

Volumen 3

Número 1

2002



Sumario

Carta del Presidente	3
Editorial	5
Artículos científicos	
Captación de Tc-99m <i>versus</i> captación de I-131 por el tiroides en pacientes hipertiroideos. Influencia de los parámetros que intervienen en la estimación de dosis <i>P. Ruiz Manzano, M.A. Rivas Ballarín, C. Canellas Anoz, E. Millán Cebrián, A. García Romero, J.A. Font Gómez</i>	7
Dosis medidas <i>versus</i> calculadas en pacientes sometidos a tres exámenes simples de radiodiagnóstico convencional <i>R. Rodríguez Romero, B. Cañadillas Perdomo, F. Díaz Romero, J. Hernández Armas</i>	13
Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT <i>L.C. Martínez, C. Rodríguez, C. Muñoz, A. López</i>	19
Caracterización y controles periódicos de sondas intraoperatorias <i>I. Modolell Farré, R. Puchal Añé</i>	26
Nota técnica	
El detector digital en un sistema de imagen cardiovascular	35
La Junta Directiva informa	39
Agenda	42
El Buzón de la SEFM	52
Listado de publicaciones	56

Carta del Presidente

No quedan muy lejos en el recuerdo, aquellos años en los que un grupo de mujeres y hombres de la física médica, con larga experiencia como profesionales, visión amplia de su responsabilidad ante la sociedad y una férrea voluntad, se dedicaban a la difícil tarea de argumentar ante las autoridades la importancia de nuestro trabajo y diseñar estrategias de consenso entre los compañeros y sociedades científicas relacionadas para lograr, transcurrido unos años, la Especialidad de Radiofísica Hospitalaria.

El logro de nuestra especialidad ha venido acompañada paralelamente de una alta proliferación de normas y reales decretos, intentos legislativos de conseguir objetivos de calidad en la salud pública y delimitar funciones de los profesionales dedicados al uso de las radiaciones, con el objetivo fundamental de lograr un mejor diagnóstico y tratamiento de la enfermedad, situando nuestras competencias de la mano de las de los colegas médicos, que no conviene olvidar son los últimos responsables de las decisiones a tomar en el campo de la salud.

Pero ocurre a menudo que las exigencias legales no están adecuadamente sincronizadas con la realidad, y en el caso particular que nos afecta, la experiencia es que se ha publicado mucho en poco tiempo, y que los reales decretos promulgados, a la vez de consolidar la especialidad, ha incrementado el grado de nuestra responsabilidad hasta unos niveles, casi sin darnos apenas cuenta, elevadísimos.

Por ello la situación actual exige, como mínimo, una profunda reflexión sobre el planteamiento de nuestra labor profesional, para subrayar los objetivos fundamentales de nuestro trabajo, aclarar nuestras funciones y delimitar los contornos de nuestras acciones, a corto y medio plazo.

Dos son los aspectos sobre los que quiero, por el momento, llamar la atención de todos:

Por un lado la irrupción de la Autoridad Sanitaria Competente en el panorama de la radiofísica, es sin duda una buena prueba de la consolidación de nuestro trabajo, pero la experiencia empieza a demostrar que la actitud, en muchas Comunidades Autónomas, es excesivamente férrea en la interpretación legal, con una fuerte componente de control administrativo y de imagen. De otra parte, a nadie se le escapa la enorme sensibilización social que existe con todo lo relacionado con las radiaciones, especialmente con las ionizantes. Si a esto se une el desconocimiento de otros profesionales sobre estas materias, una actitud imprudente o desmedida por nuestra parte, puede ocasionar alarmas sociales injustificadas de consecuencias imprevisibles.

Por todo ello se requiere mucha cautela a la hora de elaborar la información que los profesionales de la Radiofísica Hospitalaria suministramos, matizando lo siguiente:

– Estamos obligados y acostumbrados a desarrollar nuestro trabajo mediante procedimientos claros y concretos, y en la medida de nuestras posibilidades a cumplimentar lo que la legislación exige, pero sabiendo que en física no valen argumentos exclusivistas y únicos, que no existe lo absoluto, que el error es patrimonio de lo humano y que siempre existen muchos colegas que en un aspecto específico de la física puede saber hacer su trabajo mejor que muchos de nosotros.

– No debemos abrir debates fuera de los foros que nuestras Sociedades Científicas nos brinda y mucho menos utilizar instituciones públicas o privadas (prensa, partidos políticos, sindicatos, etc.) para denunciar actitudes, resultados o comportamientos del trabajo realizado por otros colegas, a menos que sea claramente algo delictivo. Ni siquiera deberíamos permitir que el trabajo realizado por profesionales salga fuera de ese contexto, no por censura, sino porque el uso de esta información es fácilmente manipulable con fines muy distintos a los que inicialmente se podría pretender o sencillamente no es adecuadamente comprendida fuera de nuestro contexto.

– Es posible que las enormes expectativas que nuestra especialidad tiene hoy en día pueda generar tentaciones a la hora de abandonar la ortodoxia de la práctica habitual, pero la búsqueda de rendimientos profesionales o económicos individuales a corto plazo no debería encarrilarse jamás por estos derroteros.

En suma es imprescindible que pensemos por un instante que el éxito como colectivo se basa en el esfuerzo de los individuos que lo forman. Nunca debemos olvidar que estamos en un contexto sanitario y que la percepción de riesgo y del daño podría no ser reparable con ningún dato científico o técnico.

Manuel Fernández Bordes

Una vez más la revista FÍSICA MÉDICA acude a la cita con sus lectores, en su tercer año de vida. Afortunadamente lo que no era más que una apuesta ilusionada de algunos socios optimistas se ha ido consolidando y hoy en día la revista es una realidad, gracias al esfuerzo y la colaboración de todos vosotros, Presidente de la Sociedad y Junta Directiva, autores, asesores, miembros de los grupos de trabajo, entidades asociadas, comentaristas de cursos y reuniones científicas, y secretaria de nuestra sociedad.

En esta primera etapa creemos que la revista ha conseguido ser el órgano de expresión de la sociedad, cumpliendo el primer objetivo que se buscaba en el momento de su fundación.

Se han ido recibiendo trabajos, primero tímidamente, ahora con una mayor fluidez y esperamos que este ritmo aumente en el futuro ya que contamos con tres factores importantes, la incorporación de nuevas técnicas, las exigencias de la legislación en el campo de la Radiofísica y la necesidad de comunicar y contrastar los resultados de nuestras experiencias y nuestro trabajo en la aplicación de ambos, técnica y legislación.

Por eso el mensaje que queremos hacer llegar es que este ritmo de envío de material científico no decaiga, sino que se incremente y para ello contamos, sin duda, con el apoyo de los mayores y con el empuje de la "cantera", esas seis generaciones de residentes que, una vez finalizada su formación, se han incorporado a nuestros hospitales aportando sus conocimientos y sus ganas de traba-

jar, lo que queda demostrado al leer las listas de autores y la composición de la Junta Directiva y los grupos de trabajo.

Durante este tiempo el Comité de Redacción, además de su labor editorial, ha redactado el Reglamento de Régimen Interno que marcará las pautas para su funcionamiento en el futuro y que esperamos sea refrendado, después del periodo de consultas, por la Junta Directiva. En él quedan fijadas definitivamente, entre otras cuestiones, las normas que regulan la composición, funciones y renovación del Comité de Redacción, y los plazos para la recepción de los trabajos, consultas a los asesores, corrección por los autores y publicación.

A pesar de que en su día pensamos que se podría disponer de un espacio para debate dentro de la revista, algunas personas piensan que la frecuencia de su publicación lo desaconseja, ya que el tiempo que transcurre entre la publicación de un número y otro lo hace ineficaz, argumentando que la página web de la Sociedad pone a nuestra disposición un lugar mucho más adecuado, para este tipo de actividades. Sin embargo no vamos a cerrar esta sección ya que hay algunos temas de importancia suficiente, como el documento TRS 398, para el que nos han solicitado que el debate se haga a través de estas páginas.

No dudamos que, con el impulso de la Junta Directiva, la Sociedad Española de Física Médica va a seguir en la línea dinámica y activa que ha emprendido y que esperamos se refleje en el volumen y la calidad de nuestro fondo editorial.

Captación de Tc-99m *versus* captación de I-131 por el tiroides en pacientes hipertiroideos. Influencia de los parámetros que intervienen en la estimación de dosis

P. Ruiz Manzano, M. A. Rivas Ballarín, M. Canellas Anoz, E. Millán Cebrián, A. García Romero, J. A. Font Gómez

Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza.

Resumen

El objeto de este trabajo es determinar una relación entre la captación máxima del tiroides con Tc-99m y su captación máxima a tiempo cero con I-131 en pacientes hipertiroideos. De esta forma se podría establecer un modo cómodo para estimar la dosis recibida por el tiroides a partir de los valores de captación máxima de Tc-99m. Se ha evaluado la influencia de esta relación al usarla para dicha estimación, así como las incertidumbres que pueden aparecer al usar valores medios para todos los parámetros implicados: captación máxima de I-131, semiperíodo efectivo de eliminación y masa captante del tiroides.

Palabras Clave: Hipertiroidismo, I-131, dosimetría, captación, tiroides.

Abstract

The aim of this paper is to obtain a mathematical relation between the Tc-99m maximum uptake in the thyroid gland and its maximum uptake at time zero of I-131 in hyperthyroidism patients treated with I-131. This relation allows to establish an easy way to evaluate the dose received by the thyroid gland by using the values of Tc-99m maximum uptake. The influence of this relation in the dose estimation has been evaluated as well as the uncertainties that can appear when average values of all the involved parameters are used (maximum uptake of I-131, elimination effective half-life and uptaking mass of the thyroid gland).

Key words: Hyperthyroidism, I-131, dosimetry, uptake, thyroid gland.

Introducción

El método más utilizado para la estimación de dosis absorbida en tiroides tras la administración de I-131 en pacientes hipertiroideos se basa en la aplicación de la ecuación (1) deducida a partir de la metodología y de los valores de dosis por unidad de actividad integrada de MIRD 11¹.

$$D_T (\text{Gy}) = \frac{0,041 \cdot A (\text{MBq}) \cdot \text{Cap} (\%) \cdot T_e (\text{días})}{m (\text{g})} \quad (1)$$

Donde **A** es la actividad administrada en MBq, **Cap (%)** el porcentaje de captación máximo a tiempo cero (porcentaje de captación máximo por el inverso del factor de decaimiento del I-131 correspondiente al intervalo de tiempo que tarda en producirse la captación máxima, que compensa la fase inicial de la curva de captación², figura 1), **T_e** el semiperíodo efectivo de eliminación en días y **m** la masa captante en gramos.

Según MIRD 11¹, para un tiroides de 20 g, el valor de la dosis por unidad de actividad integrada en el caso de I-131 es: $S = 2,2 \cdot 10^{-2} \text{ rad}/\mu\text{Ci}\cdot\text{h}$ ($S = 5,94 \cdot 10^{-3} \text{ Gy}/\text{MBq}\cdot\text{h}$). Suponiendo que la masa captante del tiroides sea **m** y usando una aproximación para la corrección de masa, ese valor se convertiría en: $S_m = S \cdot 20/m(\text{g})$. La dosis absorbida en tiroides podría calcularse sin más que multiplicar S_m por el valor de la actividad acumulada en dicho órgano, la cual puede aproximarse a la integral de una función monoexponencial (ecuación 2).

Correspondencia: P. Ruiz Manzano. Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". C/ San Juan Bosco, 15. 50009 Zaragoza. E-mail: fpro-pr@hcu-lblesa.es
Fecha de recepción: 1-10-2001.
Fecha de aceptación: 10-4-2002.

Captación de Tc-99m *versus* captación de I-131 por el tiroides en pacientes hipertiroideos. Influencia de los parámetros que intervienen en la estimación de dosis

P. Ruiz Manzano, M. A. Rivas Ballarín, M. Canellas Anoz, E. Millán Cebrián, A. García Romero, J. A. Font Gómez

Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza.

Resumen

El objeto de este trabajo es determinar una relación entre la captación máxima del tiroides con Tc-99m y su captación máxima a tiempo cero con I-131 en pacientes hipertiroideos. De esta forma se podría establecer un modo cómodo para estimar la dosis recibida por el tiroides a partir de los valores de captación máxima de Tc-99m. Se ha evaluado la influencia de esta relación al usarla para dicha estimación, así como las incertidumbres que pueden aparecer al usar valores medios para todos los parámetros implicados: captación máxima de I-131, semiperíodo efectivo de eliminación y masa captante del tiroides.

Palabras Clave: Hipertiroidismo, I-131, dosimetría, captación, tiroides.

Abstract

The aim of this paper is to obtain a mathematical relation between the Tc-99m maximum uptake in the thyroid gland and its maximum uptake at time zero of I-131 in hyperthyroidism patients treated with I-131. This relation allows to establish an easy way to evaluate the dose received by the thyroid gland by using the values of Tc-99m maximum uptake. The influence of this relation in the dose estimation has been evaluated as well as the uncertainties that can appear when average values of all the involved parameters are used (maximum uptake of I-131, elimination effective half-life and uptaking mass of the thyroid gland).

Key words: Hyperthyroidism, I-131, dosimetry, uptake, thyroid gland.

Introducción

El método más utilizado para la estimación de dosis absorbida en tiroides tras la administración de I-131 en pacientes hipertiroideos se basa en la aplicación de la ecuación (1) deducida a partir de la metodología y de los valores de dosis por unidad de actividad integrada de MIRD 11¹.

$$D_T (\text{Gy}) = \frac{0,041 \cdot A (\text{MBq}) \cdot \text{Cap} (\%) \cdot T_e (\text{días})}{m (\text{g})} \quad (1)$$

Donde **A** es la actividad administrada en MBq, **Cap (%)** el porcentaje de captación máximo a tiempo cero (porcentaje de captación máximo por el inverso del factor de decaimiento del I-131 correspondiente al intervalo de tiempo que tarda en producirse la captación máxima, que compensa la fase inicial de la curva de captación², figura 1), **T_e** el semiperíodo efectivo de eliminación en días y **m** la masa captante en gramos.

Según MIRD 11¹, para un tiroides de 20 g, el valor de la dosis por unidad de actividad integrada en el caso de I-131 es: $S = 2,2 \cdot 10^{-2} \text{ rad}/\mu\text{Ci}\cdot\text{h}$ ($S = 5,94 \cdot 10^{-3} \text{ Gy}/\text{MBq}\cdot\text{h}$). Suponiendo que la masa captante del tiroides sea **m** y usando una aproximación para la corrección de masa, ese valor se convertiría en: $S_m = S \cdot 20/m(\text{g})$. La dosis absorbida en tiroides podría calcularse sin más que multiplicar S_m por el valor de la actividad acumulada en dicho órgano, la cual puede aproximarse a la integral de una función monoexponencial (ecuación 2).

Correspondencia: P. Ruiz Manzano. Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". C/ San Juan Bosco, 15. 50009 Zaragoza. E-mail: fpro-pr@hcu-lblesa.es
 Fecha de recepción: 1-10-2001.
 Fecha de aceptación: 10-4-2002.

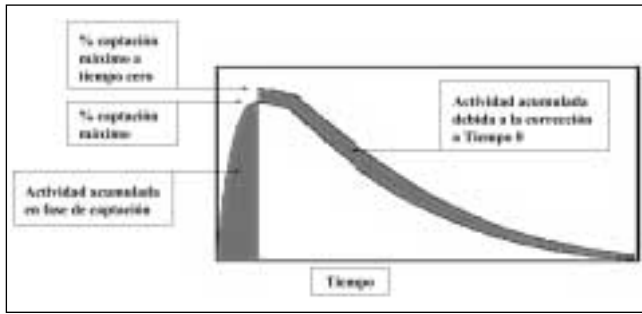


Fig. 1. Curva de captación y efecto de la captación máxima a tiempo cero.

La aproximación a una función monoexponencial es la que hace que no quede computada en la dosis que recibe el tiroides la aportada por la fase de captación de la curva de actividad acumulada (fase hasta que se produce la captación máxima), contabilizando sólo la dosis que proviene de la fase de eliminación. Para compensar este defecto es por lo que se usa la captación a tiempo cero ya que la actividad acumulada durante el tiempo que tarda en producirse la captación máxima (actividad acumulada en fase de captación de figura 1) es parecida a la diferencia entre la actividad acumulada en la fase de eliminación considerando la captación máxima a tiempo cero y la actividad acumulada en la fase de eliminación real (actividad acumulada debida a la corrección a Tiempo 0 de figura 1).

$$\bar{A} = \int_0^{\infty} A_T \cdot e^{-\frac{0,693t}{T_c}} dt = 1,44 \cdot A_T \cdot T_c \quad (2)$$

Siendo $A_T = A \cdot \text{Cap}(\%) / 100$, la actividad máxima en tiroides, extrapolada a tiempo cero.

Entonces, la dosis que recibe el tiroides sigue la forma de la ecuación (3).

$$D_T = \frac{S \cdot 20}{m} \cdot 1,44 \cdot A_T \cdot T_c \quad (3)$$

Sustituyendo el valor de S y utilizando las unidades adecuadas se llega a la ecuación (1).

Otros autores proponen un método alternativo^{3,4}, para el que sólo se necesita la masa y la captación de I-131 por el tiroides bien a los 4 o bien a los 8 días de la administración del I-131 terapéutico, aplicando la ecuación (4):

$$D_T (Sv) = \frac{A (MBq) \cdot \text{Cap}_t (\%) }{B (MBq \% / gSv) \cdot m (g)} \quad (4)$$

Donde **A** es la actividad terapéutica, **Cap_t (%)** el porcentaje de captación medido a los 4 días o a los 8 días en la fase diagnóstica (test anterior a la terapia realizado con

7 MBq para obtener los parámetros necesarios y determinar la actividad terapéutica en función de la dosis prevista), B un factor igual a 2,46 para Cap₄ días y a 1,62 para Cap₈ días, y m la masa captante en gramos (este método sólo es válido para pacientes que no toman fármacos anti-tiroideos o que no han cambiado esta medicación durante las 4 semanas anteriores al tratamiento). Estos autores encuentran una diferencia promedio de un 10% entre las captaciones y los semiperíodos medidos en la fase diagnóstica y los medidos en la fase terapéutica. Además obtienen una diferencia promedio de un 15% entre la dosis prescrita y la dosis estimada en la fase terapéutica. Rivas y cols.⁴, modifican los valores de B de la ecuación (4) para el caso en que en vez de utilizar el porcentaje de captación medido en la fase diagnóstica se utilice el de la fase terapéutica (2,46 para Cap₄ días y a 1,54 para Cap₈ días).

Uno de los parámetros básicos en la ecuación del primer método es la captación máxima a tiempo cero. Ésta se produce, por regla general, alrededor de las 24 horas posteriores a la administración (pudiendo variar entre 6 y 48 horas), y su valor depende de las características fármaco-cinéticas en cada paciente.

Por regla general, estos pacientes son tratados con I-131 y, tras darles ciertas recomendaciones de protección radiológica, son dados de alta, resultando difícil hacer medidas sobre ellos. Uno de los éxitos de este tipo de tratamientos radica en su sencillez y en la comodidad para el paciente al no tener que regresar al hospital.

Es fácil disponer de una Gammagrafía tiroidea con Tc-99m de los pacientes que van a ser tratados y a través de ella es posible obtener la masa captante del tiroides y su captación máxima para Tc-99m. El objeto de este trabajo es obtener la relación existente entre la captación máxima de Tc-99m del tiroides y la captación máxima a tiempo cero de I-131 en este tipo de pacientes, evaluar los errores cometidos al utilizar valores medios de esa relación en la estimación de dosis del tiroides y obtener la influencia de todos los parámetros que intervienen dicha estimación.

Material y método

Se ha estudiado un primer grupo de 11 pacientes, disponiendo en todos los casos de una gammagrafía de tiroides AP con Tc-99m (colimador de baja energía y alta resolución) a los 20 minutos de la administración de una actividad conocida de dicho isótopo, que es cuando se produce la máxima captación de Tc-99m⁵, y de otra imagen de gammagrafía tiroidea AP con I-131 (colimador de alta energía) a las 24 horas de la administración de la actividad terapéutica, generalmente asumido como momento de máxima captación.

Se ha utilizado un activímetro PTW-Curiemeter 2 para la determinación de las actividades administradas a los pacientes. Este activímetro es objeto de controles de calidad diarios y trimestrales. Se ha utilizado la gammacáma-

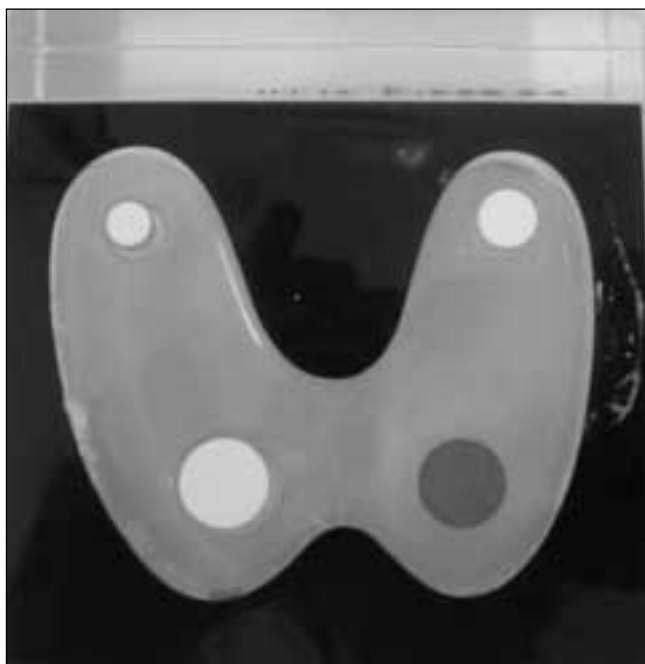


Fig. 2. Maniquí anatómico de tiroides Picker.

ra Elscint Apex 6 para la obtención de las imágenes. Esta gammacámara es objeto de controles de calidad mensuales y semestrales. Se ha calibrado la gammacámara con el colimador de baja energía y alta resolución para el Tc-99m y con el colimador de alta energía para el I-131 utilizando el maniquí anatómico de tiroides Picker (figura 2: simula un tiroides de unos 55 ml. de volumen, con dos lóbulos de espesores diferentes que contienen una lesión hipercaptante y tres lesiones hipocaptante). Se han obtenido los factores de calibración [(Kcuentas/s)/MBq] en las condiciones de obtención de la imagen (estática, Zoom 2...) y para una ROI de 128 X 128 pixels.

La masa captante se ha estimado a partir del volumen según la ecuación:

$$m = 0,987 V$$

siendo 0,987 g/cm³ la densidad media del tejido tiroideo (deducido a partir de los datos de masa y volumen que aparecen en MIRD 5⁶) y V el volumen total captante expresado en cm³. V se ha estimado, a partir de las imágenes gammagráficas, midiendo las dimensiones máximas en las tres direcciones de cada lóbulo y aplicando el modelo elipsoidal^{7,8}:

$$V_{\text{lóbulo}} = 0,479 \cdot a \cdot b \cdot c$$

o bien, en el caso de nódulos autónomos:

$$V = \frac{\pi}{6} \cdot a \cdot b \cdot c$$

siendo a, b, y c las dimensiones máximas en cada una de las direcciones. Los valores a, b y c, en cm, se han obtenido seleccionando una región de interés del 50 % de las

cuentas máximas en la imagen gammagráfica. Ya que no disponíamos de gammagrafía en la proyección LAT, calculamos el volumen aproximando $b = c$ ⁸.

A través de la imagen con Tc-99m se ha obtenido la captación máxima de Tc-99m y la masa captante de este isótopo. Con la imagen de I-131 se ha determinado la captación máxima a tiempo cero con I-131 (captación a las 24 horas por el inverso del factor de decaimiento de 24 horas para el I-131) y su masa captante. Se ha establecido la relación entre ambas masas y entre la captación máxima de Tc-99m y la captación máxima a tiempo cero con I-131. Se ha evaluado la dosis recibida por el tiroides (en un grupo de 11 pacientes con imágenes de I-131) suponiendo un semiperíodo efectivo de 5 días (éste puede variar entre 1,5 y 7,5 días², lo cual hace que puedan existir errores en la estimación de la dosis desde 1,5 veces por debajo de la dosis real hasta 3,3 veces por encima de su valor real si utilizamos su valor medio) y se han utilizado las relaciones anteriores para estimar la dosis recibida por el tiroides en un grupo de 219 pacientes para los cuales sólo teníamos imágenes de Tc-99m.

Resultados y discusión

La masa captante evaluada con Tc-99m y la evaluada con I-131 han coincidido en todos los pacientes (figura 3), por lo tanto parece razonable evaluar la masa captante con las imágenes de Tc-99m cuando no se dispone de imagen con I-131.

En la tabla 1 se muestran los valores medios (desviaciones standard entre paréntesis) de la captación máxima a tiempo cero de I-131 y de F, cociente entre la captación máxima a tiempo cero con I-131 y la captación máxima

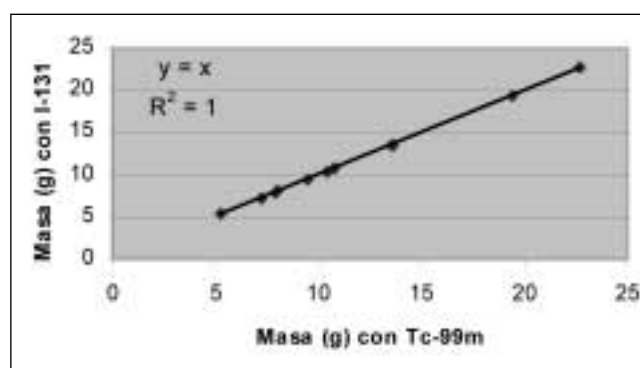


Fig. 3. Relación entre las masas estimadas con Tc-99m y con I-131.

Tabla 1. Valores medios (desviación standard entre paréntesis) de captación a T0 de I-131 y F.

Nº pacientes	% Cap.m T0 I-131	F	Rango F
11	36,3 (12,7)	4,6 (1)	3,44 - 6,39

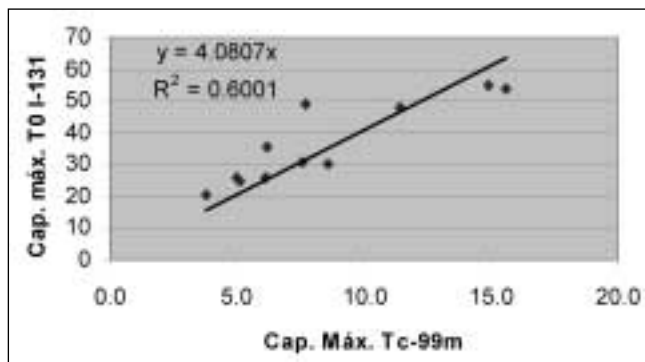


Fig. 4. Relación entre captación máx. Tc-99m y captación máx T0 I-131.

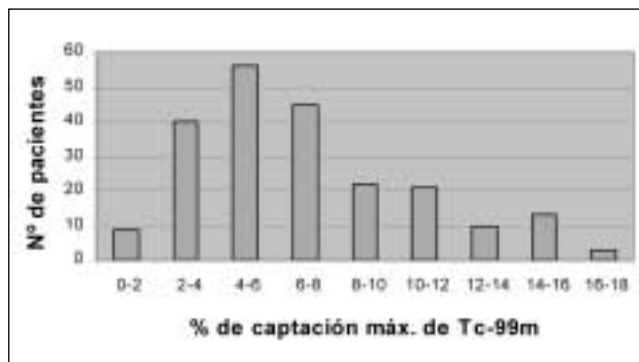


Fig. 6. Histograma de % captación máx de Tc-99m.

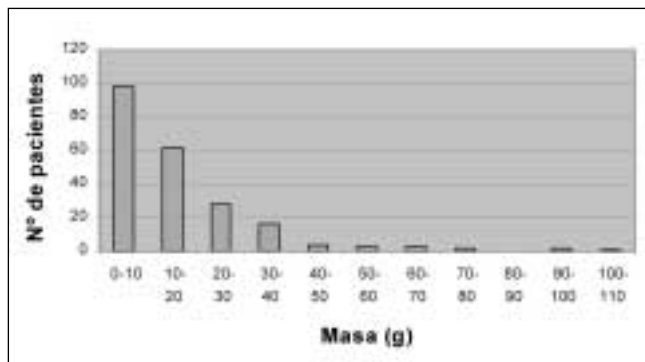


Fig. 5. Histograma de masa (g) estimados con Tc-99m.

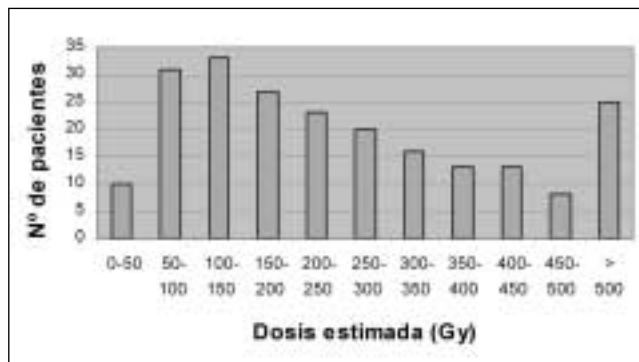


Fig. 7. Histograma de dosis estimada (Gy) al grupo de 219 pacientes.

con Tc-99m. En la figura 4 se muestra la relación entre estas dos captaciones. Si ajustamos los valores a una recta que pasa por el origen obtenemos un coeficiente $R^2 = 0,6$.

Los rangos de variación de F nos indican que se pueden llegar a cometer errores de hasta un factor 1,35 en la estimación de la captación máxima a tiempo cero con I-131 a partir de los valores obtenidos de la captación máxima con Tc-99m si usamos un valor promedio para F. Debe tenerse en cuenta que hemos obtenido las captaciones máximas a tiempo cero a través de las captaciones a las 24 horas. Cuando la captación máxima no se haya producido a las 24 horas se están cometiendo errores de difícil valoración.

Del grupo de 219 pacientes, de los que sólo tenemos gammagrafía con Tc-99m, obtuvimos la masa captante y la captación máxima de Tc-99m (figuras 5 y 6). Se estimó la dosis en tiroides aplicando los factores promedio de F obtenidos anteriormente y suponiendo un semiperíodo efectivo de 5 días aplicamos la ecuación (1) (figura 7). En la tabla 2 se muestran los valores medios (desviaciones standard entre paréntesis).

Tabla 2. Valores medios (desviación standard entre paréntesis) de masa, dosis estimada y captación estimada a T0 de I-131.

Nº pacientes	Masa (g)	Dosis estimada (Gy)	% Cap. T0 I-131 estimada
219	16,9 (16,8)	275 (229)	32,9 (17,5)

Las masas medidas han variado entre 1 y 102,2 g y su desviación standard es del mismo orden que su valor medio, lo cual nos indica la importancia que tiene medir la masa del tiroides para hacer buenas estimaciones de dosis y que cuando se utilizan masas medias (no personalizadas) se pueden cometer grandes errores. A todo ello habría que sumar el error cometido en la estimación de la dosis al no tener en cuenta el efecto de reducción de volumen tiroideo durante el tratamiento⁹ (aumento de dosis entre 9 y 30 %) y los posibles errores en la estimación personalizada de la masa captante derivados del método utilizado (método del elipsoide, región de interés del 50%, distribución del I-131 no uniforme...). Cabría destacar en este punto que la incertidumbre en la valoración del volumen funcional tiroideo con técnicas volumétricas en PET es del 10%⁶ y la incertidumbre en la medida de la masa del tiroides con ultrasonidos está entre el 15 y el 20%⁹.

Las captaciones máximas estimadas a tiempo cero de I-131 han variado entre 3,1% y 78,6% y sus desviaciones standard son superiores a la mitad de sus valores medios, indicándonos que si se utilizan captaciones máximas medias se pueden cometer igualmente grandes errores. Otro aspecto sería la incertidumbre asociada a la medida de la captación. Traino y cols⁹ asocian a esta medida una incertidumbre entre el 5 y el 10%.

Finalmente las dosis estimadas han variado entre 11 y 1415 Gy, hay que tener en cuenta que están afectadas por

los errores cometidos a la hora de estimar la captación máxima a tiempo cero con I-131 a partir de la captación de Tc-99m y los factores F promedio (hasta un factor 1,35 y captación máxima supuesta a las 24 horas) y por los errores que provienen de suponer un semiperíodo efectivo de 5 días (hasta un factor 2,5). También se ha de tener en cuenta que estas dosis se han calculado suponiendo que el factor S de MIRD para el tiroides es inversamente proporcional a su masa ($S_m=20 \cdot S_{20}/m$), es decir, estos métodos no tienen en cuenta que S_m varía en función del tamaño del tiroides. Para masas de nódulos entre 1 y 80 g, tendríamos que aplicar factores de corrección que varían entre 0,934 y 1,078^{10,11}. Lo que implica que además podemos estar cometiendo errores en la estimación de la dosis entre un -6,6% y un 7,8% para masas entre 1 y 80 g.

Conclusiones

La relación entre la captación máxima a tiempo cero con I-131 y la captación máxima con Tc-99m es de aproximadamente un factor 5, variando entre 3,5 y 6,4.

En la estimación de la captación máxima a tiempo cero con I-131 a través de la captación máxima con Tc-99m (aplicando los factores promedio de F) se pueden llegar a cometer errores de hasta un factor 1,35. Cuando la captación máxima no haya ocurrido a las 24 horas se están cometiendo errores de difícil valoración.

Es razonable evaluar la masa captante con las imágenes de Tc-99m cuando no se dispone de imagen con I-131.

Existe una gran variación de masa, de captación máxima tiempo cero de I-131 y de semiperíodo efectivo entre pacientes, lo cual hace que se cometan grandes errores a la hora de estimar la dosis que recibe el tiroides de los pacientes hipertiroides cuando se utilizan valores medios para alguno de estos parámetros.

Para hacer una adecuada estimación de la dosis que recibe el tiroides en pacientes hipertiroides es necesario tener una buena y personalizada valoración de la masa captante, del semiperíodo efectivo y de la captación máxima a tiempo cero con I-131. Esto requiere hacer medidas sobre el paciente, obteniendo imágenes gammagráficas durante varios días tras la administración del I-131 terapéutico. Conviene recordar que también se pueden

cometer errores importantes a la hora de estimar la masa captante personalizada debido al método utilizado y errores en la captación máxima personalizada, ya que puede no coincidir con la captación de las 24 horas. Si el paciente no está disponible tantos días y no ha cambiado su medicación durante las últimas 4 semanas, se puede aplicar el método alternativo descrito por la ecuación (4), de modo que sólo se necesita una imagen gammagráfica a los 4 o a los 8 días de la administración del I-131 de la fase diagnóstica³ o terapéutica⁴.

Referencias

1. Snyder WS, Ford MR, Warner GG, Watson SB. "S: Absorbed dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and organs," MIRD Pamphlet No.11 (The Society of Nuclear Medicine, New York, 1975).
2. Berg GEB, Michanek AMK, Holmberg ECV, Fink M. Iodine-131 Treatment of hyperthyroidism: Significance of effective half-life measurements. *J Nucl Med* 1996;37:228-232.
3. Bockisch A, Jamitzky T, Dewarnz R, Biersack HJ. Optimized dose planning of radioiodine therapy of benign thyroidal diseases. *J Nucl Med* 1993;34:1632-1637.
4. Rivas Ballarín MA, Grupo de trabajo sobre Dosimetría en Medicina Nuclear. SEFM/ SEMN/SEPR. Estimación de la dosis absorbida en tratamientos de hipertiroidismo con I-131. XIII Congreso Nacional de Física Médica. Málaga 2001.
5. Medicina Nuclear Intervencionista: Experiencia en nódulos tiroideos autónomos. Tesis Doctoral. Dionisio García Pomar. 1987. Zaragoza.
6. Snyder WS, Ford MR, Warner GG, Fisher HL. "Estimates of Absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom" MIRD Pamphlet No.5 (The Society of Nuclear Medicine, New York, 1969).
7. Crawford DC, Flower MA, Pratt BE, Hill C, Zweit J, McCready VR, Harmer CL. Thyroid volume measurement in thyrotoxic patients: comparison between ultrasonography and iodine-124 positron emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1997; 24:1470-1478.
8. Reschini E, Matheoud R, Canzi C, Castellani M, Galelli M, Ferrari C, Paracchi A, Gerundini P. Dosimetry study in patients with autonomous thyroid nodule who are candidates for radioiodine therapy. *J Nucl Med* 1999;40:1928-1934.
9. Traino AC, Di Martino F, Lazzari M, Stabin MG. Influence of thyroid volume reduction on calculated dose in radioiodine therapy of Graves' hyperthyroidism. *Phys Med Biol* 2000;45:121-129.
10. Programa MIRDose 3.1 MIRD 1994.
11. Bolch WE, et al. "The dosimetry of nonuniform activity distributions-radionuclide S values at the voxel level" MIRD Pamphlet No.17 (The Society of Nuclear Medicine, New York, 1999). *J Nucl Med* 1999;40:11s-36s.

Dosis medidas *versus* calculadas en pacientes sometidos a tres exámenes simples de radiodiagnóstico convencional

R. Rodríguez Romero, B. Cañadillas Perdomo, F. Díaz Romero, J. Hernández Armas

Servicio de Física Médica y de Radiodiagnóstico del Hospital Universitario de Canarias.

Resumen

Se propone una metodología para colocar dosímetros termoluminiscentes en un maniquí antropomórfico masculino para medir dosis-órgano en pacientes sometidos a tres exploraciones radiológicas simples, con el objetivo de conocer la concordancia entre las dosis medidas y las calculadas mediante el software EffDose V1.02.

Se usaron 68 dosímetros en cada una de las exploraciones: abdomen AP, columna dorsal AP y tórax PA tal como se definen en el programa EffDose. Se obtuvieron los valores de dosis efectiva medidos y calculados. Los resultados encontrados permiten concluir que la metodología propuesta puede utilizarse para éstas y, en principio, otras exploraciones radiológicas.

Palabras Clave: Dosis - órgano, dosis efectiva, maniquí antropomórfico, TLD.

Abstract

A methodology to set thermoluminescent dosimeters in a male anthropomorphic phantom to measure organ dose in patients submitted to radiodiagnostic procedures, is proposed in order to know the agreement between these measured doses and estimated doses from EffDose V1.02 software.

Sixty eight dosimeters were used for each procedure: abdomen AP, thoracic spine and AP thorax PA as they are defined for EffDose program. Effective doses were obtained from measured and estimated values. Due the results found both effective doses values, this method seems to be proper to determinate effective dose on these and others radiological procedures.

Key words: Organ-dose, effective dose, male anthropomorphic phantom, TLD.

Introducción

El conocimiento de los niveles de dosis de radiación recibidas por los pacientes durante exámenes médicos con rayos X es, actualmente, un requisito legal¹ en España y están establecidos tres procedimientos para estimar valores de magnitudes dosimétricas en pacientes: a) medir el producto dosis-área, utilizando una cámara de transmisión; b) medir la dosis en la superficie del paciente utilizando dosímetros termoluminiscentes (TLD) adheridos a la piel del paciente y c) medir el rendimiento del equipo de rayos X con un dispositivo no invasivo.

La dosis efectiva es una magnitud dosimétrica representativa y aceptada para realizar estudios comparativos y para establecer el nivel de riesgo debido al uso de la radiación. Su cálculo exige el conocimiento de las dosis equivalentes en una serie de órganos fijados por la Comisión Internacional de Protección Radiológica² y aceptados tanto en la Directiva 96/27/EURATOM de la Unión Europea³ como en la legislación española⁴. Ahora bien, la medida directa de dosis equivalente en los órganos es imposible excepto, en primera aproximación, para los órganos superficiales (piel, cristalino, tiroides y testículos). Por esta razón, se ha realizado un importante esfuerzo para determinar la dosis absorbida en órganos durante exámenes médicos con rayos X usando las técnicas de Monte Carlo⁵ y se han obtenido resultados en condiciones particulares: exámenes radiológicos simples en proyecciones, dimensiones de campo de radiación y parámetros de exposición específicos para un maniquí antropomórfico matemático usado como símil del cuerpo humano. Dadas las notables diferencias entre este mani-

Correspondencia: R. Rodríguez Romero. Servicio de Física Médica y de Radiodiagnóstico del Hospital Universitario de Canarias. Laboratorio de Física Médica de la Universidad de La Laguna. 38320 La Laguna. Tenerife. E-mail: rromero@ull.es
Fecha de recepción: 19-7-2001.
Fecha de aceptación: 18-4-2002.

quí y un cuerpo humano real (órganos descritos mediante figuras geométricas de revolución, dimensiones, etc...), los resultados obtenidos están sujetos a limitaciones a la hora de extrapolarlos a pacientes reales. Sin embargo, los resultados han tenido una gran relevancia en todas las investigaciones dosimétricas en Radiodiagnóstico posteriores y han posibilitado la construcción de programas informáticos que, apoyándose en los coeficientes de conversión proporcionados por las técnicas de Monte Carlo permiten obtener datos tales como dosis en órganos, dosis efectiva, y dosis entrada en superficie. El más usado de estos programas es el denominado EffDose⁶.

La obtención de resultados dosimétricos con este programa informático y su asignación a pacientes está, pues, sometida a las limitaciones debidas a las características del maniquí y al método de cálculo usado. En este trabajo se trata de: 1) delimitar en un maniquí antropomórfico los diversos órganos internos para los que están fijados factores de ponderación para el cálculo de dosis efectiva y dividir estos órganos en porciones a efectos de realizar medidas dosimétricas que permitan la medida simplificada de la dosis órgano; 2) conocer el grado de concordancia entre los datos calculados y los que se obtienen mediante la colocación de TLD en determinados lugares de un maniquí antropomórfico para las tres exploraciones radiológicas simples: abdomen AP, columna dorsal AP y tórax PA.

El deseo de conocer los valores dosimétricos para exploraciones radiológicas complejas ha llevado, en algunos casos⁷, a utilizar el programa EffDose asimilando la exploración compleja a una combinación de exploraciones simples. Con los resultados de este trabajo se espera proporcionar una primera aproximación a un procedimiento de medida de dosis a pacientes válido también para exploraciones complejas.

Material y método

El material utilizado ha sido:

- Maniquí antropomórfico masculino Rando (Alderson), fabricado con un esqueleto humano natural y material plástico equivalente a tejido, constituyendo una mejor aproximación a un organismo humano real que un maniquí matemático. Las características del mismo han sido descritas en diversos trabajos⁸⁻¹⁰. Está cortado en secciones transversales con orificios cilíndricos de 6 mm de diámetro dispuestos en rejillas de 3 x 3 cm en cada sección.
 - Imágenes de Atlas fotográfico de Anatomía Humana¹¹.
 - Dosímetros termoluminiscentes tipo TLD-100 (piezas de 3 x 3 x 0,9 mm)
 - Horno para tratamientos térmicos de dosímetros termoluminiscentes (previo lectura, borrado + restaurado) PTW THELDO.
 - Lector de dosímetros termoluminiscentes, marca Harshaw 4000.

- Equipo de Rayos X para uso en Radiodiagnóstico médico.
- Equipamiento para control de calidad de equipos de Rayos X.

El método seguido puede resumirse en los cuatros apartados siguientes:

1. Caracterización del maniquí antropomórfico Rando para dosimetría en radiodiagnóstico.

Mediante una radiografía del maniquí Rando y con la ayuda de un radiólogo experimentado, se identificaron cada una de las secciones del maniquí con imágenes reales de cortes tomográficos del Atlas Anatómico Humano¹¹. Ampliando dichas imágenes a la escala del maniquí antropomórfico, se dibujaron los órganos de riesgo que intervienen en el cálculo de dosis efectiva (I.C.R.P. 60)² en cada una de sus secciones.

La elección de los puntos de medida para cada órgano se basó en una división del órgano en porciones de aproximadamente igual volumen, determinadas por consideraciones geométricas basadas en la anatomía del órgano y consideraciones basadas en la función del mismo y aprovechando, cuando era posible, los orificios de que dispone el maniquí. En el caso de la médula ósea roja y superficie ósea fue necesario practicar nuevos orificios en las secciones 4, 12, 17, 23, 29, 32 y 33 del maniquí Rando para obtener medidas representativas de las dosis en estos tejidos. En el caso de la piel, se dividió en áreas de similar superficie colocando un dosímetro en cada una de ellas.

En total, en cada exploración radiológica se colocaron en el maniquí 68 dosímetros cuya distribución se muestra en la Tabla 1: número total de puntos de medida por órgano, secciones del maniquí que abarca cada órgano, identificación de los orificios del maniquí utilizando el sistema ya propuesto en la literatura⁹ y la localización del punto de medida en cada sección.

El sistema de identificación de cada orificio se basa en asignar el valor 74 al orificio central aproximado de cada sección, entendiendo este valor como par de coordenadas $x=7$ e $y=4$. Los restantes puntos tendrán las coordenadas que les correspondan a partir del origen 74 considerando que la unidad de medida que separa los orificios del maniquí Rando es de 3 cm.

A continuación se detalla la localización anatómica de los puntos de medida externos correspondientes a los siguientes órganos:

Mama	M1	pezón izquierdo
	M2	pezón derecho
Testículos	Te1	testículos
Piel	Pi1, Pi5 y Pi9	línea media axilar izquierda
	Pi2, Pi6, y Pi10	línea media axilar derecha
	Pi3 y Pi7	línea media anterior
	Pi4 y Pi8	línea media posterior
Tiroides	T1	línea media anterior

Tabla 1. Localización de órganos y puntos de medida en el maniquí Rando

Órgano (Nº puntos de medida)	Sección	Identificación punto de medida	Ubicación**	Órgano (Nº puntos de medida)	Sección	Identificación punto de medida	Ubicación**	
Mama (2)	16			*Superficie Ósea (7)	4	75	Superior	
	17	M1, M2	Externa		12	(7.3 3.5)	Superior	
Estómago (3)	20				17	(7.4 2.7)	Inferior	
	21				23	(7.3 3.1)	Inferior	
	22	54	Superior		29	(7 2.7)	Inferior	
	23	75	Superior	32	(4.8 2.6), (9 2.6)	Superior		
	24	63	Superior	*Médula Ósea Roja (5)	4	75	Superior	
Colon Inferior (4)	25	44	Inferior		12	(7.3 3.5)	Superior	
	26				23	(7.3 3.1)	Inferior	
	27				33	(4.4 3.3), (9.4 3.8)	Superior	
	28	45	Superior	Glándulas Suprarrenales (2)	21			
	29				22	63	Inferior	
	30	55	Superior		23	93	Inferior	
	Hígado (5)	31			Cerebro (4)	1	74	Inferior
32		64	Inferior	2		73, 76	Inferior	
33				3				
34				4		74	Superior	
Pulmones (8)		10			5			
		11			Intestino Delgado (4)	23		
		12				24		
	13	54, 104	Superior	25				
	14			26		65	Superior	
15			27	85	Superior			
Ovarios (2)	16	54, 104	Superior	28	66	Inferior		
	17			29	86	Inferior		
	18	54, 104	Superior	30				
	19			Colon Superior (4)	24			
	20	54, 104	Superior		25	44	Inferior	
	21				26	94	Inferior	
	22				27	75	Superior	
	Testículos (1)	31	56, 96	Media	28			
		35	Te1	Externa	29	95	Superior	
	*Piel (10)	5	Pi1, Pi2	Externa	30			
13		Pi3, Pi4	Externa	Riñones (4)	21			
19		Pi5, Pi6	Externa		22	63	Inferior	
25		Pi7, Pi8	Externa		23	93	Inferior	
31		Pi9, Pi10	Externa		24	53	Inferior	
Tiroides (1)	8			25	93	Inferior		
	9	T1	Externa	Páncreas (2)	21			
	10				22			
			23		54	Superior		
Vejiga (1)	32			24	94	Superior		
	33	75	Superior	Bazo (1)	20			
	34				21			
			22					
Esófago (3)	10				23	54	Superior	
	11	74	Inferior	24				
	12			Timo (1)	15	(7.2 6.6)	Inferior	
	13				Útero (1)	32		
	14					33	74	Inferior
	15	74	Superior	34				
	16							
	17							
	18							
	19	74	Inferior					
	20							
21								

* Los tejidos piel, superficie ósea y médula ósea roja se distribuyen a lo largo de todas las secciones, por ello, sólo se han incluido en la Tabla 1 aquellas en las que se encuentran puntos de medida.

** La distinción entre parte superior, media e inferior de la sección en la localización de puntos de medida internos del maniquí se debe a que el grosor de cada sección es de 2,5 cm, considerando como parte superior e inferior de cada orificio la parte más próxima a cráneo y zona caudal, respectivamente.

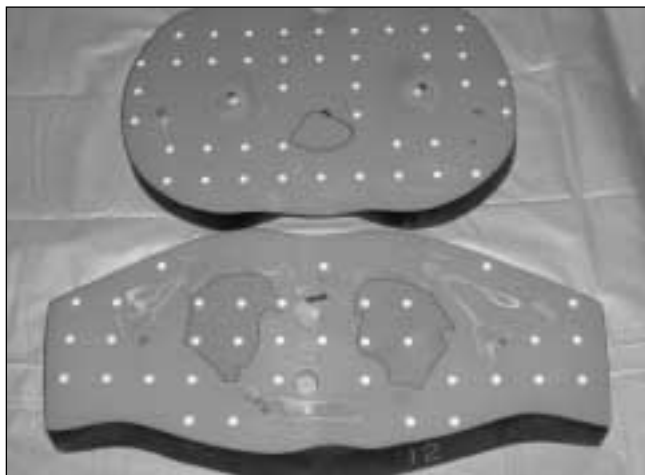


Fig. 1. Secciones del maniquí Rando preparadas para dosimetría de Radiodiagnóstico.

La figura 1 muestra las secciones 12 y 33 del maniquí con las marcas realizadas para algunos órganos (pulmón, esófago, médula ósea roja, superficie ósea; superficie ósea, vejiga y útero, respectivamente).

2. Puesta a punto del sistema de dosimetría termoluminiscente.

Los dosímetros termoluminiscentes empleados pertenecen a un mismo lote y se caracterizaron individualmente asignándoles a cada uno un factor de corrección específico. Fueron calibrados para las energías de rayos X diagnósticos (50 - 120 kV) en el Centro Nacional de Dosimetría (Valencia) obteniéndose como factor de calibración el valor 0,092 mGy/nC. Por otra parte, también se verificó la respuesta de los mismos comparando con una cámara de ionización PTW calibrada (conectada a un electrómetro PTW DL4-DI4), irradiando con rayos X de 80 kV proporcionados por un equipo cuyo funcionamiento se encontraba dentro de las tolerancias establecidas en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico¹².

Los dosímetros TLD - 100 se prepararon para su utilización siguiendo los procedimientos estándares del Laboratorio de Física Médica y Radiactividad Ambiental de la Universidad de La Laguna. Se colocaron en pequeñas bolsas de plástico numeradas de forma que podía fijarse con exactitud el lugar ocupado por cada dosímetro en el maniquí.

Aceptando las indicaciones señaladas en el Protocolo Nacional Británico para medida de dosis a pacientes en radiodiagnóstico¹³ consideramos que la incertidumbre global de las medidas de dosis realizadas es menor o igual a $\pm 25\%$ a un nivel de confianza del 95%.

3. Irradiación con rayos X del maniquí antropomórfico

Se seleccionaron las exploraciones radiológicas tórax PA, abdomen AP y columna dorsal AP reproduciendo to-

das las características establecidas para las mismas en el documento NRPB-SR262⁵ referidas a tamaño de campo de radiación, zona anatómica irradiada, centro del campo en la superficie del maniquí y distancia foco piel. Los parámetros técnicos para la realización de las exploraciones fueron: para abdomen PA, 75 kV, 18 mAs; para columna dorsal, AP 75 kV, 7,7 mAs y para tórax PA, 90 kV y 4 mAs. En todos los casos la filtración fue de 3 mm de Al y se utilizó el control automático de exposición. Una vez colocados los dosímetros termoluminiscentes en todos los puntos de muestreo, se realizaron los estudios radiológicos efectuando tres exposiciones sucesivas con los mismos parámetros de operación.

El equipo de rayos X utilizado para realizar estas exploraciones, fue previamente verificado asegurando el cumplimiento de todos los requisitos de funcionamiento que establece el Protocolo Nacional de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.

4. Obtención de valores de dosis - órgano y dosis efectiva.

Extraídos los TLD irradiados, se procedió a la lectura de los mismos, obteniéndose los correspondientes valores de dosis en mGy para cada dosímetro, siguiendo el procedimiento indicado en la bibliografía¹⁴. La dosis equivalente asignada a cada órgano se corresponde con la media aritmética de los valores de dosis registrados en los dosímetros situados en cada uno de los órganos. A partir de estos valores de dosis equivalentes se calculó la dosis efectiva.

Por otra parte, con los valores de los parámetros de kV, mAs, filtración del tubo, tamaño y forma de campo y la proyección de cada uno de los procedimientos radiológicos y utilizando el programa EffDose V 1.02, se obtuvieron los correspondientes valores estimados de dosis órgano y dosis efectiva.

Resultados y discusión

Los resultados correspondientes a las dosis medidas y calculadas en cada órgano para cada una de las tres exploraciones radiológicas estudiadas, se presentan en la Tabla 2.

Los valores de dosis efectiva, obtenidos para las tres exploraciones radiológicas consideradas, calculados con el programa EffDose son un 23%; un 33% y un 40% inferiores, respectivamente, a los obtenidos utilizando las medidas efectuadas con los TLD.

En la exploración de abdomen AP se han encontrado las mayores diferencias entre dosis-órgano medidas y calculadas. Estas discrepancias pueden ser debidas a las diferencias entre los maniquíes usados para obtener ambos valores de dosis. Dadas las características anatómicas y funcionales de los órganos situados en el abdomen, su ubicación

Tabla 2. Dosis órgano y efectivas medidas con TLD y calculados con EffDose en tres exploraciones radiológicas simples.

		w _T	DOSIS - ÓRGANO (mGy)								
			ABDOMEN AP			COLUMNA DORSAL AP			TÓRAX PA		
			TLD	EFFDOSE	Δ	TLD	EFFDOSE	Δ	TLD	EFFDOSE	Δ
ÓRGANOS	MAMA	0,05	0,08	0,01	0,07	0,39	0,24	0,15	0,02	0,02	0,00
	ESTÓMAGO	0,12	0,63	0,90	-0,27	0,15	0,14	0,01	0,03	0,02	0,01
	COLON INFERIOR	0,12	0,80	0,58	0,22	0,07	0,00	0,07	0,03	0,00	0,03
	HÍGADO	0,05	0,44	0,49	-0,05	0,24	0,16	0,08	0,02	0,04	-0,02
	PULMÓN	0,12	0,08	0,02	0,06	0,30	0,24	0,06	0,03	0,09	-0,06
	OVARIOS	0,2	1,47	0,55	0,92	0,04	0,00	0,04	0,07	0,00	0,07
	TESTÍCULOS	0,2	0,19	0,10	0,09	0,07	0,00	0,07	0,11	0,00	0,11
	PIEL	0,01	0,42	0,19	0,23	0,19	0,06	0,13	0,03	0,02	0,01
	TIROIDES	0,05	0,07	0,00	0,07	0,20	0,27	-0,07	0,01	0,01	0,00
	VEJIGA	0,05	0,74	1,20	-0,46	0,10	0,00	0,10	0,11	0,00	0,11
	ESÓFAGO	0,05	0,08	0,03	0,05	0,32	0,16	0,16	0,03	0,05	-0,02
	SUPERFICIE ÓSEA	0,01	0,17	0,12	0,05	0,11	0,11	0,00	0,04	0,06	-0,02
	MÉDULA ÓSEA ROJA	0,12	0,17	0,09	0,08	0,12	0,05	0,07	0,05	0,03	0,02
RESTO	GLÁNDULAS SUPRARRENALES	0,05	0,29	0,10	0,19	0,10	0,07	0,03	0,04	0,11	-0,07
	CEREBRO	0,05	0,04	0,00	0,04	0,10	0,00	0,10	0,01	0,00	0,01
	INTESTINO DELGADO	0,05	1,28	0,72	0,56	0,05	0,00	0,05	0,01	0,00	0,01
	COLON SUPERIOR	0,05	0,90	0,88	0,02	0,06	0,00	0,06	0,02	0,00	0,02
	RIÑONES	0,05	0,33	0,15	0,18	0,08	0,02	0,06	0,04	0,07	-0,03
	PÁNCREAS	0,05	0,52	0,38	0,14	0,11	0,15	-0,04	0,02	0,04	-0,02
	BAZO	0,05	0,51	0,21	0,30	0,13	0,04	0,09	0,01	0,09	-0,08
	TIMO	0,05	0,05	0,00	0,05	0,79	0,87	-0,08	0,02	0,02	0,00
	ÚTERO	0,05	0,36	0,73	-0,37	0,09	0,00	0,09	0,12	0,00	0,12
	TEJIDO RESIDUAL (MÚSCULO)	0,05	-	0,24		-	0,06		-	0,02	
DOSIS EFECTIVA (mSv)			0,47	0,36	0,11	0,18	0,12	0,06	0,05	0,03	0,02

Δ = diferencia entre dosis obtenida a partir de TLD y de aplicación del programa EffDose.

precisa en el maniquí antropomórfico Rando es difícil. La distribución de las diferencias entre dosis en órganos en el caso de esta exploración es prácticamente aleatoria, de forma que la diferencia entre dosis efectivas es la menor entre todas las exploraciones radiológicas analizadas.

Los valores medios correspondientes a las medidas de dosis en piel y mamas son siempre superiores a los calculados. En el caso de las mamas, esta diferencia se presenta en las proyecciones AP, mientras que no se da en la proyección PA debido a la mayor atenuación que experimenta la radiación al atravesar el cuerpo. En el caso de la piel, la sobreestimación puede tener su causa en el hecho de no tener en cuenta la piel de las extremidades, de las que carece el maniquí antropomórfico Rando.

Conclusiones

En este trabajo se ha obtenido el valor de dosis efectiva para tres exploraciones simples (abdomen AP, columna dorsal AP y tórax PA) a partir de medidas realizadas con dosímetros termoluminiscentes colocados en un maniquí antropomórfico y el correspondiente valor estimado por la aplicación del programa EffDose. En los tres casos, la dosis efectiva calculada a partir de las dosis medidas con TLD fueron superiores a la dosis efectiva esti-

mada mediante el programa, con diferencias comprendidas entre el 23% y el 40%.

Las discrepancias existentes entre los valores medidos con TLD y los estimados pueden ser debidas, entre otras causas, a una diferencia en la distribución, tamaño y ubicación de los órganos en ambos maniquíes. El análisis de las causas que puedan influir en estas diferencias puede ser motivo de futuros estudios.

Con los resultados obtenidos, se considera factible llegar a fijar un número mínimo de dosímetros por órgano tal que la dosis medida asignada a cada órgano sea comparable con la dosis obtenida por aplicación del programa EffDose para el caso de exploraciones radiológica simples para las que está diseñado este programa. Esta distribución de dosímetros en el maniquí, será igualmente válida para medir las dosis en órganos y obtener los valores de dosis efectivas en exploraciones complejas, para las que no existe actualmente ningún programa informático de cálculo.

Referencias

1. Real Decreto 1976/99 por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico. B.O.E. 311 (29-12-1999).
2. ICRP 60. Recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Publicación S.E.P.R. Madrid. (1995).

3. Directiva Europea 96/27/EURATOM. Comisión Europea. Bruselas (1996).
4. Real Decreto 783/2001, de 6 de julio, por el que se aprueba el Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes. B.O.E. 178 (26-07-2001).
5. Hart D, Jones DG, Wall BF. Normalised Organ doses for Medical X-ray Examinations calculated using Monte Carlo techniques. NRPB Publication NRPB-SR262 (1994).
6. Baadegaard N, Hjardemaal O. National Board of Health. National Institute Hygiene. Denmark. Programa EffDose (1994).
7. Hernández Armas J. Effective doses in IR. Radiation Protection in Interventional Radiology. Erpet Course. Madrid (1997).
8. Huda, W. & Sandison, G.A. Estimation of mean Organ Doses in Diagnostic Radiology from Rando Phantom Measurements. Health Physics 1984;47(3):463-467.
9. Golikov VY, Nikitin VV. Estimation of the mean Organ Doses and the Effective Dose Equivalent from Rando Phantom Measurements. Health Physics 1989;56(1):111-115.
10. Klech JH, Smathers JB, Holly FE, Myers LT. Anthropomorphic Therapy Phantoms: a quantitative assessment of tissue substitute. Medical Physics 1990;17(5):800-806.
11. Ferreira LN, Teragni E, Pró EA, Forlizzi V. Atlas Fotográfico de Anatomía Humana. Weber Ferro, S.R.L. 1995.
12. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos Técnicos ISBN 84-87450-70-9. Publicación SEFM-SEPR. Madrid 1996.
13. National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology, Published by NRPB (1992).
14. Wall, B.F. Harrison R.M, & Spiers F.W. Patient Dosimetry Techniques in Diagnostic Radiology IPSM No.53

Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT

L. C. Martínez, C. Rodríguez, C. Muñoz, A. López

Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid.

Resumen

La densidad electrónica es un dato necesario para la planificación en radioterapia. Para obtenerla a partir de las imágenes proporcionadas por un escáner CT se necesita una curva de densidad electrónica relativa (curva DER) en función de unidades Hounsfield (HU). Un método para su obtención es la calibración estequiométrica, consistente en parametrizar HU en función de la densidad electrónica y el número atómico empleando materiales de composición conocida. Posteriormente, empleando la composición elemental y la densidad electrónica de los materiales del cuerpo humano, se pueden calcular sus números HU. Este trabajo trata de manera distinta la parametrización de HU propuesta por otros autores y considera explícitamente la dependencia con la energía. Se ha elaborado una expresión para los coeficientes de atenuación lineales de los elementos con Z inferior a 20 que permite expresar HU como función de la densidad electrónica, Z y un único parámetro dependiente del haz empleado en el escáner CT. Así la calibración estequiométrica se puede realizar incluso empleando un único material. Además se ha comprobado la independencia de la calibración con el material seleccionado. Se ha estimado que la densidad electrónica relativa determinada de este modo tiene una incertidumbre menor que un 6% ($k = 2$) pudiéndose emplear el procedimiento en la planificación en radioterapia.

Palabras Clave: Densidad electrónica, unidades Hounsfield, energía efectiva, planificación de tratamientos de radioterapia, calibración estequiométrica.

Abstract

Knowledge of electron density is necessary for radiotherapy treatment planning. In order to obtain it from CT images a relative electron density curve (RED curve) is needed. A method to determine this curve is stoichiometric calibration, consisting in parametrizing HU as a function of relative electron density and effective atomic number by using materials of known composition. Then, it is possible to calculate HU for human body tissues from data on their elemental composition and electron density. This work employs a different approach for the HU parametrization proposed by other authors and considers explicitly the energy dependence. An expression for linear attenuation coefficients of low Z elements ($Z < 20$) has been elaborated. This allows to express HU as a function depending on relative electron density, Z and a CT scanner depending parameter. So stoichiometric calibration can be made by employing even one material. Moreover the independence of this calibration on material selection has been established. It has been estimated that the uncertainty of the relative electron density calculated from this method is less than 6% ($k = 2$) which means that this method is good enough for radiotherapy treatment planning.

Key words: Electron density, Hounsfield units, effective energy, radiotherapy treatment planning, stoichiometric calibration.

Introducción

Los planificadores de radioterapia calculan la dosis en medios inhomogéneos empleando algoritmos de corrección basados en el conocimiento de la densidad electrónica (ρ_e) de los distintos tejidos. La mayoría de los plani-

ficadores obtienen estas densidades a partir de imágenes CT. Para las energías de los haces de rayos X empleadas, los números Hounsfield (HU) que forman la imagen dependen no sólo de las densidades electrónicas sino también de los números atómicos efectivos asociados al efecto fotoeléctrico. El hecho de que los HU dependan de estas dos variables implica la inexistencia de una relación unívoca de estos HU con la densidad electrónica. Sin embargo, si nos limitamos a los materiales presentes en los tejidos del cuerpo humano, diversos autores han señalado la posibilidad de obtener la densidad electrónica a partir de los HU empleando una dependencia funcional que denominaremos curva de densidad electrónica relativa (curva DER)¹⁻⁶. Esta curva debe establecerse previamente y es dependiente, en principio, del escáner y de la técnica empleados en la obtención de la imagen. Tradicionalmente esta curva se ha obtenido de dos maneras.

La primera consiste en disponer de materiales similares a los estándares y realizar lo que se conoce como calibración mediante sustitutos^{1-5,7}.

Si no se dispone de estos materiales, otra posibilidad es establecer el HU para materiales disponibles de composición conocida y calcularlo para los materiales de interés empleando su composición elemental, lo que se denomina calibración estequiométrica^{2,3}. Para ello es necesario emplear la relación entre los HU y los coeficientes de atenuación lineal. Los autores que han seguido este procedimiento plantean expresiones del coeficiente de atenuación lineal dependientes de tres parámetros libres que establecen mediante la medida de HU en materiales de composición conocida. Sin embargo, las dependencias entre estos parámetros no han sido desarrolladas suficientemente por estos autores. Asumiendo que los coeficientes de atenuación lineal proporcionados por un escáner CT tras la reconstrucción son los que corresponden a una energía única dada (*energía efectiva*)⁸⁻¹⁰ estos parámetros se pueden calcular de forma teórica. Esto supone que cada haz de un escáner CT queda completamente caracterizado por un único parámetro. La *energía efectiva* no es un concepto nuevo, pues se ha aplicado a la resolución de diversos problemas, desde el análisis cuantitativo en el diagnóstico de diversas lesiones⁸, hasta el diseño del algoritmo de reconstrucción⁹.

En este trabajo se ha establecido una parametrización del coeficiente de atenuación lineal a partir de valores tabulados y por tanto independientes del escáner, que permite expresar el HU de cualquier material en función de un único parámetro característico del haz empleado en el escáner en cuestión directamente relacionado con la energía efectiva. La forma práctica de calcular este parámetro es muy simple y basta con realizar una única medida en un material adecuado. La calibración estequiométrica a partir de este valor es trivial.

El modelo propuesto se ha contrastado en un escáner CT concreto y se han obtenido buenos resultados.

Método y materiales

Parametrización del coeficiente de atenuación lineal

Para el rango de energía que nos interesa (desde 20 keV hasta 150 keV) y para elementos ligeros ($Z \leq 20$), proponemos la siguiente parametrización del coeficiente de atenuación lineal:

$$\mu(E, \rho_{e,a}, Z_{ef,a}) = \rho_{e,a} \cdot (\lambda(E) + \nu(E) \cdot Z_{ef,a}^n), \quad (1)$$

en donde E es la energía, $\rho_{e,a}$ es la densidad electrónica del material relativa a la del agua, λ y ν son funciones de la energía cuya suma es el coeficiente de atenuación lineal del agua, n es un exponente con un valor esperado cercano a 3 y $Z_{ef,a}$ es el número atómico efectivo relativo al agua, definido por:

$$Z_{ef,a} = \frac{1}{Z_{ef,agua}} \left(\sum_i \frac{N_i}{N} \cdot Z_i^n \right)^{1/n}, \quad (2)$$

siendo N_i la contribución en electrones del elemento i , Z_i el número atómico del elemento i y N el número total de electrones del compuesto. $Z_{ef,agua}$ es el número atómico efectivo del agua.

La expresión (1) viene sugerida por las dos contribuciones principales al coeficiente de atenuación, la dispersión Compton y la absorción fotoeléctrica. Como μ es el coeficiente de atenuación total, las funciones λ y ν no son estrictamente hablando las partes Compton y fotoeléctrica del coeficiente de atenuación del agua, sino que incluyen también la contribución no considerada explícitamente de la dispersión Rayleigh.

Aún así, el exponente n se espera que esté en torno a 3 porque da cuenta fundamentalmente de la variación del coeficiente de atenuación fotoeléctrico con Z . Su valor no es el teórico por las razones dadas más arriba sobre el significado de λ y ν .

Los coeficientes de atenuación lineal tabulados por Boone y Chávez en 1996¹¹ para elementos desde $Z = 1$ (H) hasta $Z=20$ (Ca) y para el conjunto de energías $E_i = 50, \dots, 90$ keV en pasos de 10 keV, se han ajustado a la expresión (1) mediante un procedimiento de mínimos cuadrados. Los parámetros que se determinan en el ajuste son n , $\lambda(E_i)$ y $\nu(E_i)$.

Energía efectiva y HU

Las imágenes obtenidas por un escáner CT son una matriz de números HU, definidos como:

$$HU = \frac{\mu_i - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \cdot 1000, \quad (3)$$

donde μ_i es el coeficiente de atenuación lineal del material i y μ_{agua} es el coeficiente de atenuación lineal del agua. Esta definición sólo es aplicable en el caso de que el haz incidente sea monoenergético. En la práctica, los coeficientes de atenuación lineales obtenidos por el escáner CT provienen de un proceso de reconstrucción en el que se aplican procedimientos correctores que tratan de conseguir que el haz tenga un comportamiento monoenergético. Nosotros llamaremos *energía efectiva* (E_{ef}) del haz empleado al valor de la energía para el cual el coeficiente de atenuación lineal del material es igual al valor proporcionado por el escáner CT. La suposición de que el haz del escáner CT queda caracterizado por un único parámetro sólo es cierto si esta energía efectiva así definida es independiente del material elegido para su determinación.

De acuerdo a nuestra definición de energía efectiva, E_{ef} e introduciendo (1) en (3) se llega a la siguiente expresión:

$$HU(E_{ef}, \rho_{e,a}, Z_{ef,a}) = 1000 \cdot \left\{ \rho_{e,a} \left[\alpha(E_{ef}) \cdot (1 - Z_{ef,a}^n) + Z_{ef,a}^n \right] - 1 \right\}, \quad (4)$$

donde:

$$\alpha(E) = \frac{\lambda(E)}{\lambda(E) + \nu(E)} \quad (5)$$

La expresión (4) se puede emplear para calcular el HU de un material arbitrario de composición conocida ($\rho_{e,a}$, $Z_{ef,a}$) en función de la energía efectiva del haz empleado en el escáner (E_{ef}). El valor de $\alpha(E_{ef})$ se obtiene de la definición (5) en función de $\lambda(E_{ef})$ y $\nu(E_{ef})$.

Determinación de la energía efectiva

La expresión (4) se puede escribir:

$$\frac{HU(E_{ef}, \rho_{e,a}, Z_{ef,a}) + 1}{\rho_{e,a}} - Z_{ef,a}^n = \alpha(E_{ef}) \cdot (1 - Z_{ef,a}^n), \quad (6)$$

Definiendo:

$$x = (1 - Z_{ef,a}^n), \quad y = \frac{HU}{\rho_{e,a}} + 1 - Z_{ef,a}^n, \quad m = \alpha(E_{ef}), \quad (7)$$

la expresión (6) es una relación del tipo $y = m \cdot x$. Las variables x e y se pueden calcular midiendo el HU para materiales de densidad electrónica y composición química conocidas. A cualquier material que verifique estas condiciones le denominaremos *calibrador*. En nuestro caso

se ha tomado como calibrador un único material, el aluminio, pero el calibrador no tiene por qué ser único.

El cociente y/x proporciona el valor de m . Con este valor es posible calcular, mediante la expresión (4), el HU de cualquier otro material de composición conocida. Si deseamos además obtener el valor de la energía efectiva, basta invertir la función α , ya que $E_{ef} = \alpha^{-1}(m)$.

Calibración estequiométrica

Las composiciones estándares y las densidades electrónicas de los tejidos del cuerpo humano se encuentran tabuladas^{12,13}. Introduciendo estas composiciones en la expresión (2) se obtiene el $Z_{ef,a}$ correspondiente. Una vez determinado α para un haz concreto, mediante la expresión (4) se puede calcular el HU de estos materiales. De esta forma se obtienen pares de valores (HU , $\rho_{e,a}$) que forman una nube de puntos en el plano y que se puede aproximar por una curva DER.

Independencia de la energía efectiva con la elección del calibrador

El procedimiento para obtener α se ha aplicado a un escáner CT concreto (Picker PQ2000S) empleando un haz de 120 kVp con un protocolo de cabeza.

La energía efectiva para el haz resultante se ha determinado empleando los materiales indicados en la Tabla 1. Todos ellos se pueden obtener fácilmente en un hospital y fueron elegidos de manera que el rango de números atómicos efectivos fuera comparable al existente para los materiales presentes en el cuerpo humano, desde tejidos

Tabla 1. Materiales empleados para la comprobación de la independencia de la energía efectiva con el material elegido. Cubren un amplio rango de densidad electrónica y número atómico efectivo relativos al agua. Aparecen en orden creciente de densidad electrónica. Las disoluciones de sal común se han preparado para este fin con diferentes concentraciones. HU es el valor medido en las condiciones empleadas en nuestro escáner CT.

Material	Fórmula	$\rho_{e,a}$	$Z_{ef,a}$	HU
Etanol 96°	CH ₃ CH ₂ OH	0,82	0,86	-209
Fosfato cálcico	CaHPO ₄ ·2H ₂ O	0,89	1,89	431
Polietileno	C ₂ H ₄	0,96	0,74	-62
Agua	H ₂ O	1,00	1,00	5
NaCl en agua 1	NaCl · 96 H ₂ O	1,02	1,07	58
NaCl en agua 2	NaCl · 48 H ₂ O	1,04	1,13	100
NaCl en agua 3	NaCl · 27 H ₂ O	1,06	1,21	165
NaCl en agua 4	NaCl · 18 H ₂ O	1,09	1,28	232
NaCl en agua 5	NaCl · 13 H ₂ O	1,12	1,34	299
Nylon 6	C ₆ H ₁₁ ON	1,13	0,83	102
NaCl en agua 6	NaCl · 10 H ₂ O	1,15	1,40	360
Acrílico (perspex)	C ₅ H ₈ O ₂	1,16	0,87	130
Sal común	NaCl	1,20	2,04	969
Carbonato cálcico	CaCO ₃	1,21	2,06	1038
Teflón	C ₂ F ₄	1,86	1,13	849
Aluminio	Al	2,34	1,74	2178

blandos hasta hueso (desde $Z_{ef,a} \approx 1$ hasta $Z_{ef,a} \approx 2$). En cada caso, el HU considerado es el valor promedio del HU de cada píxel en una región de interés. La densidad electrónica se ha calculado mediante la siguiente expresión:

$$\rho_{e,a} = \frac{N_A \cdot \rho \cdot \sum_i \frac{Z_i}{A_i}}{\rho_{e,agua}} \quad (8)$$

donde $\rho_{e,agua}$ es la densidad electrónica del agua y ρ es la densidad másica de la sustancia. Las densidades másicas se han determinado experimentalmente empleando una balanza de precisión.

Para cada material se empleó un volumen similar de $5 \cdot 5 \cdot 5 \text{ cm}^3$ colocado en el isocentro del escáner CT y en aire.

El método propuesto para la determinación de la energía efectiva es coherente si la energía efectiva resultante es un parámetro independiente del material elegido para su determinación y por tanto es característico exclusivamente del haz empleado en el escáner CT. Esta constancia de la energía efectiva es equivalente a obtener una relación lineal entre las variables x e y definidas más arriba.

Resultados

Parametrización del coeficiente de atenuación lineal

El mejor ajuste de los coeficientes tabulados a la expresión (1) se ha obtenido con $n = 3,21$. En la Figura 1 se reflejan los ajustes obtenidos para las energías de 50 keV a

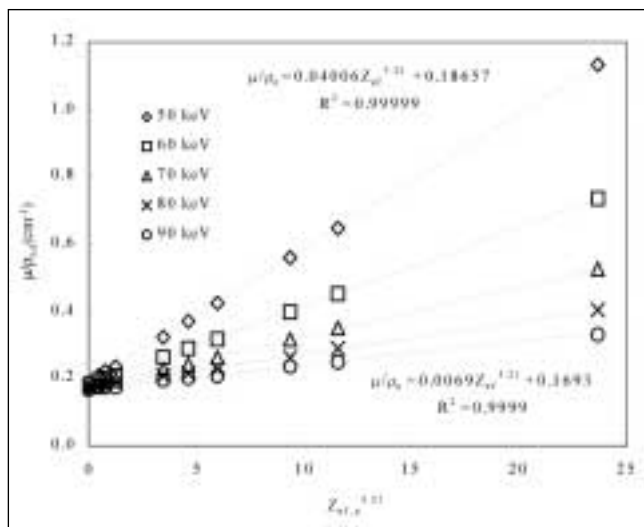


Fig. 1. Ajuste de los coeficientes de atenuación lineal a la expresión (1) con $n = 3,21$. En la ordenada está representado el cociente entre el coeficiente de atenuación lineal y la densidad electrónica relativa. El resultado de los ajustes sólo se muestra, por claridad, para los extremos del intervalo de energías.

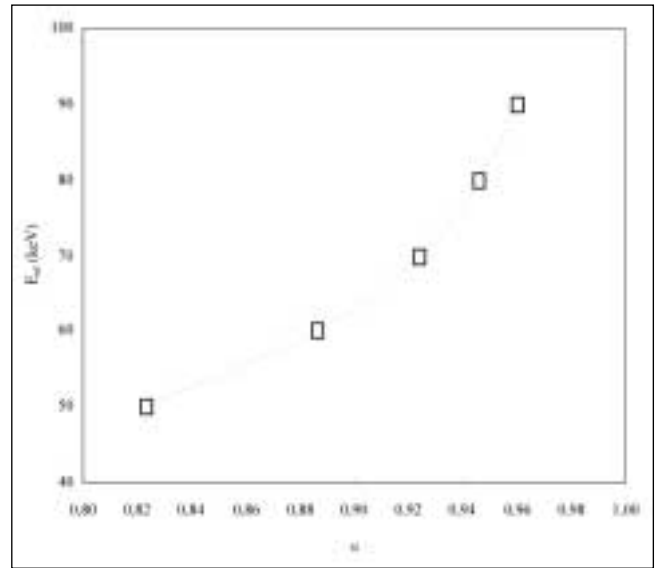


Fig. 2. Energía efectiva en función del parámetro α . La curva representada puede ser aproximada por la expresión $E_{ef} = 70 \cdot \exp(20.920 \cdot \alpha^2 - 33.141 \cdot \alpha + 12.772)$. La energía efectiva está expresada en keV.

90 keV con un incremento de 10 keV. Se ha tomado como densidad electrónica del agua $3,34 \cdot 10^{23}$ electrones/cm³ y como número atómico efectivo del agua 7,46 para $n = 3,21$. En esta figura se muestran a modo de ejemplo los valores de λ y ν para los extremos del intervalo de energías considerado. Los resultados para $\alpha(E)$ se reflejan en la Figura 2. En nuestro caso estamos interesados en obtener la energía efectiva en función del valor de α . Los puntos representados en la Figura 2 se pueden aproximar por la siguiente expresión:

$$E_{ef} = 70 \cdot \exp(20.920 \cdot \alpha^2 - 33.141 \cdot \alpha + 12.772) \quad (9)$$

en donde la energía efectiva se expresa en keV. Esta expresión aproxima los valores obtenidos para α con una desviación cuadrática media de 0,8 keV.

Determinación de α en el escáner CT empleando el calibrador

El valor de α obtenido a partir de la medida del HU del calibrador (A1) es $0,93 \pm 0,01$, lo que proporciona un valor $E_{ef} = 73 \pm 3$ keV. La expresión (4) se particulariza para el protocolo utilizado en nuestro escáner CT como:

$$HU(\rho_{e,a}, Z_{ef,a}) = 1000 \cdot \left\{ \rho_{e,a} \left[0,93 + 0,07 \cdot Z_{ef,a}^{3,21} \right] - 1 \right\} \quad (1)$$

Calibración estequiométrica

Introduciendo en la fórmula (10) los valores de $\rho_{e,a}$ y $Z_{ef,a}$ de los tejidos del cuerpo humano se obtienen los resultados representados en la Figura 3.

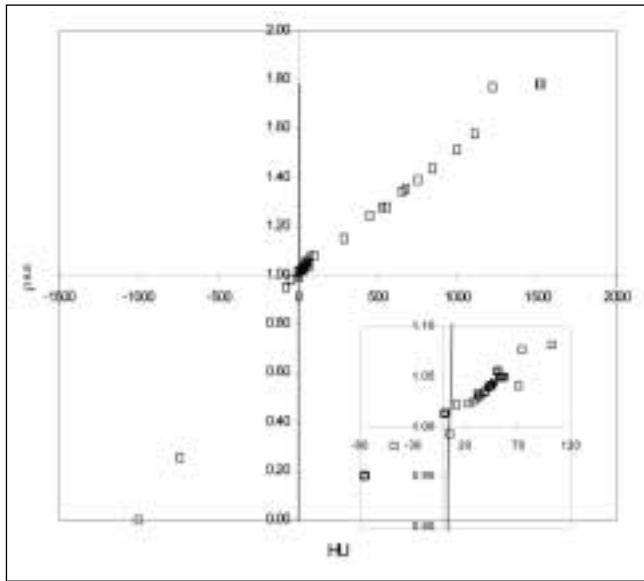


Fig. 3. Curva DER propuesta para el escáner CT analizado. Los puntos que definen los segmentos rectilíneos corresponden a los tejidos que aparecen en la Tabla 2. Se ha optado porque la curva no pase por el origen (agua) dando preferencia al tejido de la mama por su interés en radioterapia. El punto correspondiente a hueso compacto pone claramente de manifiesto que la curva DER es sólo una aproximación. Su desviación respecto a la curva propuesta es de un 8%.

Estos datos se pueden ajustar por varios tramos rectilíneos cuyos extremos se especifican en la Tabla 2. Los vértices se eligieron de manera que los tramos se aproximen al mayor número de puntos posible.

Independencia de la energía efectiva con la elección del calibrador

Los valores de x e y calculados con la expresión (7) para los materiales de la Tabla 1, están representados en la Figura 4. Los resultados indican que la energía efectiva es independiente del material elegido, puesto que los datos se ajustan a una línea recta con un coeficiente de

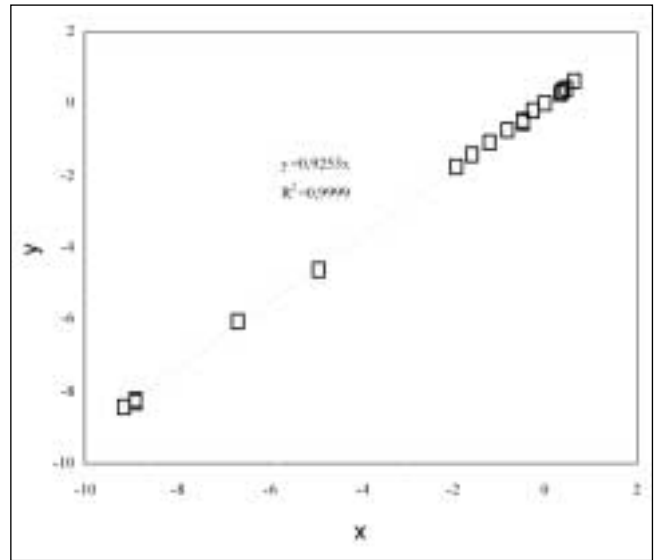


Fig. 4. Independencia del parámetro α con el material empleado como calibrador. Las variables x e y se definen en la expresión (7). Todos los materiales se sitúan sobre la misma recta, cuya pendiente es el parámetro

correlación $\rho = 0,9999$. El resultado del ajuste lineal tiene como pendiente $m = 0,925 \pm 0,002$. A este valor le corresponde una energía efectiva de $71,1 \pm 0,8$ keV.

Discusión

Aunque la parametrización propuesta para el coeficiente de atenuación no corresponde a un modelo estricto desde el punto de vista físico, dado que no se considera un término independiente para cada tipo de interacción, proporciona buenos resultados en los rangos considerados de energía y de número atómico. Los coeficientes de atenuación calculados mediante esta expresión se aproximan a los tabulados con una desviación cuadrática media de 0,6% y una desviación máxima del 3% en el intervalo considerado de energías, entre 30 y 150 keV y de Z , entre 1 y 20. Teniendo en cuenta que para un haz de 120 kVp y un HVL de 8,3 mm Al (condiciones en nuestro escáner CT) hemos estimado a partir del espectro¹⁴ que la intensidad de la radiación con energía inferior a 30 keV representa menos del 0,3% de la intensidad total radiada, el peor comportamiento de la parametrización en la región de baja energía no puede tener una contribución grande en la determinación de la energía efectiva.

El exponente $n = 3,21$ que ha resultado del análisis de los coeficientes de atenuación no es el considerado por otros autores como exponente que da cuenta de la variación de la atenuación fotoeléctrica con Z . Esto se puede esperar dado que en la parametrización propuesta no existe un término específico para la atenuación fotoeléctrica. Cada uno de los dos términos considerados engloba parte de la contribución Rayleigh a la atenuación to-

Tabla 2. Materiales del cuerpo elegidos como extremos de los tramos rectilíneos de la curva DER. La densidad electrónica es la tabulada para la composición estándar de estos tejidos. El $Z_{ef,a}$ ha sido calculado para $n = 3.21$. El valor de HU es el obtenido a partir de la expresión (10).

Tejido	$\rho_{e,a}$	$Z_{ef,a}$	HU
Aire	0,001	1,030	-999
Pulmón	0,258	1,014	-741
Tejido adiposo	0,951	0,857	-76
Medula amarilla	0,982	0,843	-48
Mama	1,014	0,937	0
Testículo	1,032	1,007	34
Cartílago	1,083	1,070	102
Hueso esponjoso	1,150	1,355	287
Hueso cortical	1,781	1,813	1519

tal. Debemos señalar que, como consecuencia, los $Z_{ef,a}$ deben ser calculados con este exponente y no se corresponden con los tabulados en otras fuentes para el efecto fotoeléctrico. Por otra parte insistimos en que este exponente es independiente del escáner CT que se pretenda calibrar, puesto que se ha fijado a partir de datos tabulados para elementos químicos.

La diferencia entre este trabajo y lo propuesto por otros autores^{2,3} radica en el análisis paramétrico del coeficiente de atenuación lineal empleando valores tabulados. Estos autores manejan expresiones más complejas de la forma:

$$\mu(\rho_e, Z) = \sum_i f_i(\rho_e, Z) \cdot \lambda_i \quad (1)$$

donde f_i son funciones de las características del material y λ_i son parámetros dependientes de la energía. Su valor se determina mediante la medida de los HU de distintos materiales en un escáner CT concreto. Al no contar con expresiones explícitas para $\lambda_i(E)$ necesitan, al menos, tantos materiales como parámetros λ_i para poder calcular estos. Además, no tienen acceso a la energía efectiva. En nuestro caso se han considerado dos sumandos con $\lambda_1 = \lambda$ y $\lambda_2 = \nu$ con expresiones explícitas para λ y ν en función de la energía. El haber considerado únicamente dos sumandos es lo que permite que en la expresión de HU (4) aparezca una única función $\alpha(E)$.

Desde el punto de vista práctico basta con considerar α como un parámetro que se determina directamente en las medidas. Adicionalmente, y mediante la función $\alpha(E)$, es posible acceder a la energía efectiva, que tiene un significado físico muy claro, aquélla para la cual los coeficientes de atenuación determinados por el escáner CT coinciden con el coeficiente de atenuación correspondiente a esa energía. Cualquier otro método de determinación de la energía efectiva permitiría hacer uso de la función $\alpha(E)$ para realizar la calibración estequiométrica. La existencia real de una energía efectiva queda contrastada en la Figura 4, en la que la correlación lineal entre las variables propuestas es muy alta para una muestra de materiales con un rango de densidades electrónicas y números atómicos efectivos suficientemente amplio para el objetivo que se persigue.

De los materiales empleados, algunas de las muestras estaban preparadas en forma de polvo o de disolución. En el primer caso se debe prestar atención a las posibles variaciones de la densidad por la compactación y en el segundo se debe conocer la composición de la disolución preparada con suficiente aproximación.

Nuestra elección del aluminio como calibrador está motivada por tratarse de un material sólido disponible con un grado de pureza alto. Su valor de Z es similar al Z_{ef} del hueso y su densidad electrónica es netamente superior a la de éste, con lo cual que queda suficientemente alejado del punto de referencia (agua) en la Figura 4, lo que minimiza el error en la determinación de la pendiente α . En su contra tiene que el valor de HU que produce

es superior a 2000 HU , mientras que los huesos compactos están en torno a 1300 HU .

Aunque en este trabajo se ha optado por elegir el empleo de un único calibrador, apoyado por la independencia del valor de α con la elección de éste, la calibración gana precisión empleando un mayor número de calibradores. Sin embargo, el número de materiales accesibles para los físicos de hospital cuya composición química y densidad sean conocidas es limitado. En este sentido es importante resaltar que para realizar una calibración estequiométrica no es necesario que los calibradores sean materiales con características similares a las de los tejidos del cuerpo humano. Se puede emplear cualquier material siempre que no tenga un Z_{ef} relativo al agua superior a 3, valor para el cual el análisis efectuado en este trabajo para los coeficientes de atenuación lineal puede dejar de ser válido.

Resumiendo, desde el punto de vista práctico, el procedimiento para obtener la curva DER se esquematiza en los siguientes pasos:

1. Elegir uno o varios materiales de composición elemental y densidad electrónica conocidas. Si sólo se conoce la densidad másica, la densidad electrónica se puede calcular empleando la expresión (8).
2. Medir el número Hounsfield que produce cada uno de estos materiales empleando el protocolo que se emplee para la planificación en radioterapia.
3. Obtener el valor de a realizando un ajuste lineal de las variables x e y definidas por las expresiones (7).
4. Si se desea, se puede obtener la energía efectiva del haz empleado mediante la expresión (9).
5. Empleando los datos de densidad electrónica y número atómico efectivo de los tejidos del cuerpo incluidos en la Tabla 2, calcular el HU correspondiente mediante la expresión (4).
6. Los pares de valores $(HU, \rho_{e,a})$ definen la curva DER.

La incertidumbre para α dada en el apartado de resultados ($k = 1$) es sólo una de las contribuciones a la incertidumbre en la densidad electrónica determinada a partir de esta calibración. Además, la medida del HU de un material en condiciones clínicas también tienen asignadas unas incertidumbres asociadas a la localización de la inhomogeneidad dentro del cuerpo y de las variaciones estadísticas debidas al algoritmo de reconstrucción. Hemos estimado que la incertidumbre combinada de estos últimos efectos y de la de α para la determinación de la densidad electrónica es del orden del 1% para materiales de Z bajo (tejidos blandos) y del orden de un 3% para materiales de Z alto (huesos), ambas con $k = 1$. Para tejidos blandos la incertidumbre viene dominada por la de HU y para huesos por la de α .

La curva DER es una simplificación, dado que no todos los tejidos se encuentran sobre ella. Esto supone para los materiales empleados y la curva propuesta, un error cuadrático medio en la determinación de la densidad electrónica de un 1%. El hueso compacto tiene una desviación de un 8%.

Combinando estas incertidumbres en cuadratura resulta una incertidumbre global en la densidad electrónica de un 3% ($k = 2$) para tejido blando y de un 6 % ($k = 2$) para hueso.

Según Thomas⁶ un error en la determinación de la densidad electrónica inferior al 10% introduce errores en el cálculo de dosis en situaciones clínicas inferiores al 1%. De esta forma el procedimiento presentado introduce incertidumbres que son comparables a las que se asume que introduce esta fase del desarrollo de un tratamiento de radioterapia¹⁵.

Conclusiones

Se ha presentado un modelo sencillo para el cálculo de los números *HU* que permite obtener una curva de densidad electrónica en función del número Hounsfield a partir de la medida del *HU* de un único material. El método permite también calcular la energía efectiva del haz empleado en el escáner. Por otra parte, si se dispone con antelación del valor de esta energía por algún otro método, se han proporcionado expresiones para establecer esta curva.

El modelo se ha aplicado en un escáner CT obteniéndose buenos resultados. Se ha estimado que el método tiene asociada una incertidumbre inferior a la requerida para su uso en planificación en radioterapia.

Referencias

1. Constantinou C, Harrington JC, DeWerd LA. An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers. *Med Phys* 1992; 19 (2): 325-327.

2. Schneider U, Pedroni E, Lomax A. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol* 1996; 41: 111-124.
3. Matsufuji N, Tomura H, Futami Y, Yamashita H, Higashi A, Minohara S, Endo M, Kanai T. Relationship between CT number and electron density, scatter angle and nuclear reaction for hadrontherapy treatment planning. *Phys Med Biol* 1998; 43: 3261-3275.
4. Knöös T, Nilsson M, Ahlgren L. A method for conversion of Hounsfield number to electron density and prediction of macroscopic pair production cross-sections. *Radiother Oncol* 1986; 5: 337-345.
5. Henson PW, Fox RA. The electron density of bone for inhomogeneity correction in radiotherapy planning using CT numbers. *Phys Med Biol* 1984; 29: 351-359.
6. Thomas SJ. Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiol* 1999; 72: 781-786.
7. Karantanas AH, Kalef-Ezra JA, Glaros DC. Quantitative computed tomography for bone mineral measurement: technical aspects, dosimetry, normal data and clinical applications. *Br J Radiol* 1991; 64: 298-304.
8. Henson PW, Fox RA. A relationship between the percentage of calcium by mass and the effective atomic number of regions containing bone. *Phys Med Biol* 1984; 29: 979-984.
9. Busono P, Hussein EMA. Algorithms for density and composition-discrimination imaging for fourth-generation CT systems. *Phys Med Biol* 1999; 44: 1455-1477.
10. Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. SEFM y SEPR, 1996.
11. Boone JM, Chávez AE. Comparison of X-ray cross-sections for diagnostic and therapeutic medical physics. *Med Phys* 1996; 23: 1997-2005.
12. ICRU Report 44. Tissues substitutes in radiation dosimetry and measurement. ICRU, 1989.
13. ICRP Publication 23. Report of the task group on reference man. ICRP, 1975.
14. Martínez LC, López A, Rodríguez C, Gilarranz R, Manzanos M J, Gesto CL. Simulación de espectros de tubos de rayos X en el rango de diagnóstico. Libro de comunicaciones del XII Congreso de la SEFM. SEFM, 1999.
15. ICRP Draft No.10 (February 2000). Accident prevention in radiation therapy. ICRP, 2000.

Caracterización y controles periódicos de sondas intraoperatorias

I. Modolell Farré*, R. Puchal Añé**

*Hospital Universitario de la Princesa. Madrid. **Ciutat Sanitària i Universitària de Bellvitge. L'Hospitalet de Llobregat. Barcelona.

Resumen

La aceptación por parte de la comunidad médica de la técnica del ganglio centinela ha potenciado el uso de las sondas intraoperatorias. En el presente estudio se caracterizan la sensibilidad y la resolución espacial de cuatro sondas intraoperatorias. Los resultados demuestran que la resolución espacial de las sondas no varía significativamente en presencia de material dispersor, por lo que puede caracterizarse, en buena aproximación, mediante la anchura total a mitad de altura del perfil obtenido en aire. Los controles periódicos de constancia de sensibilidad y resolución espacial propuestos pueden llevarse a cabo de forma rápida y sencilla, midiendo únicamente en tres puntos.

Palabras Clave: Sondas, intraoperatorias, control, calidad.

Abstract

The sentinel lymph node localization is being broadly accepted by the medical community, increasing the use of intraoperative gamma radiation probes. A technical evaluation of sensitivity and spatial resolution is presented for four different probes. Spatial resolution is not affected by dispersive material, and it was found to be described in good approximation by the full width at half maximum of an activity profile measured in air. Presented QA controls of sensitivity and spatial resolution can be performed fast and easily by measuring only in three different points.

Key words: Probes, intraoperatorives, control.

Introducción

Las sondas intraoperatorias han sido usadas en los últimos cincuenta años¹ con el fin de localizar restos tumorales en su eliminación quirúrgica. A pesar de ello, su popularización no se ha producido hasta estos últimos años, debida a la introducción de la técnica del ganglio centinela² en casos de melanoma o de cáncer de mama.

La técnica del ganglio centinela consiste en la inyección preoperatoria de un coloide marcado con tecnecio-99m en varios puntos alrededor del tumor primario. Este coloide es drenado por el sistema linfático hacia el primer ganglio, denominado ganglio centinela, que es don-

de existirá una mayor acumulación de actividad. Pasado un tiempo suficiente tras la inyección, el paciente será operado, extrayéndose el ganglio centinela que será sometido a un análisis histológico. El resultado de dicho análisis es un factor clave en el estadiaje y en el posterior tratamiento que recibirá el paciente.

La misión de la sonda intraoperatoria es la de permitir la localización del ganglio centinela en el procedimiento quirúrgico, por lo que las características más relevantes que debe cumplir desde un punto de vista técnico, son el poseer una gran sensibilidad y una buena capacidad de resolución espacial.

El objetivo principal de este estudio es caracterizar la sensibilidad y la resolución espacial de una sonda intraoperatoria mediante un método de medida sencillo y fácilmente reproducible que permita establecer pruebas de referencia y de constancia. Existen otras publicaciones que abordan la evaluación de las sondas intraoperatorias³⁻⁷, pero su propósito es, o bien realizar una comparación entre las sondas de diversos fabricantes, o bien evaluar su funcionamiento con radioisótopos distintos al ^{99m}Tc.

Correspondencia: I. Modolell Farré. Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario de la Princesa. Diego de León, 62. 28006 Madrid. E-mail: browniestone@yahoo.es

Fecha de recepción: 9-1-2002.

Fecha de aceptación: 12-4-2002.

Tabla 1. Características de las sondas intraoperatorias empleadas en el estudio. S.I.: Sonda Intraoperatoria. Sonda: Modelo y material detector empleados. Las dimensiones son las del material detector.

S.I.	Fabricante	Modelo	Sonda	Dimensiones
S1	Eurorad	Gammed 2b	SOG-16 CsI	Ø: 5 mm l: 10 mm
S2	Eurorad	Gammed 2b	SOG-11 CdTe	5 x 5 x 2 mm
S3	Eurorad	Europrobe	SOG-16 CsI	Ø: 5 mm l: 10 mm
S4	Eurorad	Europrobe	SOG-11 CdTe	5 x 5 x 2 mm

Material y métodos

Para este estudio se realizaron pruebas sobre cuatro sondas intraoperatorias distintas (Tabla 1), en las que se midieron las características más relevantes de funcionamiento. Las sondas intraoperatorias se referirán a continuación en este trabajo como S1, S2, S3 y S4. Entendemos en este estudio como sonda intraoperatoria al conjunto de la sonda propiamente dicha, compuesta por una carcasa que aloja el material detector y dispone de un orificio o ventana de medida y su correspondiente equipo lector, al que va conectada la sonda, que contiene la electrónica de medida y muestra la tasa de cuentas.

El equipo lector Gammed 2b dispone de dos escalas de lectura seleccionables por el usuario y marcadas en el mismo como X1 y X10. Las ventanas de energía en las que recoge cuentas están ajustadas por el fabricante para determinadas combinaciones sonda-isótopo y deben seleccionarse manualmente por el usuario. El lector Europrobe dispone de escala automática. Las ventanas de energía en las que recoge cuentas pueden modificarse por el usuario, aunque dispone de preajustes para los isótopos más habitualmente empleados. El equipo reconoce automáticamente la sonda que se le ha conectado y puede seleccionar una ventana de energía distinta en función de la sonda conectada.

Como fuentes radiactivas para la caracterización de las pruebas se emplearon tres fuentes puntuales de Cobalto-57, por la semejanza de su energía con la del Tecnecio-99m (122 keV frente a 140 keV) y por su facilidad de uso. Las actividades de las fuentes vienen reseñadas en la Tabla 2. A continuación las fuentes serán referidas como F1, F2 y F3.

Para realizar las medidas de sensibilidad y de resolución espacial se empleó como soporte de la sonda una pinza de laboratorio colocada encima de una hoja de papel milimetrado. La sonda se orientó de forma que su orificio, o ventana de medida, fuese perpendicular al papel y

estuviese centrado con el centro del mismo. Conseguido el centraje, se realizaron marcas en el papel y en la base del soporte para permitir su colocación de forma reproducible. La fuente de cobalto se situó en el centro del papel milimetrado y se ajustó una distancia entre la sonda y la fuente de 40 mm, dado que es la mediana de las profundidades a las que se suele localizar el ganglio centinela⁸. Hecho esto se realizaron marcas en el soporte y en la pinza que permitiesen la recolocación de la sonda a esa altura y con esa orientación de forma sencilla. Todo el dispositivo experimental puede observarse en la Figura 1.

Para caracterizar la sensibilidad de la sonda intraoperatoria primeramente se tomó una medida de la lectura de la sonda intraoperatoria en ausencia de fuentes (fondo). Seguidamente se colocaron las fuentes de Cobalto en la parte central del papel y se recogieron veinte valores de tasa de recuento de las fuentes (cps), habiendo seleccionado la ventana de energía para el Tecnecio-99m. El motivo por el cual se recoge un número de medidas grande es que los equipos lectores de S1, S2, S3 y S4 no permiten integrar cuentas en un tiempo largo, con lo que su lectura presenta una gran oscilación. Esta oscilación no se apreció en las medidas de fondo, por lo que no se asignó incertidumbre estadística al mismo. Las veinte lecturas obtenidas se promediaron, se les restó el fondo y a partir de ellas se obtuvieron valores de la sensibilidad de la sonda intraoperatoria.

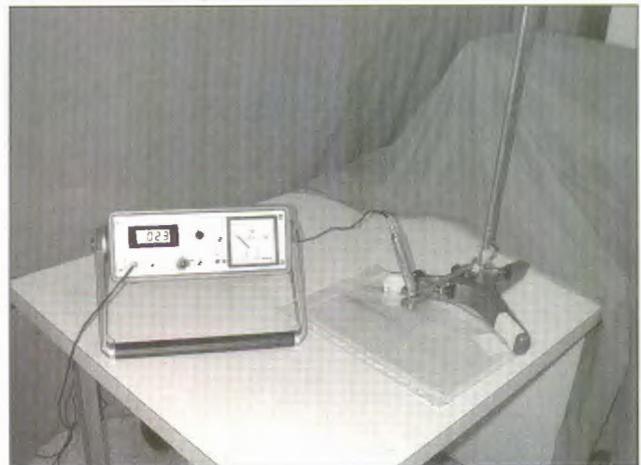


Fig. 1. Dispositivo experimental empleado. Muestra el soporte, el papel milimetrado para efectuar los desplazamientos de la fuente y la sonda intraoperatoria S1 en disposición de comenzar a medir. Nótese que la sonda no es totalmente recta sino que forma un ángulo.

Tabla 2. Fuentes empladas en el estudio

Fuente	Núcleo	Actividad (MBq)
F1	Cobalto-57	4,58
F2	Cobalto-57	5,09
F3	Cobalto-57	0,84

Tabla 3. Sensibilidades (en cps/MBq) medidas para todas las sondas intraoperatorias, fuentes y escalas.

Sonda	Fuente	Escala	Sensibilidad
S1	F1	X1	21,9±0,6
		X10	23,2±0,6
	F2	X1	24,1±0,6
		X10	24,9±0,6
S2	F1	X1	-*
		X10	33,6±1,2
	F2	X1	-+
		X10	150±2
	F3	X1	-+
X10		148±2	
S3	F1	-#	609±4
	F2	-#	604±2
	F3	-#	698±6
S4	F1	-#	194±2
	F2	-#	194±2
	F3	-#	208±3

*: La medida no se realizó por ser demasiado próxima al fondo.

+: La medida no se realizó porque la actividad de la fuente saturaba el detector.

#: El equipo lector Europrobe tiene escala automática.

Los valores obtenidos son siempre superiores para la fuente F3 que para las fuentes F1 y F2, ya que los detectores de las sondas tienen una mejor tasa de recuento para actividades bajas (tiempo muerto).

En cuanto a la comparación de las distintas sondas intraoperatorias, debe resaltarse que los valores obtenidos para S1 son sólo válidos como valores de referencia de cara a comprobaciones en la estabilidad de la sensibilidad de la sonda intraoperatoria, y que no son comparables con el resto de valores obtenidos debido a que, en el equipo detector Gammed 2b, la ventana para el Tecnecio-99m está calibrada únicamente para S2. No ocurre lo mismo con el equipo Europrobe, que dispone de ventanas de Tecnecio-99m adecuadas para ambas sondas (S3 y S4).

Se observa que las sensibilidades obtenidas son superiores en S3, de material centelleador (CsI), que en S2 y S4 basadas en semiconductor (CdTe). Esto es debido a que el detector tiene un tamaño superior, ya que las eficiencias de detección de ambos detectores, para la energía del ^{57}Co son similares¹⁰. En cuanto a las sondas de CdTe, S2 y S4 sólo se diferencian en la electrónica asociada al equipo lector. Así S2 va conectada al equipo Gammed 2b y S4 al Europrobe, de más reciente comercialización, esta diferencia explica la mayor sensibilidad de S4, que bien podría deberse simplemente a un cambio en la ventana de energía del Tecnecio-99m.

Resolución Espacial

Los perfiles de tasa de emisión detectados en dos ejes perpendiculares (Fig. 3) son equivalentes entre sí, de acuerdo al test de comparación de Kolmogorov-Smir-

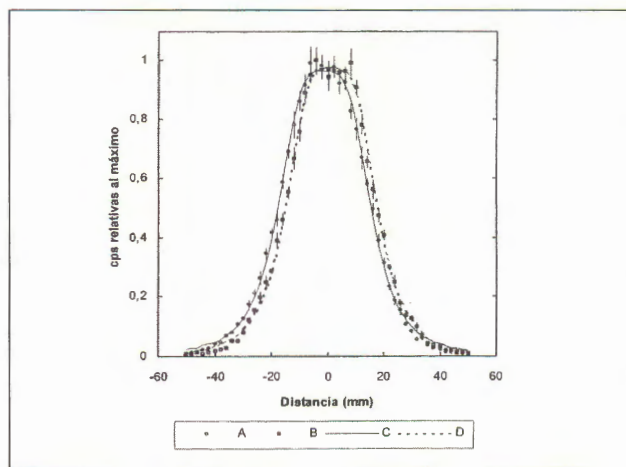


Fig. 3. Perfiles de S1 y F1 normalizados al máximo en dos direcciones perpendiculares (A y B) y sus correspondientes ajustes (C y D).

nov, pese a que existe un pequeño desplazamiento de uno respecto al otro que sugiere un error en el centrado de la fuente. Esto indica que la respuesta del detector probablemente tiene simetría circular en el plano perpendicular al eje de la sonda. En la Fig. 3 también se presenta la función empleada para ajustar el perfil, viéndose como reproduce con gran exactitud los puntos medidos. La bondad del ajuste viene indicada por los valores del coeficiente de correlación R^2 (Tabla 4). El comportamiento suave de la función hace que pueda caracterizarse mediante un muestreo menos fino. Se comprobó que midiendo con una separación mayor entre puntos (5 mm) se reproducían los perfiles, por lo cual para el resto de perfiles se hizo un muestreo cada 5 mm. Todos los parámetros ajustados para cada caso y sus incertidumbres expandidas ($k=2$) correspondientes se presentan en la Tabla 4.

La comparación estadística de los perfiles con y sin material dispersor (Fig. 4), normalizados con respecto al máximo, no mostró diferencias significativas. Esto se refleja en que los parámetros ajustados (Tabla 4) son compatibles de acuerdo a la incertidumbre en su determinación. Por todo ello se puede concluir que, para la energía y sondas intraoperatorias empleadas, la respuesta es indiferente de la presencia de material dispersor, lo que nos permite caracterizar el comportamiento de la sonda midiendo en aire.

Los perfiles ajustados a distintas distancias fuente-sonda (Fig. 5) así como los parámetros correspondientes de su ajuste (Tabla 4) permiten observar como el valor de la FWHM aumenta al aumentar la distancia, y como el valor de B disminuye. La combinación de ambos efectos se traduce en un "aplanamiento" de la función a medida que la sonda se aleja de la fuente. Las variaciones de B y de C son aproximadamente lineales con la distancia sonda-fuente (Figs. 6a y 6b) en el rango en el que se han realizado las medidas.

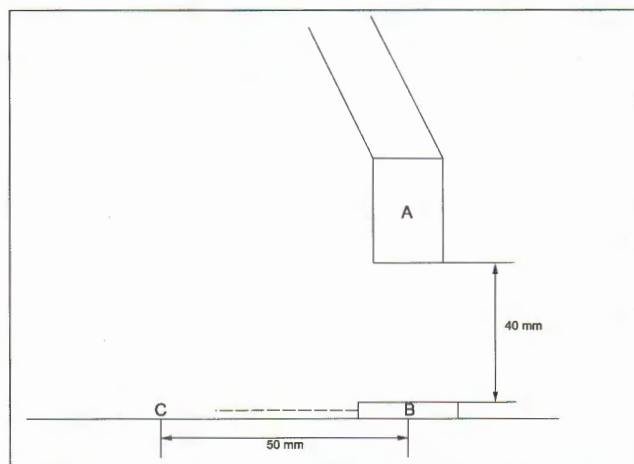


Fig. 2. Geometría en la que se midieron los perfiles. A: Sonda B: Posición central de la fuente. C: Posición de la fuente tras el desplazamiento de 50 mm en un sentido.

ria a 40 mm y en aire. La incertidumbre estadística asociada se calculó como dos veces ($k=2$) la desviación típica del valor medio, siendo la desviación típica del valor medio igual a la desviación típica de las veinte medidas dividida por la raíz del número de medidas.

Para estimar la resolución espacial se determinaron los perfiles de respuesta de la sonda al desplazar la fuente respecto a ella. Para ello se procedió a mover la fuente de Cobalto F1 de 2 en 2 mm, tomando el centro de la sonda como origen, y efectuando medidas desde -50 hasta 50 mm, en la Figura 2 puede observarse un diagrama de la geometría de medida. A causa de las fluctuaciones de la lectura antes expuestas se tomaron diez valores en cada punto y se usó el promedio de los mismos, restando el fondo, como lectura de la sonda en ese punto. Se asignó a cada una de estas lecturas una incertidumbre de tipo estadístico igual a dos veces la desviación típica del valor medio de las diez medidas. El mismo procedimiento de medida de perfil se repitió en el eje perpendicular, con el fin de evaluar la simetría en la respuesta de la sonda.

Visto el comportamiento suave de los perfiles obtenidos con F1, y su simetría en los dos ejes, el resto de perfiles se midieron haciendo un muestreo cada 5 mm y en un único eje.

Para estudiar la posible influencia de un medio dispersor se emplearon bloques de metacrilato de 13 y 30 mm de espesor, con unas dimensiones suficientes como para cubrir completamente la fuente en todo su recorrido e interpuestos entre la fuente y la sonda en contacto con la fuente.

Con el fin de caracterizar la respuesta de la sonda intraoperatoria en todo el rango de profundidades en los que se suele localizar el ganglio centinela⁸ se midieron también perfiles a 10, 20, 60 y 80 mm de distancia entre la fuente F1 y la sonda.

Las medidas efectuadas con S1 permitieron optimizar el procedimiento de medida que se aplicó a S2, S3 y S4.

Según esto, éstas se caracterizaron midiendo perfiles cada 5 mm a una distancia fuente-sonda de 40 mm y midiendo en un intervalo de distancias con el origen en el centro de la sonda que comprende valores entre -20 mm y un límite superior en el que la lectura fuera próxima al fondo.

Finalmente, y con el fin de comprobar si existía dependencia entre la resolución espacial y la actividad de la fuente empleada, se obtuvieron perfiles de S2 con las fuentes F2 y F3, que son las que presentan los valores extremos de actividad. En este caso se empleó S2 por disponer ésta de una sensibilidad suficiente como para medir con las tres fuentes.

Para todos los perfiles de tasa de emisión se realizó un ajuste por mínimos cuadrados a una función con la expresión matemática:

$$h(x) = \frac{A}{1 + \left(\frac{|x-D|}{C}\right)^B}$$

Esta expresión fue escogida por presentar un comportamiento muy similar al de las medidas experimentales tomadas. Los parámetros a ajustar son, A, la altura de la curva; B, relacionado con la pendiente de la caída; C, la semianchura a media altura de la curva y D, la posición del eje de simetría de la curva. El valor de la anchura a media altura (FWHM) es 2C.

El ajuste se realizó con los perfiles normalizados a su valor máximo, por lo que el valor de A es muy próximo a 1 en todos los casos, B y C son los parámetros que caracterizan la sonda intraoperatoria y D un indicador del error experimental en la posición inicial de la fuente con respecto al centro de la sonda.

Para comprobar que el valor de la FWHM resulta un indicador válido de la resolución espacial de la sonda se midieron con S1 y S2 cuatro perfiles colocando simultáneamente las fuentes F1 y F2 a distintas distancias y con una distancia fuente-sonda fija de 40 mm.

La prueba estadística empleada para llegar a la conclusión de que dos perfiles medidos en condiciones experimentales distintas no presentan diferencias significativas fue la generalización a distribuciones bidimensionales del test de comparación de muestras de Kolmogorov-Smirnov⁹.

Resultados y discusión

Sensibilidad

Las medidas de sensibilidad realizadas en aire a 40 mm de distancia fuente-sonda para cada sonda intraoperatoria, para cada escala del equipo lector, en el caso de S1 y S2 y para cada una de las fuentes se encuentran recogidas en la Tabla 3.

Tabla 4. Valores de los ajustes con sus incertidumbres (k=2). S: Sonda intraoperatoria empleada. F: Fuente empleada. d: Distancia sonda-fuente (mm) Di: Espesor de material dispersor interpuesto (mm de metacrilato). A, B, C, D: Parámetros ajustados. R²: Correlación del ajuste.

S	F	d	Di	R ²	A	B	C (mm)	D (mm)
S1*	F1*	40*		99,76%	0,96±0,02	3,53±0,15	16,9±0,3	-1,2±0,2
		40*		99,74%	0,98±0,02	3,61±0,14	16,5±0,3	1,1±0,2
		40	13	99,57%	0,96±0,03	3,38±0,33	15,7±0,7	-3,3±0,5
		40	30	99,56%	0,96±0,03	3,35±0,31	16,3±0,7	-0,2±0,5
		10		99,77%	0,98±0,02	4,23±0,38	7,5±1,9	-0,9±0,2
		20		99,69%	0,99±0,02	4,08±0,36	10,9±0,3	1,0±0,3
		60		99,11%	0,95±0,04	3,28±0,44	22,1±1,3	2,2±0,9
S2	F2	40		98,96%	0,94±0,05	2,93±0,41	27,0±1,9	3,4±1,2
	F1	40		99,79%	0,97±0,02	3,47±0,24	15,7±0,5	1,1±0,4
	F2	40		99,59%	0,97±0,03	2,78±0,24	27,1±1,3	-0,03±0,8
S3	F2	40		99,61%	0,98±0,03	2,87±0,25	26,6±1,4	-3,5±1,0
	F3	40		99,56%	0,99±0,03	2,91±0,27	26,3±1,4	-2,1±1,0
S4	F1	40		99,78%	0,99±0,03	3,73±0,31	19,8±0,6	1,9±0,4
S4	F1	40		99,57%	0,98±0,04	3,16±0,32	23,2±1,1	-1,9±0,8

*: Las dos primeras medidas corresponden a dos ejes perpendiculares.

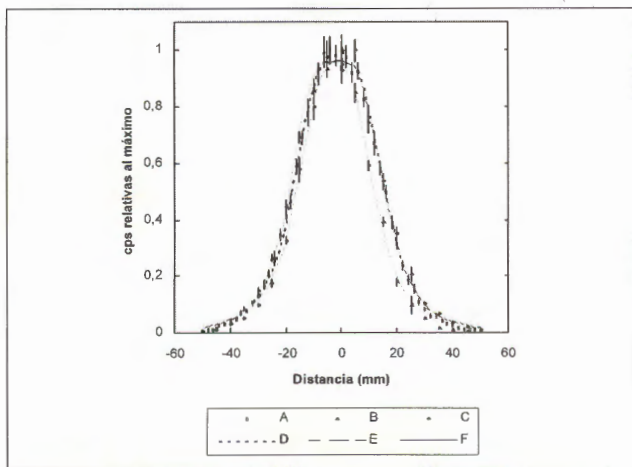


Fig. 4. Perfiles y curvas ajustadas de S1 y F1 normalizados al máximo en aire (A: Datos medidos. D: Ajuste), e interponiendo 13 mm (B: Datos medidos E: Ajuste) y 30 mm (C: Datos medidos F: Ajuste) de material dispersor.

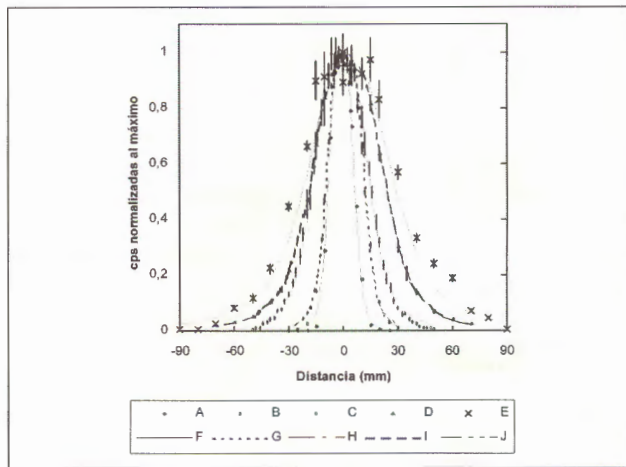


Fig. 5. Perfiles y ajustes de S1 y F1 en aire con distintas distancias de 10 a 80 mm entre la fuente y el detector. (A, F: Medidas y ajuste a 10 mm. B, G: Medidas y ajuste a 20 mm. C, H: Medidas y ajuste a 40 mm. D, I: Medidas y ajuste a 60 mm. E, J: Medidas y ajuste a 80 mm.)

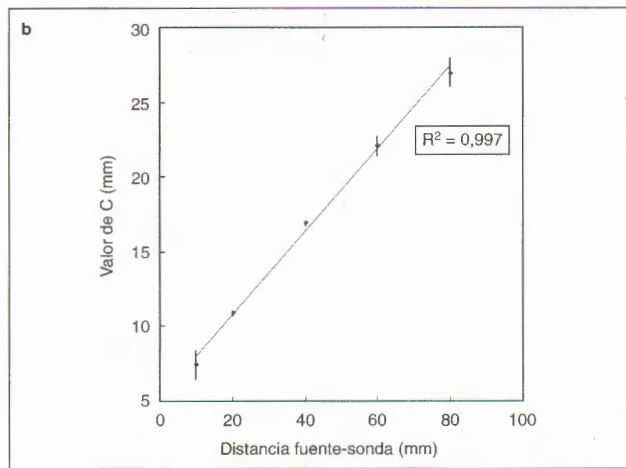
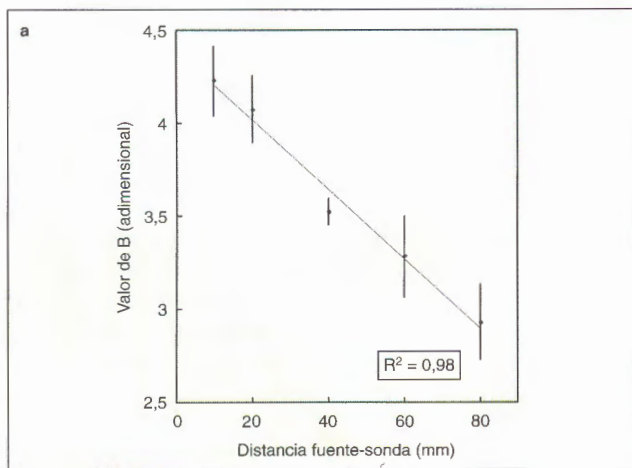


Fig. 6. (a) Variación del parámetro B con la distancia fuente-sonda y su ajuste a una recta. (b) Variación del parámetro C con la distancia fuente-sonda y su ajuste a una recta.

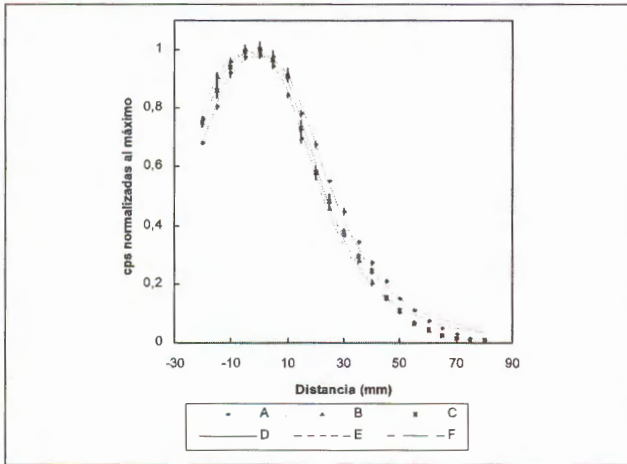


Fig. 7. Perfiles y ajustes normalizados al máximo de S2 con las fuentes F1 (A: Datos medidos, D: Ajuste), F2 (B: Datos medidos, E: Ajuste) y F3 (C: Datos medidos, F: Ajuste).

En la Fig. 7 se pueden observar los perfiles medidos con S2 para fuentes de distinta actividad. Los resultados no presentan diferencias estadísticamente significativas, de acuerdo al test de comparación de Kolmogorov-Smirnov. Esto queda reflejado en la compatibilidad de los parámetros ajustados en los tres casos (Tabla 4). De ello cabe inferir que el comportamiento espacial es independiente de la actividad, dentro del rango de actividades empleado (0,84-5,09 MBq).

La Fig. 8 muestra los perfiles de las distintas sondas intraoperatorias, medidos a 40 mm de distancia fuente-sonda con F1 y sus correspondientes ajustes. Se observa que la función ajustada puede reproducir con buena exactitud el comportamiento de todas las sondas empleadas en este estudio. Este ajuste deja de ser exacto en los extremos del perfil, es decir, para distancias sonda-fuente en las cuales la lectura se halla ligeramente por encima del fondo. Esto, que debería tenerse en cuenta

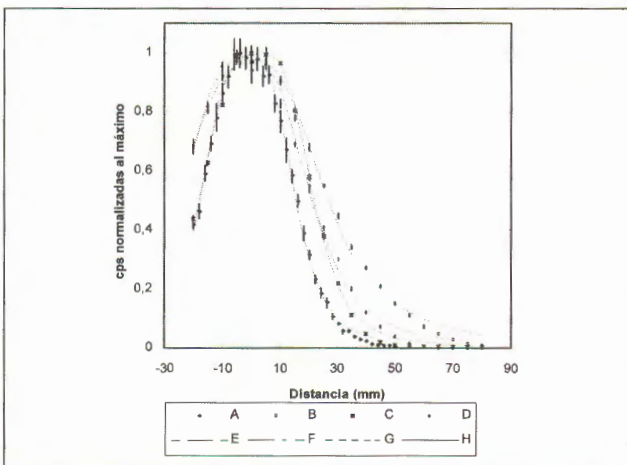


Fig. 8. Perfiles y ajustes normalizados al máximo de S1 (A y E respectivamente), S2 (B y F), S3 (C y G) y S4 (D y H) con F1.

en caso de querer realizar algún tipo de simulación numérica a partir de la función ajustada, no resulta relevante en el presente estudio ya que nos movemos siempre en rangos próximos a la FWHM, donde no existe esta diferencia.

De acuerdo con la Fig. 8 y con los datos mostrados en la Tabla 4 se sigue que S1 es la sonda con una mejor resolución, por tener el menor valor del parámetro C, que es la semianchura a media altura, y que S2 es la que tiene una peor resolución espacial. S3 y S4 presentan resultados muy similares; la elección entre ellas vendría determinada por su sensibilidad y también por características técnicas más difíciles de valorar como es la ergonomía en su uso quirúrgico.

Es destacable el hecho de que, pese a que las sondas son iguales en el caso de S1 y S3, y de S2 y S4, tanto su perfil de respuesta (Fig. 8) así como los parámetros característicos (Tabla 4) son distintos, pudiéndose justificar esta diferencia por la distinta electrónica de los equipos lectores a los que están conectadas. De esto se infiere que debe caracterizarse cada equipo independientemente, y empleando las condiciones más próximas a su uso clínico.

A fin de comprobar que la FWHM es un buen parámetro para caracterizar el poder separador se analizaron los perfiles obtenidos con las sondas S1 y S2 al medir las fuentes F1 y F2 simultáneamente, con una separación entre ellas de 1, 1,25, 1,5 y 2 veces la FWHM de la sonda empleada (Figs. 9a y 9b). Como puede verse, la sonda S2 presenta un contraste mayor que la S1 a igualdad de separación relativa a la FWHM. No obstante, en términos absolutos de distancia (mm) la sonda S1 muestra mejor contraste a igualdad de separación entre fuentes, ya que su FWHM es menor. En ambos casos, si se fija el criterio de distinguibilidad en un contraste del 50%, las dos fuentes se distinguirían al separarse aproximadamente 1,5 veces la FWHM, de lo que se puede deducir que el parámetro de la FWHM, tal y como ha sido determinado, resulta un buen indicador de la resolución espacial de la sonda.

Asumiendo que el modelo matemático empleado representa correctamente el comportamiento de la sonda, la expresión de la distancia a la que deben situarse dos fuentes para obtener un contraste del 50% entre ambas depende de la FWHM y del parámetro B, lo que es lógico, ya que uno está relacionado con la anchura (FWHM) y el otro con la pendiente (B). La diferencia entre considerar como parámetro indicativo de la resolución en la distinguibilidad de dos fuentes sólo la FWHM introduce una discrepancia del orden del 4-5% respecto a la distancia que se obtendría con la expresión matemática que incluye la dependencia en la FWHM y en B, para el rango de valores de B obtenidos en el presente estudio. Dado que lo que se pretende es caracterizar de la forma más sencilla posible la resolución, se considera suficiente con la utilización únicamente de la FWHM.

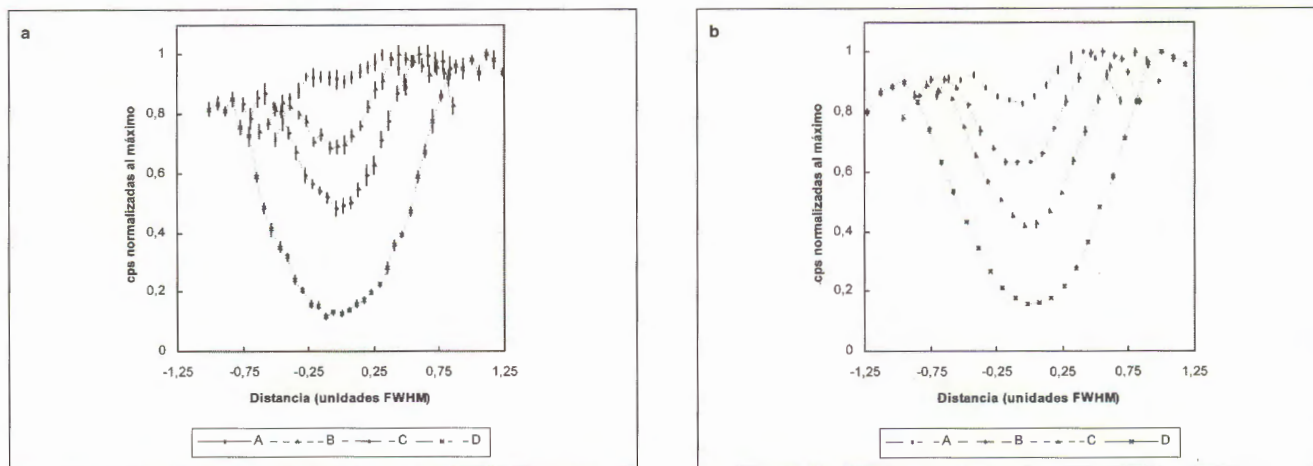


Fig. 9. Perfiles medidos con dos fuentes separadas 1 (A), 1,25 (B), 1,5 (C) y 2 (D) veces su FWHM, para S1 (a) y para S2 (b).

Realizado este análisis del comportamiento de las sondas se deduce que para la realización de controles periódicos de sensibilidad y resolución espacial bastaría con obtener la lectura proporcionada por una fuente puntual en tres puntos, uno centrado con respecto a la sonda, y dos situados a media FWHM; lo que comporta la necesidad de una caracterización inicial más detallada a fin de fijar el valor de la FWHM.

Por todo ello, a continuación se expone un método sencillo y reproducible para llevar a cabo una prueba de referencia que caracterice la sensibilidad y resolución espacial de la sonda, y unos controles periódicos que permitan comprobar la constancia de ambos parámetros.

Pruebas de Referencia

Sensibilidad

Se determina el fondo para cada sonda intraoperatoria y escala de medida empleada, con el fin de restarlo de todas las medidas que se realicen.

Mediante un dispositivo de soporte similar al empleado en este estudio, se coloca la sonda a una distancia clínicamente relevante (entre 30 y 40 mm) de la fuente y se efectúa un número de medidas suficiente como para que la media pueda considerarse estadísticamente significativa. El número de medidas dependerá en gran manera de la estabilidad de la lectura que proporcione el equipo lector, aunque es recomendable realizar un mínimo de diez para la prueba de referencia.

Existe la posibilidad de que la medida del fondo presente fluctuaciones, al igual que ocurre con la tasa de recuento de la fuente. En tal caso también deberá realizarse un número de medidas suficientemente grande para obtener una determinación fiable del fondo de la sonda intraoperatoria, la incertidumbre asociada a la sensibilidad en ese caso deberá tener en cuenta la incertidumbre asociada a la fluctuación del fondo.

Resolución Espacial

Se mide un perfil en un eje arbitrario, cada 5 mm y bariendo una distancia suficiente como para obtener lecturas cercanas al fondo. A partir de este perfil se obtiene la FWHM, bien sea por ajuste a una función del tipo presentado en este estudio, bien sea por interpolación.

Pruebas de Constancia

Sensibilidad

La comprobación de la sensibilidad consiste en la realización de una prueba como la realizada para establecer los valores de referencia, y la comparación de los resultados obtenidos con los de referencia.

La comparación de los resultados obtenidos con los de referencia deberá tener en cuenta la reproducibilidad de la geometría de medida, la repetibilidad de las medidas, la incertidumbre estadística asociada, tanto la de la prueba de referencia como la de constancia y también, en caso de utilizar actividades distintas respecto a la prueba de referencia (sería el caso de emplear una fuente puntual de Cobalto-57 debido a su desintegración), la pérdida de cuentas por tiempo muerto del detector. Todos estos factores hacen que deba establecerse una tolerancia en la prueba de acuerdo a las características de la sonda estudiada y de la forma en que se realiza la medida, por lo que, sin un seguimiento a largo plazo de los resultados de la prueba de sensibilidad no es posible fijar un valor de tolerancia general.

Resolución Espacial

Tras haber realizado la medida de la sensibilidad, se desplaza la fuente una distancia igual a 0,5 FWHM en un sentido, y 0,5 en el opuesto, registrando los valores de tasa de emisión medidos en ambos puntos. La suma de las

dos lecturas deberá ser igual a la lectura en el punto central empleada para el cálculo de la sensibilidad.

El procedimiento de medida usando un desplazamiento igual a media FWHM implica necesariamente que las dos lecturas, además de sumar lo mismo que la lectura de sensibilidad, deban ser iguales. En la práctica eso no será así ya que los puntos en los que se mide se sitúan en zonas en las que la pendiente del perfil es muy grande, por lo que pequeños errores en el centrado de la fuente con respecto de la sonda conducen a grandes diferencias entre las dos medidas. Es por ese motivo por el que se propone medir en dos puntos y comparar la suma de ambos con el valor central, ya que de esta forma, como se verá, se reduce la influencia de posibles errores en el centrado.

El método propuesto permite, con la realización de una medida de sensibilidad por escala, y la medida en dos puntos más para la resolución espacial, tener un buen control sobre las condiciones de funcionamiento de las sondas intraoperatorias. Además, las pruebas pueden realizarse sin necesidad de usar equipamiento costoso y en un tiempo reducido.

Con el fin de cuantificar la influencia de errores en el centrado inicial de la fuente con respecto a la sonda se procedió a evaluarlos numéricamente para todos los perfiles determinados experimentalmente, ya que éstos se obtuvieron en distintas ocasiones y montando y desmontando repetidamente la disposición experimental de medida. Para la estimación de este error se usó la expresión matemática ajustada para cada perfil, según la cual el valor de la curva en $x=0$ corresponde a la medida en el punto central, y los valores en $x=\pm C$ a las medidas desplazando media FWHM en un sentido y en el sentido contrario. En ese ajuste el parámetro D es el que representa el error de centrado de la fuente. El resultado obtenido se presenta en la Tabla 5, en la que puede observarse que errores en el centrado entre -3,5 y

3,5 mm implican diferencias máximas entre el valor central y la suma de los valores desplazados 0,5 FWHM de un 4%. Este error experimental de centrado debe tenerse en cuenta en el momento de fijar una tolerancia para la prueba, ya que de lo contrario exigiría una precisión en la medida que dificultaría la realización de controles periódicos.

Finalmente, y con el fin de evaluar la efectividad de este control de calidad en la detección de cambios en la resolución espacial de la sonda, se calculó el resultado de la prueba en las mismas condiciones que en el caso anterior, pero suponiendo que el parámetro C presentaba variaciones entre un -10 y un 10%, para simular una variación en la resolución espacial de la sonda. Esto se hizo a partir de la expresión matemática ajustada para cada perfil (Tabla 6). En este cálculo se buscaron los valores de la expresión matemática en $x=0$, y $x=\pm C$ pero empleando en cada caso un valor de C en la ecuación modificado en un porcentaje variable entre -10% y +10%. Posteriormente se sumaron los resultados obtenidos en $x=\pm C$ y se calculó la desviación de este valor con respecto al valor obtenido con $x=0$. De esta forma se evalúa el resultado de un control periódico en el cual existe una desviación en el comportamiento de la sonda (variación de C) y también existe un error en el centrado de la fuente (valor de D), de forma que podemos evaluar la influencia de los dos parámetros para cada conjunto de medidas realizado.

Los resultados obtenidos nos permiten fijar un valor de tolerancia en un $\pm 10\%$ para la diferencia entre el valor central y la suma de los valores desplazados media FWHM calculada con respecto al valor central. Sin error de centrado esta tolerancia equivale a un cambio en el parámetro C de entre un $\pm 7\%$ y un $\pm 8\%$. Los errores de centrado pueden hacer que el valor de tolerancia se alcance para variaciones menores (5%) o mayores (9%) en el valor del parámetro C. Los errores de centrado de $\pm 3,5$

Tabla 5. Errores observados al comparar la suma de las medidas en C y -C con la medida en el centro cuando el centrado se ha llevado a cabo erróneamente. S: Sonda. F: Fuente. d: Distancia sonda-fuente. Di: Espesor de metacrilato interpuesto. Med: Número de medida. D: Error en el centrado (mm). h(0): Lectura relativa al máximo en el punto central (cps). h($\pm C$): Lecturas relativas al máximo en $\pm C$ (cps). Dif: Diferencia, en porcentaje entre h(0) y h(C)+h(-C)

S	F	d	Di	Med	D (mm)	h(0)	h(C)	h(-C)	Dif
S1	F1	40		1	-1,2	0,9639	0,4236	0,5447	0,45%
		40		2	1,1	0,9769	0,5491	0,4317	0,40%
		40	13	3	-3,3	0,9549	0,3289	0,664	3,98%
		40	30	4	-0,2	0,9630	0,4714	0,4918	0,01%
		10		5	-0,9	0,9749	0,3691	0,6209	1,55%
		20		6	1,0	0,9860	0,5844	0,4092	0,77%
		60		7	2,2	0,9525	0,5564	0,404	0,82%
		80		8	3,4	0,9377	0,5629	0,3881	1,41%
			F2	40		9	1,1	0,9679	0,5447
S2	F1	40		10	-0,03	0,9740	0,4862	0,4878	0,00%
		40		11	-3,5	0,9810	0,4049	0,5912	1,54%
		40		12	-2,1	0,9853	0,4370	0,5538	0,55%
S3	F1	40		13	1,9	0,9918	0,5899	0,4106	0,88%
		40		14	-1,9	0,9766	0,4266	0,5557	0,59%

Tabla 6. Diferencia medida entre h(C) y h(-C) y h(0) cuando existen variaciones entre un -10 y un 10% en el valor de C y para las distintas sondas y con los errores de centrado obtenidos. Medida: Número de medida. D: error en el centrado (mm). VC: Variación porcentual en el valor de C.

VC	Medida													
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
	D (mm)													
	-1,2	1,1	-3,3	-0,2	-0,9	1	2,2	3,4	1,1	-0,03	-3,5	-2,1	1,9	-1,9
-10%	-18%	-18%	-12%	-17%	-19%	-20%	-16%	-13%	-17%	-15%	-13%	-14%	-18%	-16%
-9%	-16%	-16%	-10%	-16%	-17%	-18%	-14%	-12%	-16%	-13%	-11%	-13%	-16%	-14%
-8%	-14%	-14%	-8%	-14%	-15%	-16%	-12%	-10%	-14%	-12%	-10%	-11%	-14%	-12%
-7%	-12%	-12%	-7%	-12%	-13%	-13%	-11%	-9%	-12%	-10%	-8%	-10%	-12%	-11%
-6%	-10%	-11%	-5%	-10%	-11%	-11%	-9%	-7%	-10%	-9%	-7%	-8%	-10%	-9%
-5%	-8%	-9%	-4%	-9%	-9%	-9%	-7%	-6%	-8%	-7%	-6%	-7%	-8%	-7%
-4%	-7%	-7%	-2%	-7%	-6%	-7%	-6%	-4%	-7%	-6%	-4%	-5%	-6%	-6%
-3%	-5%	-5%	-1%	-5%	-4%	-5%	-4%	-3%	-5%	-4%	-3%	-4%	-5%	-4%
-2%	-3%	-3%	1%	-3%	-2%	-3%	-2%	-1%	-3%	-3%	-1%	-2%	-3%	-3%
-1%	-1%	-1%	2%	-2%	0%	-1%	-1%	0%	-1%	-1%	0%	-1%	-1%	-1%
0	0%	0%	4%	0%	2%	1%	1%	1%	0%	0%	2%	1%	1%	1%
1%	2%	2%	5%	2%	4%	3%	2%	3%	2%	1%	3%	2%	3%	2%
2%	4%	4%	7%	3%	5%	5%	4%	4%	4%	3%	4%	3%	4%	4%
3%	6%	6%	8%	5%	7%	7%	6%	6%	5%	4%	6%	5%	6%	5%
4%	7%	7%	10%	7%	9%	8%	7%	7%	7%	5%	7%	6%	8%	7%
5%	9%	9%	11%	8%	11%	10%	9%	8%	9%	7%	8%	8%	10%	8%
6%	11%	11%	13%	10%	13%	12%	10%	10%	10%	8%	10%	9%	11%	10%
7%	12%	12%	14%	11%	15%	14%	12%	11%	12%	9%	11%	10%	13%	11%
8%	14%	14%	15%	13%	17%	16%	13%	12%	13%	11%	12%	12%	15%	12%
9%	15%	16%	17%	14%	18%	18%	15%	13%	15%	12%	13%	13%	16%	14%
10%	17%	17%	18%	16%	20%	19%	16%	15%	17%	13%	15%	14%	18%	15%

mm nos influirían pues aproximadamente en un $\pm 2,5\%$ de variación de las condiciones reales de funcionamiento de la sonda (valor del parámetro C). En todos los casos, por lo tanto, debe valorarse también la similitud entre las medidas desplazadas en un sentido y en el otro, y, si éstas son muy distintas (diferencias del orden del 50%), proceder a corregir el centrado y repetir la medida.

Conclusiones

De todos los datos presentados se deduce que las sondas intraoperatorias pueden caracterizarse a partir de su sensibilidad para cada escala y de la anchura a media altura de su perfil de respuesta en un eje arbitrario. Esto permite definir unas pruebas como las que se describen en este estudio con las cuales el control periódico se reduce a realizar medidas en tres puntos distintos.

La sencillez del material empleado, así como la rapidez con la que pueden realizarse los controles periódicos permiten fijar para los mismos una periodicidad mínima inicial anual. Esta periodicidad inicial deberá revisarse en cuanto se observe la evolución con el tiempo de la sensibilidad y resolución espacial de las sondas intraoperatorias, pudiéndose entonces fijar una periodicidad superior o inferior de acuerdo a los resultados obtenidos en plazos largos de tiempo.

Referencias

- Hoffman EJ, Tornai MP, Janacek M, Patt BE, Iwanczyk JS. Intraoperative probes and imaging probes. *Eur J Nucl Med* 1999; 26(8): 913-935.
- Fernández A, Vidal-Sicart S. El ganglio centinela. Concepto y aplicaciones clínicas en neoplasias de mama y melanoma. *Rev Esp Med Nuclear* 2000; 19: 371-387.
- Wilson LA, Kuhn JA, Corbisiero RM, Smith M, Beatty JD, Williams LE, et al. A technical analysis of an intraoperative radiation detection probe. *Med Phys* 1992; 19(5): 1219-1223.
- Tiourina T, Arends B, Huysmans D, Rutten H, Lemaire B, Muller S. Evaluation of surgical gamma probes for radioguided sentinel node localisation. *Eur J Nucl Med* 1998; 25(9): 1224-1231.
- Britten AJ. A method to evaluate intra-operative gamma probes for sentinel lymph node localisation. *Eur J Nucl Med* 1999; 26(2): 76-83.
- Raylman RR. Performance of a dual, solid-state intraoperative probe system with ^{18}F , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, and (^{111}In) . *J Nucl Med* 2001; 42(2): 352-360.
- Benjegard SA, Sauret V, Bernhardt P, Wangberg B, Ahlman H, Forsell-Aronsson E. Evaluation of three gamma detectors for intraoperative detection of tumors using ^{111}In -labeled radiopharmaceuticals. *J Nucl Med* 1999; 40(12): 2094-2101.
- Uren RF, Howman-Giles RB, Thompson JF, Malouf D, Ramsey-Stewart G, Niesche FW, et al. Mammary Lymphoscintigraphy in Breast Cancer. *J Nucl Med* 1995; 36: 1775-1780.
- Press WH, Flannery BP, Teukolsky SA, Vetterling WT. Numerical Recipes in Fortran 77: The art of scientific computing, 2nd edition (Cambridge University Press, 1993), Vol. 1, Chap. 14.7, p. 640-644.
- Yaffe MJ, Rowlands JA. X-ray detectors for digital radiography. *Phys Med Biol* 1997; 42: 1-39.

El detector digital en un sistema de imagen cardiovascular

J.A. Sagardi Lavín

Licenciado en Ciencias Físicas

El propósito de este artículo es proporcionar al lector una visión general de la tecnología del detector digital, las ventajas que su uso puede proporcionar en el ámbito de la cardiología e introducirle en sus potenciales aplicaciones en las salas de hemodinámica.

Durante las últimas cuatro décadas, los procedimientos diagnósticos e intervencionistas han ido adquiriendo una mayor relevancia. A pesar de los logros conseguidos en el campo de los ultrasonidos, tomografía computerizada y resonancia magnética angiográfica, es un hecho que la técnica diagnóstica estándar por imagen para los procedimientos de cateterismo cardíaco sigue siendo la angiografía por rayos-x.

Desde la primera angiografía en los años cincuenta, esta técnica se ha beneficiado, aunque cabe advertir que de forma bastante modesta, de los diferentes avances tecnológicos que se han ido aplicando a las diversos campos. Aún así hay dos temas que centran la atención de los expertos en cardiología. Por un lado se demanda una mayor calidad de imagen que proporcione una precisa evaluación de la topografía de la lesión, así como de su gravedad. Por otra

hay que resaltar que existe una honda preocupación por la dosis de radiación que recibe el paciente y el personal durante estos complejos procedimientos.

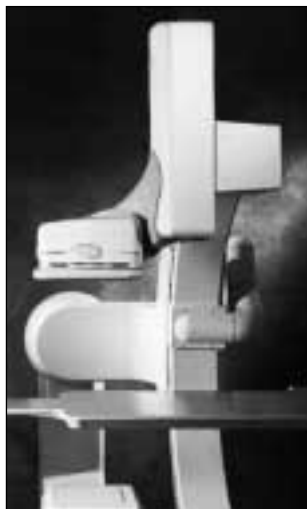
Los recientes desarrollos en la tecnología de los detectores digitales de rayos-x, demuestran un gran potencial para aplicaciones de fluoroscopia cardíaca y angiografía. Los adelantos tecnológicos vistos en la radiología y mamografía convencionales se trasladan ahora a las

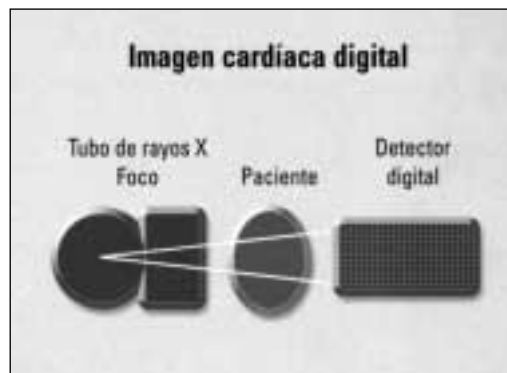
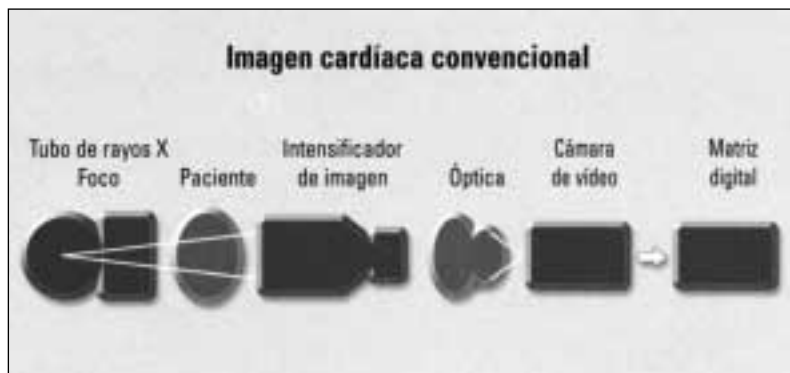
salas de hemodinámica. GE Medical Systems ha introducido recientemente el primer sistema de imagen cardiovascular (INNOVA 2000), equipado con un detector digital. Este equipo posee la ventaja de proporcionar al cardiólogo una cadena completamente digital en la imagen, ya que convierte los rayos-x incidentes, en imágenes digitales en el propio detector, eliminando de esta forma elementos distorsionadores en la cadena de procesado de la imagen con que cuentan los sistemas convencionales basados en intensificadores de la misma.

El detector digital del sistema de imagen cardiovascular

La calidad de la imagen en un sistema de rayos-x depende de la señal que se reciba de la misma. Uno de los factores clave del sistema de imagen cardiovascular, es su habilidad para convertir los fotones en una imagen digital con la mínima pérdida de información. El otro aspecto crucial para el sistema, es su habilidad para procesar los datos en tiempo real, durante el procedimiento y mostrar las lesiones difíciles de ver, así como *stents*, guías y catéteres.

Los sistemas de imagen cardiovascular convencionales, utilizan en su cadena de procesado de la imagen, componentes analógicos o una mezcla de analógicos y digitales para mostrar las imágenes producidas por los rayos-x. La imagen resultante acumula por tanto los defectos y distorsiones adquiridos en la cadena de procesado de la imagen anteriores a su digitalización. De hecho, cada uno de estos componentes altera de alguna forma la información, produciendo consiguientemente una degradación en la calidad de la imagen. Aunque se halle optimizada la cadena de procesado de la misma, el elemento más débil de la cadena afecta de forma considerable al rendimiento del sistema. A diferencia de los sistemas convencionales basados en los intensificadores de imágenes, el nuevo sistema de imagen cardiovascular, emplea una cadena de procesado de imagen



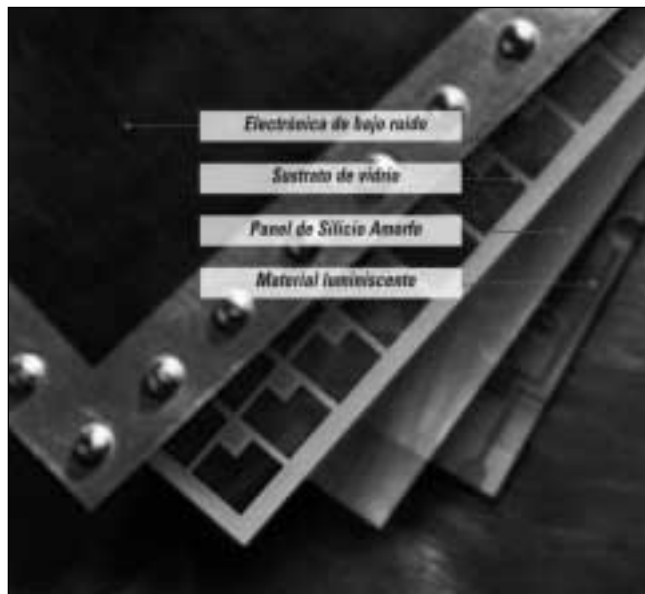


completamente digital desde la entrada hasta la salida. La diferencia más significativa entre los sistemas basados en intensificadores y la tecnología del detector digital es que el intensificador de imagen es reemplazado junto con la óptica y los convertidores analógico-digitales, por un detector digital. Este detector digital convierte los fotones incidentes en una matriz digital de valores sin necesidad de ningún otro proceso adicional. Otra de las diferencias básicas entre los dos sistemas analizados tiene que ver con un procesado de las imágenes en tiempo real que permite obtener la máxima información contenida en la imagen. Como consecuencia se produce una mejora significativa de la calidad de la misma en términos de resolución espacial, reducción del ruido, rango dinámico y resolución de contraste.

Tecnología digital

Estructura del Panel digital

El detector digital Revolution de General Electric, basado en tecnología de silicio amorfo, se compone de un captador de yoduro de cesio y una matriz bidimensional



consistente en un panel de fotodiodos de silicio amorfo, todo ello ensamblado sobre un sustrato de vidrio.

El panel de silicio amorfo contiene una matriz de 1024x1024 con un área activa de 20,5 x 20,5 cm².

La electrónica encargada de recoger y digitalizar la información se encuentra unida a conectores situados en los bordes del detector.

Principios operativos

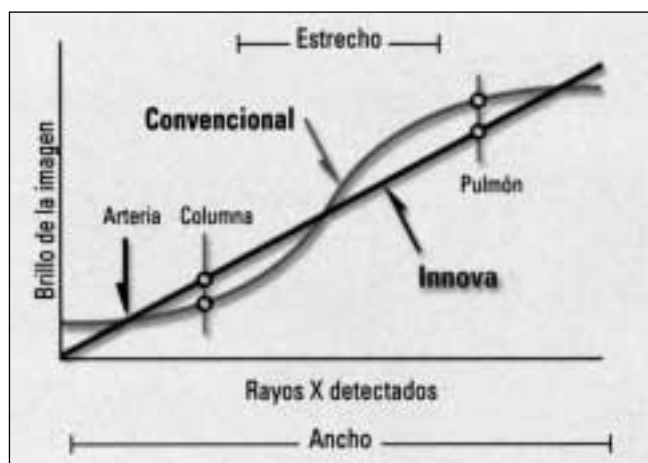
Los fotones de rayos-x, desprendidos por el tubo emisor atraviesan al paciente e impactan en el detector. En la entrada del detector, los fotones de rayos-x incidentes golpean el captador de yoduro de cesio, siendo transformados en ese momento en fotones de luz visible. Estos fotones son proporcionales a la cantidad de energía de rayos-x que se encuentra en la entrada del detector. Después, son capturados por cada uno de los 1024 x 1024 fotosensores contenidos en la matriz de silicio amorfo y convertidos en impulsos eléctricos por los fotodiodos. Cada uno de estos impulsos eléctricos será posteriormente recogido y convertido en datos digitales (píxeles). Cada píxel recoge así pues una señal proporcional al flujo local de rayos-x, obteniéndose de esta forma una imagen de 1024x1024 píxeles, imagen que se renueva hasta 30 veces por segundo.

El captador de yoduro de cesio tiene la ventaja de emitir una imagen de gran calidad.

El rango dinámico de exposición

El rango dinámico de exposición se corresponde con el rango de exposición sobre el que el detector es capaz de capturar y generar una señal útil. Cuanto más ancho sea el rango dinámico, mayores serán las características anatómicas que puedan ser visualizadas. En otras palabras, el tener un rango dinámico de exposición grande permite la visualización en una misma imagen tanto de características anatómicas altamente radio-transparentes (pulmón), como de características anatómicas altamente radio-opacas (huesos).

El rango dinámico de un detector digital es varias veces superior al mejor de los sistemas basados en un intensifi-



cador de imagen. Por tanto, nos encontramos ante un sistema altamente innovador que nos permite no sólo la obtención de una imagen de mayor calidad sobre la columna vertebral y el mediastino, sino también la visualización de pequeñas arterias, de las paredes arteriales sin contraste, de *stents* y de posibles calcificaciones. Así pues los beneficios de un detector digital cardíaco, incluyen una alta eficiencia cuántica, mayores áreas (20,5 x 20,5 cm²), alta resolución espacial y temporal, imágenes sin distorsión y menor probabilidad de fallo y de degradación en su rendimiento, a la vez que es capaz de generar imágenes de 1024x1024 pixels, a treinta imágenes por segundo.

Resultado de la calidad de la imagen

Hoy en día existe un interesante debate sobre cómo medir la calidad de la imagen en los diferentes sistemas médicos. Resulta obvio que la calidad de la imagen es de vital importancia en el resultado final, ya que la decisión del cardiólogo sobre el tratamiento del paciente está basada, en gran parte, en las imágenes proporcionadas por el sistema. Numerosos trabajos son partidarios del DQE (eficiencia de detección cuántica) como el parámetro más preciso y concluyente para medir la calidad de la imagen obtenida. El DQE mide la relación señal-ruido entre la entrada y la salida de un detector. Es el parámetro objetivo más importante, puesto que mide la capacidad de detección de objetos de interés en una imagen y con ello la calidad de la misma. De forma sencilla el DQE, expresado como porcentaje, proporciona una medición de la eficiencia con la que un sistema de imágenes o detector hace uso de la información contenida en un haz de radiación. El DQE disminuye, si el sistema degrada la resolución espacial, añade ruido o realiza una conversión deficiente de los fotones. Tener pues, un buen DQE permite la adquisición de una imagen de igual calidad con una menor dosis de radiación al paciente y al personal facultativo o de una imagen de mejor calidad a igual dosis de radiación. La optimización del DQE debería, por tanto, ser uno de los elementos clave a considerar

en el desarrollo de un nuevo sistema de imagen digital, ya que la tecnología de detección digital ha provocado que los parámetros convencionales utilizados, para medir la calidad de un sistema de rayos-x, se consideren insuficientes. Un gran número de expertos estima que parámetros tales como la resolución espacial y la función de transferencia de modulación, considerados de forma aislada, no proporcionan una información completa sobre la bondad de un sistema de diagnóstico por imagen.

Numerosos trabajos publicados reconocen la existencia de un DQE superior en el sistema INNOVA fabricado por General Electric, en comparación con los sistemas convencionales. Los intensificadores de imagen convencionales poseen un DQE entre el 50% y el 65%, mientras que el detector digital Revolution, que incorpora el sistema de imagen cardiovascular INNOVA, proporciona un DQE del 70%, demostrando recientes estudios en la materia que este detector digital permite una reducción en las dosis empleadas entre el 20% y el 60% frente a los sistemas convencionales que utilizan el intensificador de imagen.

Aplicaciones

La introducción de la tecnología digital en las salas de hemodinámica puede cambiar la práctica diaria de los especialistas en cardiología. Como consecuencia inmediata, se trabajará más que nunca teniendo en cuenta la más baja exposición posible que puedan sufrir tanto el paciente como el personal facultativo.

En segundo lugar, la mejora en la calidad de la imagen conducirá a la utilización de un contraste más diluido en la sala de hemodinámica o de un uso en menor cantidad de dicho contraste.

Además la introducción de esta tecnología proporciona el sustrato necesario para la utilización de nuevas aplicaciones en el campo de la cardiología. El objetivo es dotar al cardiólogo no sólo con información precisa de la lesión a tratar, sino también proporcionarle el impacto funcional en los tejidos circundantes. Debido al rango dinámico de exposición del detector, las mediciones de densitometría contarán con una mayor precisión y fiabilidad. Basándose en estas mediciones de densitometría, el especialista en cardiología será capaz de diagnosticar, de forma más precisa, las regurgitaciones valvulares. Hablando propiamente en términos de impacto funcional, las mediciones densitométricas permitirán una cuantificación más precisa del flujo sanguíneo tanto en los vasos del epicardio como en el área microvascular.

El alto rango dinámico de exposición del detector digital, permite la visualización del mediastino, reduciendo la saturación debida a los tejidos pulmonares. Como consecuencia de esto, tanto las adquisiciones rotacionales como las futuras adquisiciones en 3D y 4D, proporcionarán al cardiólogo una óptima visibilidad de las arterias coronarias. Esto reducirá el tiempo de examen, el número de proyecciones están-

dar, la cantidad de contraste utilizado y el tiempo de exposición a la radiación. Además la tecnología digital hará posible que el especialista, en la sala de hemodinámica, pueda valorar de forma integrada imágenes tomadas por distintos métodos (resonancia magnética, CT, ultrasonidos, etc.).

Conclusiones

En comparación con los sistemas tradicionales, el detector digital proporciona una mejora sustancial en la calidad de la imagen obtenida al mismo tiempo que reduce de forma sustancial las dosis de radiación a las que son expuestos tanto los pacientes como el personal facultativo, razón por la cual se prevé que esta tecnología se convertirá, a corto plazo, en el nuevo estándar para todos los fabricantes.

Referencias

1. Antonuk LE, Yorkston J, Huang W, et al. A real time, flat-panel, amorphous silicon, digital x-ray imager. *Radiographics* 1995; 15: 993-1000.
2. Granfors PR, Albagli, D, Tkaczyk JE, et al. Performance of a flat panel cardiac detector. *SPIE Medical Imaging* 2001; 4320: 77-86.
3. Metz CE, Wagner RF, Doi K, et al. Toward consensus on quantitative assesment of medical imaging systems. *Med Physics* 1995; 22: 1057-1061.
4. Granfors PR, Aufrichtig R. DQE(f) of an amorphous silicon flat panel x-ray detector: detector parameter influences and measurement technology. *Proc SPIE* 2000; 3977: 2-13.
5. Aufrichtig R, Xue P. Dose efficiency and low contrast detectability of an amorphous silicon X-ray detector for digital radiography. *Phys Med Biol* 2000; 45: 2653-2669.
6. Moore RJ. *Imaging principles of cardiac angiography*. Rockville, MD: aspen Publishers; 1990.
7. Hajj-Ali R, Monahan WG, Ong L. The digital fat panel detector imaging system reduces radiation exposure compared to conventional systems. *Am J Cardiol* 2000; 86 (Suppl 8A): 116.
8. Ong L, Hajj-Ali R, Marchant D, Green S, Katz S. Reduction in operator x-ray exposure using a digital flat-panel imaging system. *J Am Coll Cardiol* 2001; 37: 5.
9. Benali K, Desponds L, Blanc H, Klausz R, Lumbroso P. Estimated patient dose reduction in interventional cardiac procedures using a flat panel digital cardiac imaging system. *J Am Coll Cardiol* 2001; 37: 5A.
10. Lins M, Krueger D, Tiroke A, Hermann G, Simon R. Improve image quality with a novel integrated digital for angiocardio-graphy. *Eur Heart J* 2001; 22: 571.

Becas a la RSNA/EFOMP 2002 para Socios de la SEFM

La Junta Directiva de la SEFM convoca bolsas de viaje tanto para residentes de tercer año de Radiofísica Hospitalaria como para especialistas no jefes de servicio al corriente de sus obligaciones como socios, para asistir al próximo Congreso de la Sociedad de Radiología de Norteamérica (RSNA) a celebrar en Chicago en nov.-dic., del año 2002 y a Congresos de la EFOMP/ESTRO.

Las bolsas cubren el viaje y el alojamiento y serán financiadas por empresas, miembros Asociados y por la SEFM.

La selección la efectuará la Comisión Científica de la SEFM, según la actividad científica desarrollada por los candidatos en el área de Diagnóstico por Imagen o Radioterapia, durante la residencia y/o últimos tres años, de acuerdo con el baremo que establezca la propia Comisión. Para los especialistas se ha estimado que el mérito fundamental para optar a estas ayudas es la publicación de algún artículo en nuestra revista FÍSICA MÉDICA, durante el último año.

Los interesados en recibir una de estas ayudas deben enviar por correo o presentar en el domicilio de la sociedad, una solicitud dirigida a la Comisión Científica antes del 1 de octubre de 2002, con sus datos personales, domicilio y teléfono. Los residentes adjuntarán un listado de la actividad científica desarrollada durante su RHIR en Diagnóstico por Imagen, y Radioterapia, adjuntando fotocopias de los documentos que reflejen estas actividades. Deberán presentar también un certificado oficial acreditativo del año de residencia expedido por el Hospital.

El socio que obtenga una beca no podrá optar a otra hasta pasado dos años completos.

Notas sobre la "Jornada sobre el estado de aplicación del Protocolo de dosimetría IAEA TRS-398 en el ámbito de la SEFM". Celebrada el pasado día 25 de abril en el Ministerio de Sanidad en Madrid

La inauguración corrió a cargo de la Ilma. Sra. Dña. Dolores Flores Cerdán, Directora General de Salud Pública, D. José Pardo Masferrer, presidente de la AE-RO y D. Manuel Fernández Bordes, presidente de la SEFM.

En la primera parte D. Juan Gultresa y D. Antonio Brosed presentaron los resultados de la encuesta sobre el estado de aplicación del TRS-398, de los cuales podríamos resaltar los siguientes puntos:

- Elevado interés del tema, en el seno de la SEFM, pues se obtuvo una respuesta del 70% y la mayoría de Servicios habían calculado el factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua siguiendo las recomendaciones del nuevo procedimiento.

- Si bien la dotación de electrómetros y cámaras se mostró suficiente para la mayoría de centros, en cambio se puso de manifiesto una carencia bastante general de dotación instrumental complementaria.

- Las perspectivas de un cambio masivo al nuevo procedimiento de calibración, son bajas a corto plazo, es difícil, ateniéndose a la situación actual que a fin de año se supere el 50% de centros que apliquen TRS 398 exclusivamente, para la calibración de las unidades de radioterapia. Las dificultades principales para ello son:

a) La falta de tiempo, o lo que es lo mismo la infradotación de recursos humanos de las unidades de radiofísica, que siguen sin poder contar con los recursos míni-

mos recomendados por la Sociedad Española de Física Médica.

b) Un tercio de los centros no son partidarios de aplicar el nuevo procedimiento, mientras el factor de calibración $ND,w,Q0$, no sea suministrado por un Laboratorio Oficial de Calibración Dosimétrica.

Dificultades ambas, que trascienden la competencia de las Unidades de Radiofísica y cuya solución se basa en conseguir un apoyo institucional que potencie los recursos humanos y materiales de las citadas Unidades y del Laboratorio Oficial de Metrología del Ciemat.

En vistas a la campaña de Calibración prevista para el próximo año 2003, D. Antonio Brosed expuso las características necesarias y recomendadas para los instrumentos de referencia que se quisieran calibrar en dosis absorbida en agua. Adicionalmente y teniendo en cuenta la dotación actual de las unidades de Radiofísica enumeró las cámaras que no deberían ser utilizadas como conjunto de referencia en el futuro.

A continuación tuvo lugar la mesa redonda sobre "**La aplicación del TRS 398 en los Servicios de Radiofísica: Estado y dificultades**". Moderada por D.^a M.^a Cruz Lizuain Arroyo del Institut Català d'Oncologia de Barcelona, y en la que actuaron de ponentes, D. Pedro Fernández Letón del Hospital Doce de Octubre de Madrid, D.^a Araceli Hernández Vitoria del Hospital Clínico de Zaragoza, D. Rafael Arrans Lara del Hospital Virgen de la Macarena de Sevilla, D. José Pérez Calatayud del Hospital La Fe de Valencia y D. Javier Vivanco Parellada del Hospital Central de Asturias.

Cada uno de los participantes hizo una breve presentación del sistema seguido en su servicio en la implementación de este nuevo Protocolo de dosimetría física en radioterapia, comparando los resultados obtenidos en la determinación de la dosis absorbida con los mismos siguiendo protocolos anteriores (SEFM 87, IAEA TRS 277, IAEA TRS 381).

Al final se mantuvo un interesante coloquio en el que se discutieron temas como:

- La idoneidad de las cámaras planas en la obtención de curvas de distribución de dosis en profundidad en haces de fotones y electrones.

- La corrección por saturación y polaridad en la determinación de dichas curvas.

- Si la recomendación del TRS 398 de no utilizar los maniqués de plástico, salvo en haces de electrones de energías muy bajas, implica que el usuario ha de esforzarse en usar, siempre y en todas las condiciones, maniqués de agua.

- El espesor de plástico más adecuado que ha de tener el alojamiento o



camisa para las cámaras cilíndricas no impermeables utilizadas en dosimetría de fotones.

- El desglose del factor de corrección de la perturbación producida por el electrodo central en el caso de cámaras cilíndricas con electrodo de aluminio.

De las exposiciones y coloquio se pudo destacar:

Salvo lo referente a dotación instrumental auxiliar, el nuevo procedimiento no presenta mayores dificultades técnicas de aplicación que el/los utilizados anteriormente.

La aplicación en rutina requiere un esfuerzo importante al tener que revisar todos los procedimientos asociados a la calibración, como son las medidas relativas y verificaciones periódicas para cerciorarse que la aplicación es correcta.

Las diferencias obtenidas por los distintos procedimientos no son significativas. Corroborando que el motivo principal del cambio se basa en la mayor robustez del método por la confluencia de distintos patrones de dosis absorbida frente al método ionométrico único además de la perspectiva de homogenización con la mayoría de Países, fundamentalmente de la UE.

Como conclusión final se propuso que la SEFM elaborara unas recomendaciones sobre recursos necesarios para utilizar el nuevo protocolo de forma rutinaria en los servicios de Física. Dichas recomendaciones se harían llegar a la Administración Sanitaria.

Juan Gultresa y M.^a Cruz Lizuain

Aprobación del Reglamento de Régimen Interno y del Código Deontológico de la Sociedad

En la reunión de la Junta Directiva del pasado siete de febrero fueron aprobados el Reglamento de Régimen Interno y el Código Deontológico de nuestra Sociedad, junto a los reglamentos de funcionamiento de las tres Comisiones activas en la actualidad. El Reglamento de Régimen Interno desarrolla nuestros estatutos en diversos aspectos de procedimiento: normas y calendario de las elecciones a Junta Directiva, creación de Asociaciones Filiales autonómicas, Comisiones, Grupos de Trabajo, nombramiento de Socios de Honor, etc. Se introducen dos nuevas figuras en nuestra Sociedad: el Presidente saliente, que desarrolla labores de representación en asuntos iniciados durante su mandato, y los suplentes en las candidaturas a la Junta Directiva.

El Código Deontológico se ha aprobado sobre el último borrador elaborado por la Comisión correspondiente. Se compone de nueve artículos que, en un estilo conciso y claro, fija las obligaciones éticas fundamentales del profesional de la Física Médica en su trabajo, en sus relaciones con pacientes, con el equipo del que forma parte, con su centro de trabajo, y con otros profesionales. El último artículo prevé la posibilidad de sancionar los incumplimientos de lo establecido en el Código con la expulsión de la Sociedad, previo expediente a la Comisión de Deontología.

Invito a todos los compañeros a leer ambos documentos.



XIV CONGRESO NACIONAL DE FISIOMEDICINA

PROGRAMA PRELIMINAR

17/20 DE JUNIO
VIGO 2003



SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISIOMEDICINA
miembro de la IFOM y de la IFCM





XIV CONGRESO NACIONAL DE FÍSICA MÉDICA



AVANCE PROGRAMA CIENTIFICO

	Martes 17		Miércoles día 18		Jueves día 19		Viernes día 20			
	Sala 1	Sala 2	Sala 1	Sala 2	Sala 1	Sala 2	Sala 1	Sala 2		
ENTREGA DE DOCUMENTACIÓN	Talleres: Dosimetría in Vivo C. C Radiología Digital		Talleres: Dosimetría in Vivo C. C Radiología Digital							
	Acto Inaugural		Conferencia Radiología Digital		Conferencia PET					
	Conferencia IMRT		Comunicaciones Invitadas y orales		Comunicaciones Invitadas y orales		Mesa redonda No ionizantes Invitadas y orales			
	Comunicaciones Invitadas y orales	Comunicaciones Invitadas y orales	Café		Café					
	Café		Comunicaciones Invitadas y orales	Comunicaciones Invitadas y orales	Póster RD Póster MN	Póster RT				
	Grupos de trabajo	Grupos de trabajo	Grupos de trabajo	Grupos de trabajo	Conferencia Clausura					
	Almuerzo		Almuerzo		Acto Clausura					
					Cóctel Despedida					
	Comunicaciones Invitadas y orales	Mesa redonda Dosis a pacientes RD / MN	Mesa Redonda Docencia / Formación Continua		Asamblea SEFM					
	Excursión									
					Cena Clausura					

XIV Congreso Nacional de la SEFM

Vigo, 17 a 20 de junio de 2003

Estimados/as compañeros/as:

Os recuerdo que el XIV Congreso Nacional de la Sociedad Española de Física Médica se celebrará en Vigo (Pontevedra) del 17 al 20 de junio del 2003.

Se ha elaborado un Programa Preliminar con la intención de cubrir adecuadamente el tópico del Congreso: "TENDENCIAS: IMRT, RADIOLOGÍA DIGITAL Y PET", así como cualquier otro tema que desees comunicarnos. Esperamos contar con la mayor aportación científica posible.

Desearía también recordaros las **FECHAS IMPORTANTES** del evento:

- Fecha límite para envío de resúmenes: 15 de diciembre 2002
- Notificación de aceptación de los resúmenes: 1 de marzo de 2003
- Fecha límite de envío de trabajos: 1 de abril de 2003
- Fecha límite de inscripción en condiciones económicas: 30 de abril de 2003
- Fecha del congreso: 17 al 20 de junio de 2003

Las **NORMAS DE ENVÍO DE RESÚMENES** son:

La aceptación del trabajo será competencia del Comité Científico del Congreso.

Todos los trabajos se presentarán como póster, salvo aquellos que el Comité proponga para su presentación como comunicación oral, en cuyo caso se le propondrá al autor.

- El resumen se enviará en un documento de Word con tipo de letra de 12 puntos y espaciado simple.
- El encabezado será:
 - El título del trabajo en negrita, cursiva y centrado
 - Nombre de los autores en negrita.
 - Las iniciales del nombre seguido del apellido haciendo una llamada con números arábigos en cada nombre para indicar el centro de procedencia de cada autor.
 - La dirección del autor deberá incluir su correo electrónico.

- El resumen deberá definir claramente los aspectos más relevantes del artículo y deberá estar estructurado en cuatro apartados: Introducción y objetivos, material y métodos, resultados y conclusiones.
- Deberá tener una extensión máxima de 250 palabras.
- Al final del resumen se deberán incluir entre 4 y 5 palabras clave que identifiquen el campo de aplicación del trabajo.

Incluir en mayúsculas y al final del resumen una palabra que identifique el área temática del trabajo. Las áreas temáticas posibles son:

- Radioterapia. Dosimetría física
- Radioterapia. Dosimetría clínica
- Radioterapia. Control de calidad
- Radioterapia. IMRT
- Medicina nuclear
- Radiodiagnóstico
- Protección radiológica
- Braquiterapia
- Montecarlo
- Varios

Toda la información sobre el Congreso está disponible en la página www.vigonet.com/CongresoFisicaMedica2003

Por último resaltar que habrá un Programa Social de Actos tanto para congresistas como para acompañantes que estamos elaborando con gran ilusión para ofrecer lo mejor de estas tierras.

Esperamos, por tanto, poder saludaros personalmente en Vigo.

Cordialmente,

Pablo Jiménez Cencerrado
Presidente del Comité Organizador

Curso: "Dosimetría en Braquiterapia"

12 a 14 de septiembre de 2002

Código: C08-sefm/00

Temas - Profesorado

I. Tipos y Especificación de fuentes en Braquiterapia. Recomendaciones para su calibración.

Tipos de fuentes. Distintos modos de especificación, conversiones. Certificados suministrador. Especificación en Sistemas de Planificación. Necesidad Calibración. Sistemática Laboratorios. Trazabilidad. Recomendaciones internacionales. Problemática práctica. Necesidades metrológicas y recomendaciones.

Antonio Brosed. Servicio de Metrología. CIEMAT. Madrid

II. Calibración de fuentes mediante detectores pozo.

Detectores pozo. Precisión de su medida. Garantía de su calidad. Calibración de fuentes, formalismo y factores correctivos. Procedimiento con los distintos tipos de fuentes. Procedimiento con los hilos de Ir-192.

Françoïçe Lliso. Hospital La Fe. Valencia

III. Calibración de Ir-192 de Tasa Alta y Pulsada y de fuentes Cs-137 en aire.

Método interpolativo en aire. Métodos existentes. Factor de calibración. Condiciones de medida. Formalismo y determinación de los factores de corrección. Consideraciones prácticas. Uso de cámaras de gran volumen para Cs-137. Formalismo y recomendaciones.

Antonio Brosed. Servicio de Metrología. CIEMAT. Madrid

IV. Dosimetría en Braquiterapia. Método Monte Carlo.

Problemática de los detectores. Detectores utilizados y condiciones. Métodos de Monte Carlo. Conjunción de datos experimentales y calculados por Monte Carlo.

Facundo Ballester. Facultad de Física. Valencia

V. Sistemas de Planificación I: Reconstrucción, cálculo y limitaciones.

Estructura Sistemas Planificación. Algoritmos. Formalismo TG43. Caracterización fuentes. Limitaciones. Métodos de reconstrucción radiográficos y CT. Matrices de dosis.

J. Pérez-Calatayud. Hospital La Fe. Valencia

VI. Sistemas de Planificación II: Aseguramiento calidad en Sistemas Planificación.

Aseguramiento Calidad en Sistemas Planificación. Recomendaciones Grupo de Trabajo de la SEFM.

Esther Millán. Hospital Clínico. Zaragoza

VII. Garantía de calidad de las fuentes y aplicadores

Fuentes: Descripción, calibración, distribución de dosis, homogeneidad hilos y hermeticidad. Aplicadores: Descripción, evaluación dosimétrica, posición fuentes, integridad y coincidencia fuente activa y de simulación.

Jesús M^a de Frutos. Hospital Clínico. Valladolid

VIII. Equipos de carga diferida automática en Braquiterapia. Garantía de calidad de los equipos de Baja Tasa.

Selectron. Curietron. MicroSelectron. Varisource. Buchler. Gammamed Garantía de calidad: Seguridades. Temporizador. Composición de fuentes.

Jesús M^a de Frutos. Hospital Clínico. Valladolid

IX. Garantía de calidad de los equipos de Tasa Alta y Pulsada. Seguridades.

Posición fuente. Temporizador. Dosis tránsito.

Vicente Crispin. Fundación IVO. Valencia

X. Sistemas de Implantación. Especificación de la dosis en Braquiterapia.

Sistemas de implantación: Manchester y París. Modificaciones para HDR-PDR Especificación de la dosis según ICRU 38 y 58.

Teresa Eudaldo. Hospital San Pablo. Barcelona

XI. Dosimetría clínica en Alta Tasa y Pulsada. Optimización.

Procedimientos dosimetría clínica en Alta Tasa y Pulsada. Sistemas de Planificación. Optimización de posiciones y tiempos. Índices homogeneidad.

Vicente Crispin. Fundación IVO. Valencia

XII. Procedimientos y planificación en implantes permanentes.

Procedimientos dosimetría clínica y planificación en implantes permanentes 125I y 103Pd.

Arrate Guisasaola. Instituto Oncológico. San Sebastián

XIII. Braquiterapia intravascular.

Braquiterapia intravascular: dosimetría física, clínica y situación actual.

Bonifacio Tobarra. Hospital Virgen Arrixaca. Murcia

XIV. Desarrollos actuales y tendencias de la Braquiterapia.

Implantes guiados. Nuevas fuentes. Radiobiología. Líneas futuras de Braquiterapia. Implantes con imagen guiada. Utilización de nuevas fuentes. Fundamentos radiobiológicos y diferencias: Alta tasa, pulsada, baja y permanentes.

Ignacio Petschen y Alejandro Tormo. Hospital La Fe. Valencia

Mesa redonda

Equipamiento necesario en Braquiterapia. Aplicación del RD 1566/1998. Problemática práctica Equipamiento. Consideraciones prácticas en la aplicación del RD.

Organizadores y E. Millán, T. Eudaldo, J. de Frutos

Práctica I (Realizada en H. La Fe) Dosimetría clínica de:

Implante intersticial con hilos Ir-192 en disposición fija, implante con bucles de Ir-192, implante uterino con tubos Cs-137, implante vaginal mixto Cs-137-Ir-192

Detectores pozo: Descripción y medida en dos tipos de detectores pozo (abierto al aire y cerrado con gas). Descripción y justificación de los distintos insertos. Descripción inserto para la medida homogeneidad en hilos Ir-192 e inserto para control de TKRA, posición y tiempo en Alta Tasa y Pulsada. Calibración sistema y fuentes patrón.

Garantía de Calidad de fuentes Baja Tasa (Tubos Cs-137 e hilos Ir-192): Descripción, calibración 3 tipos de fuentes Cs-137 e hilos Ir-192, distribución de dosis, hermeticidad.

Garantía de Calidad en aplicadores Baja Tasa con carga diferida manual: Descripción, evaluación dosimétrica, posición fuente real y simulada e integridad.

Responsable: Vicente Carmona. Hospital La Fe. Valencia

Práctica II (Realizada en H. IVO)

Dosimetría clínica con Ir-192 de Alta Tasa en: implante intersticial en disposición fija, implante con bucles, implante uterino, otros.

Medida con detector pozo en Alta Tasa. Uso de inserto especial para control de TKRA, posición y tiempo en Alta Tasa y Pulsada.

Medida con cámara cilíndrica de TKRA por el método interpolativo en aire.

Garantía de Calidad en equipos de Alta Tasa: Descripción, seguridades, posicionamiento fuente, temporizador y dosis en tránsito.

Responsable: Carmen Guardino. Fundación IVO. Valencia

Lugar

Seminario del Instituto de Física Corpuscular. Instituto de Física Corpuscular Edificio Institutos de Investigación. Campus de Burjassot. Tfno: 96 3983473.

Horario

Día 12 Jueves	Día 13 Viernes
09:00 - 09:15 Recepción	08:30 - 09:10 Tema VIII
09:15 - 10:00 Tema I	09:10 - 10:10 Tema IX
10:00 - 11:00 Tema II	10:10 - 10:40 Descanso
11:00 - 11:30 Descanso	10:40 - 11:40 Tema X
11:30 - 12:30 Tema III	11:40 - 12:40 Mesa Redonda
12:30 - 13:30 Tema IV	12:40 - 15:00 Comida
13:30 - 15:30 Comida	15:00 - 17:00 Práctica I (Grupo A) Práctica II (Grupo B)
15:30 - 16:30 Tema V	17:00 - 19:00 Práctica I (Grupo B) Práctica II (Grupo A)
16:30 - 17:30 Tema VI	
17:30 - 18:00 Descanso	
18:00 - 18:40 Tema VII	
18:40 - 19:00 Discusión	
Día 14 Sábado	
09:00 - 10:00 Tema XI	
10:00 - 11:00 Tema XII	
11:00 - 11:30 Descanso	
11:30 - 12:30 Tema XIII	
12:30 - 13:30 Tema XIV	
13:30 - 14:00 Clausura. Discusión y recogida hojas Evaluación	
14:00 Comida	

Alojamiento

Hemos llegado a un acuerdo con el Hotel Expo para precio especial. Este hotel se encuentra situado en un complejo comercial llamado NUEVOCENTRO en el que existen varios otros hoteles. Este centro comercial está

muy próximo a la Estación de Autobuses, muy bien comunicado con el centro de la ciudad por autobús y metro así como con la Estación de RENFE.

Las condiciones y dirección del EXPOHOTEL son:

Precios: Habitación doble: 71,60 euros + 7% iva habitación uso individual: 63,80 euros + 7% iva desayunos incluidos.

EXPOHOTEL (3 estrellas). Nuevo Centro. Valencia Tel. 963470909 FAX 963483181 Web: <http://www.expo-grupo.com> e-mail: comercialval@expogrupo.com

Cómo llegar

Al Hotel: Está al lado de la Estación de Autobuses de Valencia, de la que se puede ir caminando. Está a 10-15 minutos de coche de la estación de RENFE, 5-10 más en autobús urbano. Está a 15-30 minutos, dependiendo del tráfico, del Aeropuerto.

A la sede del Curso: Por las mañanas, media hora antes del comienzo de las actividades indicadas en el horario, saldrá un autobús especial desde la puerta principal del EXPOHOTEL, autobús que irá convenientemente identificado, regresando al mismo punto al final de las actividades del Curso. La salida de este autobús el primer día, jueves 12, será a las 8:30.

Información general

Para información de Valencia con plano en el que está señalado el Hotel Expo así como direcciones de Hoteles y Pensiones de la ciudad: www.turisvalencia.es

Cualquier información que se necesite relativa al curso:

J. Pérez Calatayud: perez_jos@gva.es jose.perez-calatayud@uv.es

Nota bienal centenario

Del 7 al 11 de julio del 2003, se celebrará en el Palacio de Congresos de Madrid el Centenario de las Reales Sociedades de Física y Química, que será Presidente de Honor S.M. el Rey Juan Carlos I.

Las Conferencias Plenarias estarán a cargo de los Premios Nobel:

- M. Gell-Mann. Santa FE. (Inst. Estudios Avanzados)
- C. Cohen-Taunadji. (París)
- Stephen Chu (Berkeley, física y biología)

- Eric Cornell (Colorado)
- S. Glashow (Harvard)

que entre todos abarcarán las cuestiones más importantes acaecidas durante este siglo.

Habrán ponencias y reuniones de los Grupos Especializados pertenecientes a las RSEF y RSEQ.

Participarán los más de 20 Grupos Especializados de las Sociedades con sus ponencias en esta magna celebración de 100 años de Ciencia.

Para más información: <http://www.ucm.es/info/rsef>

**Curso de Control de Calidad
de los Programas de Detección Precoz
del Cáncer de Mama**
Santiago de Compostela, 23 a 25 de octubre de 2002
Código: C09-SEFM/00

Programa provisional

Hora	Miércoles 23	Jueves 24	Viernes 25
9.00-10.00	Entrega de documentación Inauguración	Calidad de imagen técnica. Bucky, receptor de la imagen y propiedades del sistema	Principios físicos de la mamografía digital
10.00-11.00	Programas de Garantía de Calidad	Dosis y Detrimento	Soluciones de las empresas a la mamografía digital (I)
11.00-11.30			
11.30-12.30	Protocolo Europeo de Control de Calidad Protocolo Europeo de Dosimetría	Epidemiología del cáncer de mama: Resultados de los PPC	Soluciones de las empresas a la mamografía digital (II)
12.30-13.30	Anatomía Radiológica de la Mama. Criterios de Calidad de la Imagen Mamográfica	Procesamiento digital de la imagen	Control de calidad en mamografía digital
14.00-15.30			
16.00-17.00	Física de la Mamografía	Prácticas	Mesa redonda: Resultados del CC en España
17.00-18.00	Equipos de rayos X para mamografía	Prácticas	Evaluación
18.00-19.00	Generación y Control de rayos X	Prácticas	Clausura
19.00-20.00	Análisis y valoración de la película mamográfica Procesado y condiciones de visualización	Prácticas	

Curso: Metrología y calibración en radiaciones ionizantes y en el área de la radiofísica hospitalaria

Madrid, 18 a 22 de noviembre de 2002

Código: C10-SEFM/00

Director: A. Brosed

Lugar: Instituto de Estudios de la Energía. Edificio 16 del CIEMAT. Madrid.

N.º de alumnos: 25.

Horas lectivas: 28, con evaluación final.

Objetivos

Formación básica en aspectos de metrología y calibración en radiaciones ionizantes y en todas las áreas de la radiofísica hospitalaria. Suministrar, en consecuencia, los conocimientos técnicos y prácticos para perfeccionar el cumplimiento, en esas áreas, de lo contenido en los Reales Decretos sobre criterios de calidad.

Programa

1. Metrología: Conceptos básicos y objetivos. Sistema Internacional de Unidades. La metrología en España. Organización y estructura. El Centro Español de Metrología.

2. Metrología científica y legal: organizaciones internacionales y europeas. Organismos españoles AENOR y ENAC. AENOR: estructura, funcionamiento, normalización, certificación, actividades. ENAC: estructura, funcionamiento y acreditación.

3. Magnitudes y unidades de la radiación usadas en las distintas áreas de la Radiofísica.

4. Laboratorios de calibración: Patrones de medida, trazabilidad, cadena de trazabilidad. Magnitudes de influencia. Intercomparaciones. Norma UNE-EN-ISO-17025.

5. Laboratorios de calibración. Procedimientos. Certificados de calibración. Procedimientos. Certificados de calibración. Certificados de comprobación y de conformidad. Otros "certificados".

6. Conceptos básicos en la medida. Concepto de incertidumbre. Causas. Tipos de incertidumbre. Distribuciones de probabilidad. Evaluación de incertidumbres. Incertidumbre combinada y expandida. Componentes típicas de incertidumbre en la medida de una magnitud con un instrumento de medida (medida directa). La incertidumbre combinada en una medida indirecta. Propagación de varianzas.

7. Incertidumbre, tolerancia y nivel de acción.

8. Calibración. Verificación. Homologación. Condiciones de referencia y condiciones normalizadas. Factor de calibración. Métodos de calibración. Intercomparaciones en el ámbito hospitalario. Períodos de recalibración.

9. Radioterapia. Patrones primarios. Patrones nacionales. Cadena de trazabilidad. Instalaciones. Servicios de calibración disponibles. Procedimientos de calibración. Determinación del factor de calibración de un equipo. Componentes de incertidumbre adicionales a tener en cuenta por el radiofísico en el uso del equipo calibrado.

10. Radiodiagnóstico. Patrones secundarios o de referencia. Cadena de trazabilidad. Instalaciones. Laboratorios en España. Servicios de calibración disponibles. Procedimientos de calibración. Determinación del factor de calibración de un equipo. Componentes de incertidumbre del factor de calibración. Ejemplo de calibración. Componentes de incertidumbre adicionales a tener en cuenta por el radiofísico en el uso del equipo calibrado.

11. Radioprotección en haces externos (radiación X, gamma y beta). Patrones secundarios o de referencia. Cadena de trazabilidad. Monitores portátiles, de área, dosímetros personales. Procedimientos de calibración. Determinación del factor de calibración de un equipo y asignación de dosis a dosímetros personales. Componentes de incertidumbre del factor de calibración. Ejemplo de calibración. Componentes de incertidumbre adicionales a tener en cuenta por el radiofísico en el uso del equipo calibrado.

12. Medicina nuclear. Patrones primarios, nacionales y de referencia. Cadena de trazabilidad. Activímetros. Instalaciones. Laboratorios en España: Diagnóstico de la situación. Servicios de calibración. Procedimientos de calibración. Determinación del factor de calibración. Ejemplo de calibración. Componentes de incertidumbre adicionales a tener en cuenta por el radiofísico en el uso del equipo calibrado.

13. Monitores de contaminación: Patrones de referencia. Cadena de trazabilidad. Monitores fijos y portátiles. Instalaciones. Laboratorios en España. Servicios de calibración disponibles. Procedimientos de calibración. Determinación del factor de calibración de un monitor. Componentes de incertidumbre del factor de calibración. Ejemplo de calibración. Componentes de incertidumbre adicionales a tener en cuenta por el radiofísico en el uso del equipo calibrado.

14. Charla-coloquio sobre la metrología y calibración en la radiofísica hospitalaria.

Profesorado

Mariano Martín Peña y persona a designar (CEM). **Mercé Ginjaume Egido** (INTE-UPC). **Antonio Brosed Serreta**, **Eduardo García-Toraño Martínez**, **Ana González Leitón** y **Miguel Roteta Ibarra** (CIEMAT).

PRIMER ANUNCIO
II Conferencia Internacional sobre Formación en Protección
Radiológica: Estrategias de Futuro
CIEMAT, Madrid 17-19 Septiembre 2003

Presentación

En el año 1999, el Institut National des Sciences et Techniques Nucléaires (INSTN), llevó a cabo la I Conferencia sobre Formación en Protección Radiológica (PR) en Saclay (Francia), donde más de 100 expertos de distintas disciplinas involucradas con las radiaciones ionizantes discutieron las necesidades de formación y la armonización de los programas. Dicha conferencia constituyó un foro para el intercambio de ideas en esta materia. La **II Conferencia sobre Formación en PR: estrategias futuras**, que se celebrará en el CIEMAT (Madrid) durante los días 17, 18 y 19 de septiembre de 2003, y que nace con el objeto de revisar los resultados y discutir las estrategias futuras de formación en base a las necesidades planteadas.

La organización corresponderá al CIEMAT con el apoyo y la colaboración de SEPR, CSN, ENRESA, SEFM, SNE y la participación de la CIPR y la CE y el OIEA.

- El reto de la información: público, autoridades y medios de comunicación
- Emergencias radiológicas: información/formación
- La armonización europea de los programas de formación

Idioma

El idioma oficial del congreso será el inglés.

Asistencia y ponencias

Los participantes podrán presentar pósters o comunicaciones orales.

- FECHA LÍMITE: Resumen (1 página)
15 de diciembre de 2002

Programa científico-áreas temáticas

- Formación en PR en el campo médico, industrial, de investigación y nuclear: formación inicial y continuada. Herramientas didácticas. Acreditación de la formación.
- La formación en actividades de carácter convencional que puedan verse involucradas en exposiciones a las radiaciones ionizantes.

Cuotas de inscripción

- Antes del 30 de marzo de 2003:
300 € (Estudiantes 150 €)
- Después del 30 de marzo de 2003:
400 € (Estudiantes 200 €)

El número de participantes está restringido a un máximo de 120.

APELLIDOS: _____

NOMBRE: _____

DIRECCIÓN: _____

CIUDAD: _____

CÓDIGO POSTAL: _____

PAÍS: _____

TELÉFONO: _____

FAX: _____

E-MAIL: _____

PUESTO DE TRABAJO: _____

PÓSTER

COMUNICACIÓN ORAL

FECHA: _____

FIRMA: _____

Agenda

Próximas convocatorias

11th International Brachytherapy Conference.

19-22 junio 2002, Santa Fe (USA).

Información: www.santafe2002.com

ESTRO teaching course on Imaging for Target Volume Determination in Radiotherapy.

23-27 junio 2002, Coimbra, Portugal.

Información: www.estro.be

7th International Workshop on Electronic Portal Imaging, EPI2K2.

27-29 junio 2002, Vancouver (Canadá).

Información: <http://www.epi2k2.ca>

44th AAPM Annual Meeting.

14-18 julio 2002, Montreal (Canadá).

Información: www.aapm.org/meetings/02AM/

International Conference on Occupational Radiation Protection: Protecting Workers Against Exposure to Ionizing Radiation.

26-30 agosto 2002, Ginebra (Suiza).

Información: www.iaea.org/worldatom/Meetings/2002

21st Annual ESTRO Meeting.

17-21 septiembre 2002, Praga (República Checa).

Información: www.estro.be

International Symposium on “Standards and codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry”.

25-28 noviembre 2002, Viena (Austria).

Información: www.iaea.org/worldatom/Meetings/2002

RSNA (Radiological Society of North America) 2002.

1-6 diciembre, 2002, Chicago (USA).

Información: www.rsna.org

8th European Congress on Medical Physics and Engineering.

20-23 mayo 2003, Eindhoven (Holanda).

Información: www.efomp2003.nl

World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering.

24-29 agosto 2003, Sydney (Australia).

Información: www.wc2003.org

Workshop on Recent Advances in Absorbed Dose Standards

19-21 agosto 2003, ARPANSA, Melbourne (Australia)

Información: www.arpansa.gov.au
robert.huntley@health.gov.au

Informe sobre el Curso "Radiología Digital"

Entre los días 20 y 23 de marzo se celebró en el Hospital Universitario Río Hortega, de Valladolid, el curso que dentro de su programa de formación continuada y sobre *Radiología Digital* había organizado la Sociedad Española de Física Médica. Participaron 41 alumnos, casi todos radiofísicos miembros de la Sociedad organizadora. El curso, coordinado por Manuel Alonso e Ignacio Hernando, se configuró en torno a un programa muy completo que abarcaba una revisión de las técnicas de adquisición de imágenes digitales, su procesamiento, visualización y archivo, la gestión de PACS y RIS, el control de calidad en sus diferentes facetas, la evaluación de dosis, y algunas referencias al diseño de sistemas digitales integrales y a las experiencias disponibles en nuestro país.

Las docentes del curso procedían de ámbitos variados, desde profesores universitarios hasta expertos de empresas suministradoras de equipo, pasando por radiofísicos, radiólogos y gestores de hospitales. Los dieciocho temas teóricos que componían el programa se completaron con un conjunto de cuatro seminarios, en los que se discutían los temas tratados a lo largo de las sesiones de cada día con la participación de los profesores y de los alumnos, y un conjunto de tres sesiones prácticas, celebradas en las instalaciones del propio Hospital Río Hortega y en el vecino Hospital Clínico de Valladolid. Se entregó a los participantes un carpeta con una buena parte de las ponencias teóricas y otros materiales complementarios.

Al final del curso se llevó a cabo una evaluación de los participantes, con resultados muy positivos, y se pasó una encuesta. Los resultados de ésta pusieron de manifiesto un alto grado de satisfacción entre los asistentes. Se valoraba, en general, de manera favorable el carácter muy completo del programa planteado, la organización y el sistema de seminarios, así como la alta calidad de algunas de las sesiones. Bastantes de los participantes echaban en falta un mayor tiempo dedicado a prácticas y varios proponen tanto ediciones posteriores del curso, con las actualizaciones que procedan, como ampliaciones con una mayor dedicación a los aspectos de control de calidad. En este punto cabe destacar que la realización de prácticas en grupos pequeños y con horario amplio para desarrollarlas de manera detallada obligaría a reducir el número de participantes.

M. Alonso, I. Hernando
Directores del Curso

Programa de Garantía de Calidad en Medicina Nuclear

A instancia de la Dirección General de Salud Pública del Ministerio de Sanidad y Consumo y de la Dirección

General de Recursos Sanitarios de la Consellería de Sanitat de Catalunya, durante los días 15, 16 y 17 de octubre de 2002, se celebró el "Curso para auditores de programas de garantía de calidad de Medicina Nuclear", dirigido por el Dr. Rafael Puchal.

El curso se organizó teniendo en cuenta los siguientes puntos:

1) Se creyó conveniente que los mismos profesionales que trabajan en medicina nuclear explicasen sus aspectos más relevantes a fin de proporcionar a los alumnos la información más exacta posible sobre el contexto en el que auditarán.

2) Al ser la Medicina Nuclear claramente pluridisciplinaria (medicina, radiofarmacia, radiofísica y radioprotección) y al hacer referencia explícita el RD1841/1997 a estos aspectos, el programa que se elaborara debía abordarlos directamente.

3) Se creyó oportuno que las sociedades científicas correspondientes, Sociedad Española de Medicina Nuclear (SEMN), Societat Catalana de Medicina Nuclear (SCMN), Sociedad Española de Radiofarmacia (SERFA), Sociedad Española de Física Médica (SEFM) y Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) participaran de forma activa.

4) Obtener, por consenso entre los participantes, un documento que estableciera unos requisitos mínimos exigibles a todo programa de garantía de calidad de medicina nuclear y que facilitara la realización de las auditorías.

De acuerdo con el punto anterior, se redactó un documento que es el resultado de las discusiones que surgieron durante el curso y del trabajo de la comisión formada por los Drs. Joan Castell Conesa, José Martín Comín, Javier Pavía Segura, Rafael Puchal Añe y Manuel Roca Engroñat que revisaron las propuestas iniciales y las enviadas por correo electrónico por los alumnos una vez finalizado el curso. Dicho documento está a disposición de los socios en la página web de la Sociedad Española de Física Médica: www.sefm.es

Rafael Puchal Añe

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

Dentro de una semana realmente "pasada por agua" debido a un temporal de levante que azotó el área mediterránea, tuvo lugar del 8 al 11 de mayo el curso programado de Dosimetría in vivo (DIV) en el recinto del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau (Barcelona). A este curso asistieron 30 alumnos, 60 % de los cuales radiofísicos y el resto residentes. Entre todos ellos fomentaron un ambiente de diálogo cordial y relajado que permitió alcanzar los objetivos propuestos en esta temática, tales como analizar los dos sistemas de detección más usuales



en DIV, diodos y TLD así como su implementación en la práctica clínica, especialmente en el caso de los diodos.

En la parte final del curso se contó con la participación de Ben Mijnheer, el cual mostró, por un lado, su di-

latada experiencia en DIV en The Netherlands Cancer Institute y por otro lado, presentó una panorámica sobre la investigación en este campo en el uso y 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 video, filmado previamente en el Servicio y también una videoconferencia desde la sala del Acelerador lineal.

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

Al finalizar el curso el Servicio de Radiofísica y Radioprotección concertó una visita guiada por la zona monumen-

tal del hospital declarada por la Unesco Patrimonio de la Humanidad.

M. Rivas i Morales

Nota informativa de modificación de la web de la SEFM

La web de la Sociedad Española de Física Médica fue iniciada por José M.^a Vega alojándola en el servidor de la universidad de Extremadura, y la llevó personalmente hasta finales de 1999 en la que se formó un grupo extenso de socios para modificarla iniciando lo que podríamos llamar "segunda etapa".

En esta segunda etapa la web se trasladó a un servidor comercial y ha sido diseñada y mantenida por los propios socios de la SEFM. En ella hemos colaborado José M.^a Vega, Manuel Buades, Alfredo Serna, Carlos Prieto, Alex Melero, Ernest Luguera, Pablo Luis Gómez, Roberto Berenguer, David Macias, José Fernández y yo mismo.

El esfuerzo inicial para la creación de la página fue considerable, pues se hubieron de tener en cuenta las posibles limitaciones en el acceso a Internet de los socios, creando una estructura que presentara pocos problemas para los usuarios de antiguas versiones de ordenadores y sistemas operativos.

A pesar de las limitaciones que ha tenido la página, en conjunto creemos poder estar satisfechos de esta etapa. Se ha conseguido una dinámica de inserciones elevada y, tras solventar problemas iniciales, con bastante fluidez.

La web debe ser el medio rápido de expresión de la Sociedad y principal vínculo entre los socios. Para conseguir estos requisitos es necesario un elevado nivel de dedicación que no nos podemos exigir a nosotros mismos al no formar parte estricta de nuestra profesión.

Afortunadamente la sefm cuenta en la actualidad con un aporte económico para el desarrollo y mantenimiento de la web. Un grupo de socios colaboradores han decidido patrocinar nuestra web sin ninguna contrapartida comercial. Estos socios dispondrán de una sección con enlaces a sus respectivas webs. Gracias a este nuevo aporte económico, la Junta Directiva ha podido tomar la decisión de profesionalizar el mantenimiento y actualización de la web.

Esta decisión pretende que la página tenga ya una estructura de continuidad y deje de depender de la buena voluntad de algunos socios para su mantenimiento. Con el fin a la vez de minimizar los cambios de Junta Directiva y de los responsables de las distintas áreas se ha trasladado la web a los servidores de Meditex, empresa que

al igual que Edicomplet forma parte del grupo Sanet, centralizando así los servicios de secretaría, editorial, web y sede de la Sociedad.

En esta tercera etapa además de la profesionalización, centralización de servicios, y consolidación de su continuidad, se aborda también una modificación de la estructura, abriendo nuevas secciones y tratando que la búsqueda de contenidos sea más rápida y clara.

Se abre una sección para Latinoamérica en los accesos primarios y es uno de nuestros objetivos el crecimiento de esta sección, por lo que desde aquí hacemos un llamamiento a nuestros compañeros de Latinoamérica para que utilicen nuestra web.

Otro punto importante es la creación de ciertas áreas restringidas a las que solo se podrá acceder mediante una clave proporcionada por la sefm. Estas áreas serán las mínimas posibles a decisión de los socios; inicialmente sólo las correspondientes al anuario de socios, documentos de régimen interno y documentos en fase de preparación.

Siempre que hablamos de área restringida, surge el comentario de valorar si la revista debería o no estar en un zona de acceso limitado pues dado el elevado coste de mantener la revista parece que esta gratuidad merma los ingresos de la sociedad. Este tema se ha tratado varias veces en la Junta Directiva sin unanimidad pero al final siempre hemos considerado más beneficioso para la sociedad una apertura al mayor número de usuarios posibles que un mejor balance económico.

Con todo, pudiera parecer que una vez en marcha la tercera etapa de la web nos pudiéramos despreocupar de su funcionamiento. Nada más lejos de la realidad. Es cierto que dispondremos de mejores medios, pero la alimentación de la web depende de las contribuciones de todos los socios. No podemos pretender que tenga un contenido interesante y renovado si no contribuimos a su actualización.

Es por ello que esperemos un aporte sustancial de los socios a su contenido, y cómo no a las críticas que nos permitan su mejora. Respecto a estas últimas, no es necesario que se produzca una avalancha, mejor enviarlas pausadamente.

Juan Gultresa
Coordinador www.sefm.es

Listado de publicaciones

SEFM, nº 1/1984 "Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos" SEFM y CDR 1984. *Socios 24 €, 20 dólares; no socios 37 €, 30 dólares.*

SEFM, nº 1^a/1984 "Normas para la determinación de dosis absorbida en agua, para radiación gamma de Co-60, partiendo de medidas realizadas en aire y en unidades de exposición". SEFM y CDR 1984. *Socios 24 €, 20 dólares; no socios 37 €, 30 dólares.*

SEFM, 2/1987 "Suplemento al documento SEFM nº 1/1984: Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos". SEFM y CDR 1987. *Socios 37 €, 10 dólares; no socios 24 €, 20 dólares.*

SEFM, 3/1989 "Objetivos docentes de Física Médica (Facultades de Medicina)". 1989. *Socios 6 €, 5 dólares; no socios 9 €, 8 dólares.*

SEFM, 1/1991 "Informe del accidente ocurrido en el acelerador lineal de electrones en el Hospital Clínico de Zaragoza entre los días 7-20 de diciembre de 1990". Junio 1991. *Socios 3 €, 3 dólares; no socios 6 €, 5 dólares.*

SEFM, 1994 "Criterios de calidad en Radioterapia y Medicina Nuclear para garantizar la protección radiológica del paciente", 1994. *Socios 11 €, 9 dólares; no socios 15 €, 13 dólares.*

SEFM/SEPR, 1996 "Protocolo Español de control de calidad en radiodiagnóstico (Aspectos Técnicos)", 1996. *Socios 18 €, 15 dólares; no socios 37 €, 30 dólares.*

SEFM, 1999. Versión Oficial Española del "ICRU REPORT 50". Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotones. 1999. *Socios 18 €, 15 dólares; no socios 37 €, 30 dólares.*

SEFM/ SEMN/ SEPR, 1999. Protocolo Nacional del Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear. 1999. *Socios 18 €, 15 dólares; no socios 37 €, 30 dólares.*

SEFM, 2000. "Medios Humanos y Materiales Necesarios en la Unidad de Radiofísica para la Garantía de Calidad en Radioterapia. 2000. *Socios 3 €, 3 dólares; no socios 9 €, 8 dólares.*

Libros de ponencias y trabajos presentados en los Congresos Españoles de la Sociedad Española de Física Médica.

- II Congreso SEFM (1 vol.). Jaca 1979.
- III Congreso SEFM (libro resúmenes). Sitges 1981.
- IV Congreso SEFM (2 vol.). San Sebastián 1983.
- V Congreso SEFM (3 vol.). El Escorial 1985.
- VI Congreso SEFM (1 vol.). Badajoz 1987.
- VII Congreso: P. Andreu, A. Brahme, J. Droussard, F. Nüsslin. Oviedo 1989.
- VII Congreso SEFM (1 vol.). Oviedo 1989.
- VIII Congreso SEFM (1 vol.). Sevilla 1991.
- Congreso SEFM/SFPH. Biarritz 1992. (1 vol. libro de resúmenes).
- IX Congreso SEFM (2 vol. libro de resúmenes). Tenerife 1993.
- X Congreso SEFM (1 vol.). Salamanca 1995.
- XI Congreso Nacional de Física Médica (1 vol.). Valencia 1997.
- XII Congreso Nacional de SEFM. Santander 1999.

Para más información ver pág. web SEFM:
www.sefm.es

Información para los autores

Objetivos de la Revista de Física Médica

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

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

Presentación

Estructura:

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

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

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

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

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

Textos:

Los trabajos se presentarán en lengua española.

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

El texto se presentará en el siguiente orden :

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

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

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

4º) Seguidamente se incluirán las tablas ordenadas correlativamente

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

Texto en soporte informático

Además de impresa en papel, la última versión del artículo debe enviarse en diskette. En la etiqueta se identificará el primer apellido del primer autor, el título, nombre del archivo y el programa utilizado.

Bibliografía

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

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

Ilustraciones y tablas

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

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

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

Normas de publicación

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

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

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

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

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

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

ENTIDADES ASOCIADAS

AGFA-GEVAERT, S.A.
APLICACIONES TECNOLÓGICAS
BRAINLAB IBÉRICA
CRISA, S.A.
DEXTRO MÉDICA, S.L.
ELEKTA ONCOLOGY SYSTEMS
FUJIFILM ESPAÑA, S.A.
GENERAL ELECTRIC MED. SYSTEMS
I.R.E. RAYOS X
INSTRUMENTACIÓN FÍSICO-MÉDICA, S.L.
KODAK, S.A.
KONICA SAKURA
KRETZ IBÉRICA
MATERIAL CLÍNICO FLORIDA, S.L.
MCP IBERIA, S.A.
NUCLETRON, S.A.
NUCLIBER
PHILIPS IBÉRICA, S.A.
POSITRONICA, S.A.
SCHERING ESPAÑA
SIEMENS, S.A.
TECNASA
TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS
VARIAN MEDICAL SYSTEMS