes. El disponer de un grupo reducido facilitó todavía más la relación entre profesores y asistentes que dentro de un ambiente distendido y cordial permitió un diálogo continuo a lo largo del curso.

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

**M. Ribas**

*Directora del curso*

## **CURSO "Métodos de MonteCarlo aplicados a dosimetría de fotones y electrones"**

Durante el mes de noviembre de 2005 tuvo lugar este excelente curso sobre la aplicación de métodos de monte-carlo al campo de la dosimetría de fotones y electrones en las instalaciones del CIEMAT en Madrid.

La duración del curso fue de cinco días (de lunes a viernes), iniciándose con una introducción general de las bases matemáticas que fundamentan las técnicas conocidas como métodos de monte-carlo (generación de números aleatorios, desarrollo histórico, ámbitos de aplicación, etc...). Pero la parte más interesante sin lugar a dudas comenzó a partir de la segunda jornada, ya que pudimos contar, para cada uno de los códigos mostrados (PENÉLOPE, GEANT4 y MCNP) con profesores habituados a usar cada uno de ellos. Esto permitió la orientación de las explicaciones hacia las ventajas, desventajas y uso práctico de cada uno de los códigos. Además, los participantes pudimos contar con un ordenador con cada uno de los códigos instalados, gracias a las excelentes instalaciones que el CIEMAT puso a disposición de los organizadores. Vimos por lo tanto no sólo los distintos programas desde un punto lejano, sino que pudimos pelearnos con las herramientas y utilidades incorporadas, el lenguaje y estructuras utilizados para explicar a los programas lo que deseamos realizar y, en resumen, ejecutar sencillos pero clarificadores ejemplos que nos permitieron, desde mi punto de vista, apreciar las diferencias entre los diferentes códigos, así como las complejidades a nivel usuario de cada uno de ellos.

Destacar que en el caso de las explicaciones sobre PENÉLOPE y GEANT4 pudimos contar con la presencia de Josep Sempau y Pedro Arce respectivamente, que participaron y participan activamente en el desarrollo de cada uno de estos códigos, por lo que conocen en profundidad hasta los más mínimos detalles.

Por señalar algún punto mejorable desde mi punto de vista, quizás una documentación más homogénea y completa, tanto en papel como en formato electrónico, y entregada a los alumnos de manera íntegra al comienzo del curso habría facilitado y mejorado la calidad del evento.

Creo por lo tanto que este curso es realmente recomendable para aquellos que deseen una introducción al mundo de los métodos de monte-carlo aplicados a dosimetría de fotones y electrones. No requiere conocimientos previos profundos, y permite llegar a ver funcionando diferentes códigos, con casos prácticos, de manera que una vez terminado el curso uno mismo puede plantearse seriamente la instalación y uso de alguno de estos códigos de monte-carlo. En resumen, es mi deber calificar globalmente el curso como un acierto.

**Victor Luna Vega**

*Hospital Clínico Santiago - La Coruña*

# Agenda

## Próximas convocatorias

### **22º Curso de Doctorado sobre Biofísica de la Resonancia Magnética Aplicada a la Clínica**

Barcelona, 13 - 16 junio 2006

*Información:* [www.uab.es/clep-medicina](http://www.uab.es/clep-medicina)

### **Stereotactic Body Radiotherapy 3rd Acta Oncologica Symposium**

Copenhagen (Dinamarca), 15 - 17 junio 2006.

*Información:* [www.sbrt2006.dk](http://www.sbrt2006.dk)

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

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

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

### **ESTRO 25**

Leipzig (Alemania), 8 - 12 octubre 2006.

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

### **First European Workshop on Monte Carlo Treatment Planning**

Gent (Bélgica), 22 - 25 octubre 2006.

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

### **Integrating New Technologies into the Clinic: Monte Carlo and Image Guided Radiation Therapy. AAPM Summer School**

Windsor, ON (Canadá), 18-22 junio 2006.

*Información:* <http://aapm.org/meetings/06ss>

### **Brachytherapy for Prostate Cancer**

Barcelona, 25-27 junio 2006.

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

### **CARS 2006: Computed Assisted Radiology and Surgery**

Osaka (Japón), 28 junio - 1 julio 2006.

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

### **Brachytherapy for Gynaecological Malignancies**

Viena (Austria), 31 agosto - 1 septiembre 2006.

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

### **10th International Symposium on Radiation Physics (ISRP-10).**

Coimbra (Portugal), 17-22 septiembre 2006.

*Información:* <http://pollux.fis.uc.pt/isrp10/>

### **Simposium Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente**

Málaga, 2-4 octubre 2006.

*Información:* [www.siprp06.es](http://www.siprp06.es)

### **PET/CT Hands-On Short Course**

13-15 octubre 2006, Houston, TX (EEUU).

*Información:* [gmoore@di.mdacc.tmc.edu](mailto:gmoore@di.mdacc.tmc.edu)

### **International Conference on Quality Assurance and New Techniques in Radiation Medicine**

Viena (Austria), 13-15 noviembre 2006.

*Información:* <http://www-pub.iaea.org/MTCD/Meetings/Meetings.asp>

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

Gliwice (Polonia) 19-23 noviembre 2006.

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

## Próxima edición de cursos básicos

Física Médica: Baeza-Jaén, Enero-Febrero 2007

Secretaria SEFM: [secretaria@sefm.es](mailto:secretaria@sefm.es)

# Cursos de formación continuada. SEFM - 2006

## Acreditados por la Comisión de Docencia de la SEFM

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

*Código:* C02-SEFM/06

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

En colaboración con el CIEMAT.

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

*Objetivos del curso:*

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

*Temario:*

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

*Requisitos previos:*

Nociones de programación científica, preferiblemente en FORTRAN.

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

### Radiología digital

*Código:* C03-SEFM/06

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

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

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

*Objetivo del curso:*

Ofrecer una visión global y coherente del estado actual de la tecnología digital disponible para la obtención, tra-

tamiento, análisis y gestión de imágenes en radiología. Facilitar elementos para la planificación de sistemas de radiología digital en centros de tamaño y características diversos. Presentar modelos para la elaboración de especificaciones y para la realización de pruebas de aceptación en el área de la radiología digital. Proponer procedimientos básicos de control de calidad de parámetros físico-técnicos en radiología digital.

*Temario:*

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

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

# Cursos básicos de formación en Física Médica 2006

Organizados por la SEFM (Sociedad Española de Física Médica)

## 1. Presentación

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

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

## 2. A quienes van dirigidos?

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

## 3. Objetivos

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

## CURSO BÁSICO DE ANATOMÍA Y FISIOLÓGIA PARA RADIOFÍSICOS

Del 26 al 30 de Junio de 2006.

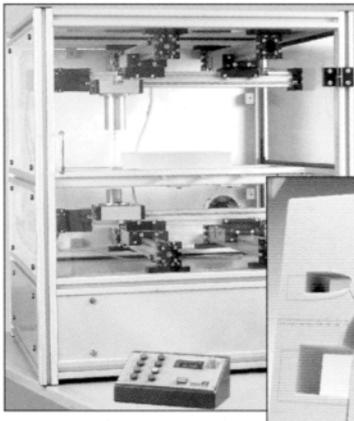
Universidad de Sevilla. SEVILLA.

### Contenidos

Formación básica en anatomía y fisiología humanas. Análisis, desde un punto de vista anatómico-fisiológico, de distintas patologías oncológicas utilizando imágenes isotópicas, imágenes de tomografía computarizada y tomografía por emisión de positrones.

*Coordinador:* Juan Carlos Mateos.

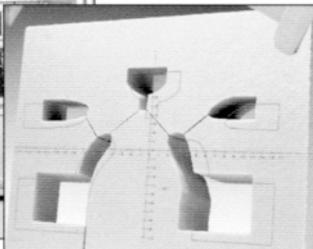
## POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA



### FABRICACIÓN DE MOLDES

**Cortadores de bloques de Styrofoam**, tipos manual y automáticos para cortes 2D y 3D, partiendo de datos de placa radiográfica + scanner o de sistema de planificación disponible.

**Sistema de planificación autodidáctico**, de manejo sencillo y práctico, especial para nuevos centros de trabajo.

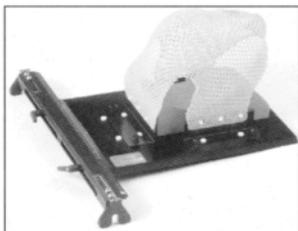


**Bloques de poliestireno** cortados a medida. **Crisoles de fusión** de diferentes capacidades. **Aleaciones de baja fusión** con o sin cadmio. **Bandejas de enfriamiento**. Pupitres con vibradores. **Placas y bandejas portamoldes**. Sistema de bloques satélites. **Materiales para bolus**. **Marcadores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

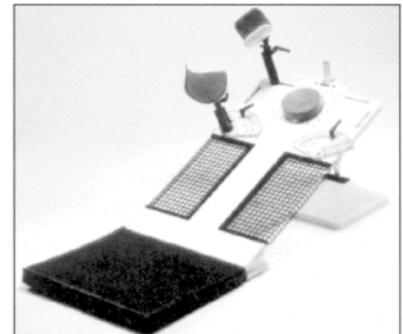


### FIJACIÓN Y POSICIONAMIENTO

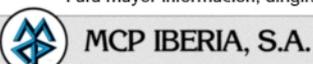
**Inmovilización de pacientes** mediante bandejas de fijación, adaptables a las camillas de las unidades de tratamiento o simulación, en metacrilato o fibra de carbono. Diferentes modelos para **pelvis, mamas (plano inclinado), cabeza y hombros**. **Hojas termoplásticas** moldeables a mano. Baños termostáticos.



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



Para mayor información, dirigirse a:



MCP IBERIA, S.A.

Miembro del Grupo de Compañías MCP

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



SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA  
miembro de la EFOMP y de la IOMP



# XVI Congreso Nacional de Física Médica

**GRANADA 22-25 mayo de 2007**

*“La radiofísica ante la nueva estructura universitaria”*

Aula Magna de la Facultad de Ciencias de Granada  
Campus de Fuentenueva  
Avda. Severo Ochoa s/n  
E-18071 Granada (ESPAÑA)

Organizado por la S.E.F.M. con la colaboración de:  
Universidad de Granada  
Hospital Universitario San Cecilio  
Hospital Universitario Virgen de las Nieves

## AVANCE DEL PROGRAMA

MARTES 22 MAYO	MIÉRCOLES 23 MAYO	JUEVES 24 MAYO	VIERNES 25 MAYO
	9:00-10:30 h. Charla lema/mesa 10:30-11:00 h. Café 11:30-12:30 h. Pósteres especialidad 12:30-14:00 h. Charla Técnica 14:00-16:00 h. Comida 16:00-17:00 h. Pósteres especialidad 17:00-18:30 h. Reuniones Grupos de Trabajo (2 salas)	9:00-10:30 h. Charla lema/mesa 10:30-11:00 h. Café 11:30-12:30 h. Pósteres especialidad 12:30-14:00 h. Charla Técnica 14:00-16:00 h. Comida 16:00-17:00 h. Pósteres destacados 17:00-18:30 h. Asamblea General SEFM	9:00-10:30 h. Charla lema/mesa 10:30-11:00 h. Café 11:30-12:30 h. Pósteres especialidad 12:30-14:00 h. Charla Técnica
16:00-18:30 h. Entrega documentación			
Tarde-Noche Acto de recepción	Tarde-Noche Ruta de tapas, visita Alhambra y espectáculo	Tarde-Noche Cena de clausura	

### COMITÉ ORGANIZADOR Y CIENTÍFICO

#### Presidente Comité Organizador

Diego Burgos Trujillo

#### Presidente Comité Científico

Antonio M. Lallena Rojo

#### Vocales Comité Organizador

Marta Anguiano Millán  
Gregorio Arregui Castillo  
Rafael Guerrero Alcalde  
Damián Guirado Llorente  
Antonio M. Lallena Rojo  
Juan Luis Osorio Ceballos  
Manuel Vilches Pacheco  
Juan Villalba Moreno  
Luis I. Zamora Ardoy

### FECHAS IMPORTANTES

Fecha límite recepción de resúmenes  
de trabajos:.....26/2/2007

*(Evaluados en un plazo no superior 15 días)*

Fecha límite envío trabajos completos  
seleccionados:.....9/4/2007

*(Los 15 trabajos de mejor puntuación)*

Fecha límite comunicación de  
trabajos premiados:.....24/4/2007

*(Los 4 mejores trabajos de los seleccionados)*

### JUNTA DIRECTIVA DE LA S.E.F.M.

#### Presidente

Pedro Galán Montenegro

#### Vicepresidente

Feliciano García Vicente

#### Secretario

Jesús María de Frutos Baraja

#### Tesorera

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

#### Vocales

Carles Muñoz Montplet  
Miguel Pombar Cameán  
Anastasio Rubio Arróniz

# ESMP 2006

January 2nd, 2006 : Please apply urgently !!

## EUROPEAN SCHOOL OF MEDICAL PHYSICS

Ninth Session

November 2 - December 5, 2006

ARCHAMPS, FRANCE

The School is organised each Autumn in Archamps at 7 Km from Geneva, on the French-Swiss border.  
It offers quality training in aspects of Medical Physics, from Medical Imaging to Radio- and Brachy- Therapy.

Director of the School : Yves LEMOIGNE / ESI

### Eligibility :

Physics graduates recently or soon to be qualified as medical physicists (Qualified Medical Physicist as defined by EFOMP) or those working in an environment of biomedical research



This is an EFOMP accredited course and eligible for CPD points under category 1 of EFOMP Policy document at : [www.efomp.org](http://www.efomp.org).

### Medical Imaging -1

Principles, Ultrasound & Magnetic Resonance

2 Nov. - 7 Nov. 2006

Supervisors :

Dr. E. Hiltbrand (Geneva-Ch)  
Dr. D. Cachard (Lyon-F)

### Medical Imaging -2

With ionising radiation

9 Nov. - 14 Nov. 2006

Supervisors :

Dr. A. Noel (Nancy-F)  
Prof. R. Ott (London-UK)

### 3 - Medical Computing

16 Nov. - 21 Nov. 2006

Supervisors :

Dr. L. Bidaut (New York-USA)  
Dr. M. Fippel (Tuebingen-D)

### 4 - Physics of Modern Radiotherapy

23 Nov. - 28 Nov. 2006

Supervisors :

Prof. S. Webb (Sutton-UK)  
Prof. F. Nüsslin (Tübingen-D)

### 5 - Brachytherapy

30 Nov. - 5 Dec. 2006

Supervisors :

Dr. I.L. Lamm (Lund-S)  
Dr. G. Marinello (Paris-F)

The medical imaging courses are proposed as a comprehensive two-week programme. Priority will be given to participants registering at least for both weeks.

Several bursaries will be available, mainly for Eastern Europe students, but not for travel costs

Registration fees :  
460 Euros / week  
Special rates for two or more weeks registration

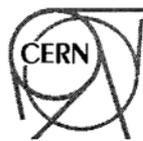
The minimal registration is for a full week

A collaboration between :

EUROPEAN SCIENTIFIC INSTITUTE



with participation of



CERN - Geneva

and



Canton de Genève



Commissariat à l'Énergie Atomique

EUROPEAN FEDERATION  
of ORGANISATIONS  
for MEDICAL PHYSICS



DEAD LINE FOR REGISTRATION : 15 JULY 2006 - THE NUMBER OF PARTICIPANTS IS LIMITED

ESMP secretariat : European Scientific Institute, Site d'Archamps, F-74166 ARCHAMPS  
On the WEB : <http://www.cur-archamps.fr/esi> - e-mail : [info@esi.cur-archamps.fr](mailto:info@esi.cur-archamps.fr)

Tel : +33 450 31 50 03  
Fax : +33 450 95 38 01

***Fundamentals of Medical Imaging.****Paul Suetens - Cambridge Univ.Press.**Abril 2002. 294 páginas + CD-ROM.**130 \$.*

(ISBN-13: 9780521803625 | ISBN-10: 0521803624)

No existen muchos libros que puedan ser utilizados como libro de texto en un curso de postgrado o de base para la formación de nuestros residentes en Radiofísica Hospitalaria. Este es uno de ellos, digno de mención y altamente recomendable en dicho contexto. Los autores, del Laboratorio de Computación de la Imagen Médica del Hospital Universitario de Lovaina (Bélgica) han acertado en presentar con un marcado carácter docente e interdisciplinar, los conceptos básicos y herramientas que debe conocer el que se adentra en el mundo de la imagen médica, bien como estudiante o como formador. Una de las mejores cualidades del libro es el bien logrado equilibrio entre el tratamiento correcto y no excesivo desde el punto de vista matemático de los aspectos formales de la imagen (en total se citan y desarrollan 371 ecuaciones) y la iconografía de la imagen médica, potenciada en el CD que acompaña el libro y que presenta todo el material gráfico en color más un conjunto de animaciones de marcado carácter didáctico.

El libro se presenta en tres partes diferenciadas cuyo contenido es el siguiente:

**Parte I. Introducción al procesado digital de la imagen**

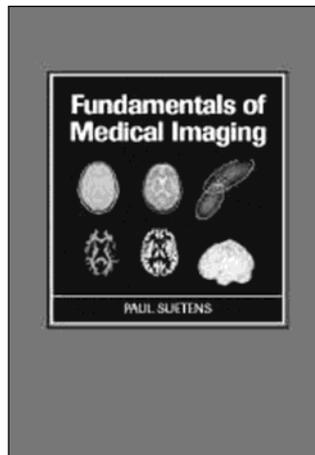
1. Definiciones; 2. Teoría de sistemas lineales; 3. Tratamiento de la imagen;

**Parte II. Modalidades de la imagen médica**

4. Radiografía; 5. Tomografía Computarizada de rayos X; 6. Imagen por Resonancia Magnética; 7. Imagen por Ultrasonidos; 8. Imagen en Medicina Nuclear;

**Parte III. Análisis de la imagen y visualización para el diagnóstico, terapia y cirugía**

9. Análisis de la imagen médica; 10. Intervenciones guiadas por la imagen;



La parte primera es efectivamente una introducción a los principios básicos de los sistemas lineales que puede parecer algo escasa a algunos lectores más avanzados, pero adecuada al lector no introducido en los principios de la métrica de la imagen.

La segunda parte es la más extensa y desarrollada que contesta claramente a las preguntas ¿cómo se forma la imagen? y ¿cuál es su utilidad clínica? Cada uno de los capítulos de esta parte finaliza con una breve descripción sobre los riesgos y seguridad de la modalidad descrita, lo cual es muy apropiado para que el lector valore las ventajas e inconvenientes de cada una de ellas, teniendo en cuenta no sólo la cali-

dad diagnóstica de la exploración sino los riesgos asociados. El único "pero" que cabría hacer es la falta de un mayor equilibrio en extensión y contenidos entre las distintas modalidades: Resonancia Magnética, 46 páginas; Ultrasonidos, 39; Tomografía Computarizada, 33; Imagen en Medicina Nuclear, 26 y solamente 18 a radiografía, de las cuales sólo media página se refiere a fósforos fotoestimulables y otra media a sistemas de adquisición directa.

La tercera parte describe, sin excesiva profundidad, algunas herramientas de análisis e imagen y se completa con un interesante capítulo sobre técnicas guiadas, básicamente neuroquirúrgicas.

En un campo tan actual y en desarrollo como la imagen médica es altamente destacable la información en línea que proporcionan los propios autores en la web del libro: <http://www.medicalimagecomputing.com/FMI/>. En ella se puede acceder a la sección de erratas y actualizaciones y, desafortunadamente, con acceso restringido a colecciones de diapositivas y ejercicios.

Para mayor información también pueden consultarse otras revisiones sobre el libro en: Medical Engineering & Physics. Volume 25, Issue 2, March 2003, pp. 161-162 y en IEEE Engineering in Medicine and Biology. 2002 Book Reviews, Nov/Dec 2002

**Eduardo Guibelalde***Dept. Radiología**Facultad de Medicina. Universidad Complutense.**28040 Madrid*