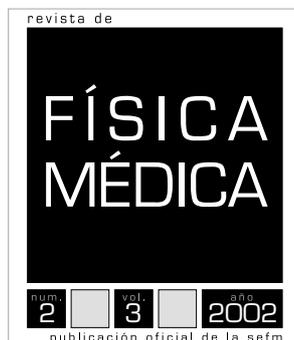


Volumen 3

Número 2

2002



Sumario

Carta del Presidente	61
Editorial	63
Artículos científicos	
Influencia de las condiciones geométricas de referencia en la estimación de la incertidumbre de la calibración de la dosis en haces de fotones y electrones <i>J. Bea Bilabert, M.C. Baños Capilla</i>	65
Introducción a un Nuevo Método de Cálculo Dosimétrico <i>V.M. Álvarez, J.M. Escobar, F.E. Nelly, D. E. Sanz, G. Ossola</i>	71
Análisis comparativo de TMRs, perfiles de dosis y factores de dispersión (maniquí y colimador), con diferentes sistemas de detección en haces asimétricos de radiocirugía estereotáctica <i>C. Pinza Molina, M.L. Chapel Gómez, J.I. Jiménez Alarcón, S. García Gómez</i>	81
Nota técnica	
Verificación y consideraciones en la determinación semiautomática de volúmenes en resonancia magnética <i>G. Rey, W. Cabrera, J. Gutiérrez, J. Burcazo, R. Martínez, J. Álvarez-Linera</i>	90
Determinación de la exactitud en la reconstrucción espacial de implantes en braquiterapia <i>F. Manzano, J. Pérez-Calatayud, V. Carmona, F. Lliso, I. Torres</i>	95
Comunicación de interés	
Contabilidad de costes basada en las actividades de una Unidad de Radiofísica Hospitalaria <i>I. García Soto, J.A. Nogués Hidalgo, J. Macías Jaén, C. Bodineau Gil, P. Galán Montenegro</i>	97
La Junta Directiva informa	106
Agenda	108
El Buzón de la SEFM	118

Carta del Presidente

La SEFM ha puesto en marcha a lo largo de este año un conjunto de nuevas iniciativas y desarrollado en profundidad algunas otras ya emprendidas en 2001 con el objetivo de dar a conocer, en distintos foros y ante diversas instancias, nuestro punto de vista sobre todos aquellos aspectos relativos al mejor uso de los agentes físicos en las ciencias de la salud (diagnóstico, tratamiento, protección, divulgación científica, educación y formación).

En particular y de modo especial las actividades relacionadas con la divulgación científica y la formación han tomado durante el 2002 un gran impulso de consolidación. Subrayamos en esta línea el acuerdo de nuestra Junta Directiva en su convocatoria extraordinaria celebrada el pasado octubre en Salamanca, por el que se aprobó, a propuesta de la Comisión Docente, la creación de dos "escuelas de verano" para armonizar la formación básica de los especialistas en radiofísica hospitalaria. En esta misma reunión se aprobaron el calendario y los contenidos de los próximos cursos que la SEFM ofrecerá a sus afiliados en el marco de la formación continuada.

En paralelo con esa orientación de la SEFM y como fruto de la misma, la defensa de nuestras ideas en diferentes escenarios científicos y administrativos, ha potenciado nuestra imagen institucional y podemos afirmar con satisfacción que nuestras relaciones con los Ministerios de Sanidad y Consumo, Educación y Cultura e Industria y Energía, así como con el Consejo de Seguridad Nuclear y con las sociedades científicas afines son excelentes. Tampoco podemos olvidar nuestra relación con las Comunidades Autónomas, como lo atestigua la realización del Curso de Auditores en Oncología Radioterápica que ha tenido lugar en Salamanca el pasado mes de noviembre, bajo el auspicio de la Consejería de Sanidad y Bienestar Social de la Junta de Castilla y León.

El Foro CSN-SEFM-SEPR sobre protección radiológica en el ámbito sanitario, sigue ofreciendo sabrosos frutos y ya se dispone de un relevante documento técnico sobre *La Protección Radiológica de las trabajadoras gestantes expuestas a radiaciones ionizantes en el ámbito hospitalario*, además de otros documentos igualmente importantes. En este mismo sentido de colaboración se ha firmado un convenio con el Consejo de Seguridad Nuclear y con la Sociedad Española de Protección Radiológica a fin de desarrollar actividades conjuntas de interés común.

Deseo felicitar a todos los que han hecho posible la nueva versión del PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO, que se presentará al Consejo Interterritorial de Sistema Nacional de Salud, y que creo ratifica la madurez de nuestro colectivo al ir adaptando nuestros procedimientos a las aportaciones que nos presentan las nuevas tecnologías.

Finalmente, junto con un abrazo fraterno y los mejores deseos de felicidad y alegría para el nuevo año, he de resaltar que las acciones emprendidas han contado con el esfuerzo de muchos socios, a los que deseo expresar mi reconocimiento y gratitud. Ojalá estos buenos ejemplos irradien muchos fotones de ilusión y estimulen a otros compañeros, hasta ahora menos activos, animándoles a participar en el 2003.

Manuel Fernández Bordes

En estas fechas en que tradicionalmente todo el mundo intercambia sus deseos de paz y prosperidad, la revista FÍSICA MÉDICA no quiere ser una excepción y, a la vez que acude puntual a su cita con sus lectores, quiere hacer llegar a todos, sean socios o no de la SEFM, su felicitación en las fiestas de Navidad y sus mejores deseos para el año que va a comenzar.

Al mismo tiempo el Comité de Redacción quiere presentar algunas innovaciones que, a la luz de la experiencia adquirida en estos años, se han introducido con el objeto de mejorar la revista y facilitar el trabajo de los autores.

La primera modificación afecta a la primera frase del punto "Texto en soporte informático" de las normas que se recogen en la sección "Información para los autores". En la nueva redacción aparecerá "Además de impreso en papel, el artículo debe enviarse en soporte informático", en lugar de "Además de impresa en papel, la última versión del artículo debe enviarse en diskette".

Otra novedad es la composición del Comité Científico Asesor. Tal como se había previsto en un principio estaba constituido por un grupo monolítico de colaboradores, lo que obligaba a hacer continuos cambios para ir incorporando a nuevas personas. Por ello, y con la aprobación de la Junta Directiva, se va a sustituir por un sistema abierto en el que tengan cabida el conjunto de todos los socios, dentro del cual se escogerán, en cada caso, las personas más idóneas para enjuiciar cada artículo. Al final de cada año se publicará la lista de asesores científicos, haciéndoles partícipes del agradecimiento de la revista.

También se ha abierto una nueva sección, "Comunicaciones de interés", que se inaugura en este número, y en la que, como su nombre indica, se publicarán trabajos que sin tener cabida dentro de las secciones "Artículos Científicos" ni "Notas Técnicas", puedan contener información de especial interés en determinado momento, para todos o una gran parte de los socios.

Es nuestro deseo que estas innovaciones sirvan para avanzar cada día un paso más en el perfeccionamiento de FÍSICA MÉDICA

Como decíamos en el número anterior, el final de este año marca también el fin de la primera etapa de nuestra revista. Cumpliendo su Reglamento de Régimen Interno se procederá al primer relevo de un tercio de los miembros del Comité de Redacción con el fin de abrir el ca-

mino a una participación más fluida del mayor número posible de miembros de la Sociedad de Física Médica, a lo que os invitamos desde el conocimiento de esta experiencia especialmente enriquecedora.

Los que se van y los que se quedan, desde la alegría que nos produce ver lo conseguido en estos tres años, quieren expresar su agradecimiento, en primer lugar, a los autores que nos enviaron sus trabajos, rompiendo la inercia que habitualmente nos acecha.

De una forma especial a los miembros del Comité Científico Asesor que, con su dedicación y estudio riguroso del material enviado, no se han limitado a su mera calificación, sino que han hecho a los autores las sugerencias oportunas que, a su juicio, pudieran mejorar la exposición del tema.

También a los compañeros que redactaron las reseñas de cursos, congresos y reuniones, y a los que enviaron notas técnicas con contenidos que pusieron a disposición de todos los socios.

A Patricia que desempeña con diligencia las labores de secretaría y pone orden en nuestros documentos con paciencia y sonrisas.

No queremos olvidar a las casas comerciales que además de las aportaciones económicas a través de su patrocinio, nos han proporcionado noticias interesantes en sus notas y revisiones técnicas

También queremos dejar constancia de que si algún trabajo ha sido rechazado o si se le ha recomendado el envío a otra revista, no ha sido por otro motivo que, asumiendo la opinión de los asesores expertos en el tema, tratar de ajustar los contenidos y dotar a la revista del rigor y nivel científico que la Sociedad de Física Médica espera.

En esta despedida "parcial", nos dirigimos a todos intentando contagiar la ilusión que hemos puesto en este proyecto y pidiendo, para los compañeros que permanecen y para los que nos sustituyan, el apoyo y la colaboración que nosotros hemos encontrado, y sobre todo, os animamos a seguir trabajando sin olvidaros de comunicar vuestros resultados.

No dudamos que con el esfuerzo de todos podemos conseguir que nuestra revista sea cada día mejor.

Muchas gracias a todos. Un abrazo y ¡Hasta siempre!

Influencia de las condiciones geométricas de referencia en la estimación de la incertidumbre de la calibración de la dosis en haces de fotones y electrones

J. Bea Bilabert, M. C. Baños Capilla

Servicio de Radioterapia. Clínica "Virgen de Consuelo". Valencia.

Resumen

Los programas de garantía de calidad de los aceleradores lineales deben considerar la determinación de la incertidumbre de la calibración de la dosis de referencia D_w . El Radiofísico Hospitalario puede estimar la contribución a dicha incertidumbre de las condiciones geométricas de referencia, tal y como son el Tamaño de Campo (d_L), la Distancia Fuente Isocentro (d_F) y la Profundidad de medida (d_D). La incertidumbre en la dosis puede estimarse mediante la expresión $U[D_w(d_i)] = (\Delta D_w(d_i)/D_w(d_i)) \cdot U(d_i)$, donde $d_i = \{d_L, d_D, d_F\}$. Se ha medido la variación de la dosis de referencia independientemente para cada parámetro geométrico, utilizando una cámara de ionización cilíndrica $0,125 \text{ cm}^3$ para fotones y una cámara plano-paralela Markus para electrones en los maniqués correspondientes. Por otra parte, la incertidumbre $U(D_w)$ puede obtenerse a partir de funciones $f[D(d_i)]$ medidas en la Puesta en Marcha de la unidad, como son $O_R(d_L)$, TMR (d_L, d_D) o también LICD ($1/d_F^2$) para condiciones isocéntricas, o bien DDP (d_L, d_D, d_F) para condiciones Distancia Fuente Superficie (DFS) fija para haces de fotones. Para haces de electrones se han considerado DDP (d_L, d_D, d_F) y el Foco Efectivo. Estas funciones pueden ajustarse a expresiones polinómicas sencillas, como $O_R(d_L)$, o exponenciales, como TMR (d_L, d_D) o DDP (d_L, d_D, d_F), o usando directamente LICD con la Distancia Fuente Isocentro o el Foco Efectivo. En consecuencia, se puede determinar la expresión de la incertidumbre como $U[D_w(d_i)] = (\partial f(D(d_i))/\partial d_i) \cdot U(d_i)$. Se ha obtenido buena concordancia entre ambos formalismos. En conclusión, la incertidumbre de la calibración de la dosis de referencia puede determinarse de forma sencilla a partir de dichas funciones, evitando realizar nuevas medidas y simplificando su implementación.

Palabras Clave: Incertidumbres. Calibración de la dosis. Garantía de Calidad.

Abstract

Every Linac QA program must include reference dose D_w uncertainty as a level of calibration quality. Hospital Physicist can control the contribution of geometrical reference conditions to this uncertainty, that is, field size (d_L), source-detector distance (d_F) and depth (d_D). Dose uncertainty can be determined following the expression $U[D_w(d_i)] = [\Delta D_w(d_i)/D_w(d_i)] \cdot U(d_i)$ where $d_i = \{d_L, d_D, d_F\}$. We have measured dose calibration variation independently for each geometric parameter using a cylindrical $0,125 \text{ cm}^3$ ion chamber for photons and a plane-parallel Markus chamber for electrons in appropriate phantoms. On the other hand, uncertainty $U(D_w)$ can be obtained from functions $f[D(d_i)]$ determined in the commissioning, as $O_R(d_L)$, TMR(d_L, d_D) and inverse-square law ($1/d_F^2$) for isocentric conditions or DDP(d_L, d_D, d_F) for source-surface distance (SSD) conditions for photon fields. For electron fields, DDP(d_L, d_D, d_F) and effective SSD can be also used. These functions must be fitted either following polynomial functions as $O_R(d_L)$ or exponential expressions like TMR(d_L, d_D) or DDP(d_L, d_D, d_F), or using directly inverse-square law with SSD or effective SSD. So we can change the uncertainty expression to $U[D_w(d_i)] = (\partial f(D(d_i))/\partial d_i) \cdot U(d_i)$. Good agreement between both formalism has been obtained. As a conclusion, dose uncertainty $U(D_w)$ must be easily obtained avoiding physicist to perform new measurements and saving beam time.

Key words: Uncertainty. Dose calibration. Quality Assurance.

Introducción

La calidad de todo proceso de medida, en particular la calibración de la Dosis de Referencia en una unidad de teleterapia, conlleva la necesidad de determinar la Incertidumbre asociada a dicho procedimiento. Así mismo, la Incertidum-

Correspondencia: J. Bea Gilabert. Servicio de Radioterapia. Clínica "Virgen del Consuelo". C/ Callosa d'En Sarrià 12. 46007 Valencia.
E-mail: fisicosevc@inicia.es
Fecha de recepción: 30-4-2002.
Fecha de aceptación: 30-8-2002.

bre es una forma de estimar o valorar la calidad de la calibración. Esta necesidad se ha convertido en imperativa legal tras la entrada en vigor del Real Decreto 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia, y sobre todo el Anexo II que implica directamente al radiofísico hospitalario. En particular resulta fundamental en la calibración de la Dosis de Referencia de una unidad de teleterapia. La bibliografía consultada¹ hace hincapié en los factores de conversión presentes en los protocolos de dosimetría y sus referencias^{2,3}, presentando unas tablas exhaustivas de incertidumbres, dejando en manos del radiofísico hospitalario la responsabilidad de establecer los factores dependientes exclusivamente de su equipamiento, tanto la unidad de teleterapia como el instrumental de medida. Otros autores⁴ han incidido en cuestiones estadísticas o el instrumental de medida sin entrar en los parámetros geométricos de las Condiciones de Referencia: el Tamaño de Campo, la Distancia Fuente Superficie, la Profundidad de Medida o la Distancia Fuente Isocentro, a los cuales añadimos el Perfil Normal de Radiación y el ángulo de incidencia pueden influir en la incertidumbre de la Dosis de Referencia y en su verificación periódica dentro del Programa de Garantía de Calidad.

El objetivo de este trabajo es demostrar que el valor de la incertidumbre dependiente de las Condiciones de Referencia se puede implementar a partir de medidas ya realizadas en la Puesta en Marcha de la unidad, como DDP (o TMR), OAX, Foco Efectivo o LICD, o Factor Campo, sin necesidad de realizar nuevas medidas adicionales.

Material y método

Utilizaremos el formalismo desarrollado por los autores de la Referencia 1, en el que viene definida la Dosis en agua en el punto de calibración como $D_w^* = D_w \cdot f[D(d_F, d_L, d_Z)]$ donde D_w es el valor medido de la dosis en el punto de calibración para valores bien definidos de las variables:

- d_F que se corresponderá con la Distancia Fuente Superficie (DFS) en condiciones DFP100 y con la Distancia Fuente Eje (DFE) en condiciones isocéntricas (ISO),
- d_L es el tamaño del colimador LxL,
- d_Z es la profundidad en el eje del punto de calibración, para las cuales $f(d_F, d_L, d_Z) = 1$. De esta función se deriva la expresión de la incertidumbre:

$$\frac{U^2(D_w^*)}{D_w^{*2}} = \frac{U^2(D_w)}{D_w^2} + \frac{1}{D_w^{*2}} \cdot \left[\left(\frac{\partial D_w^*}{\partial d_F} \right)^2 U^2(d_F) + \left(\frac{\partial D_w^*}{\partial d_L} \right)^2 U^2(d_L) + \left(\frac{\partial D_w^*}{\partial d_Z} \right)^2 U^2(d_Z) \right]$$

Dichos autores recomiendan determinar experimentalmente las derivadas parciales de forma incremental, es decir

$$\left(\frac{\partial D_w}{\partial d} \right) / D_w \cong (\Delta D_w / \Delta d) / D_w$$

y estimar en consecuencia para cada variable d la incertidumbre $U(D_w^*)/D_w^*$.

Este proceso supone la ocupación de muchas horas útiles de máquina en las unidades de teleterapia, gran parte de las cuales llevan varios años funcionando a pleno rendimiento. Nuestra hipótesis es la siguiente: se pueden utilizar las magnitudes usadas en rutina diaria para el cálculo de dosis - ya medidas y contrastadas por el radiofísico hospitalario -, y comprobar que los resultados son equiparables a los propuestos por los autores de la referencia 1.

Finalmente, consideramos también la posibilidad de añadir a la función $f[D(d_F, d_L, d_Z)]$ la contribución de otras variables geométricas como son la distancia al eje de radiación en el plano normal XY (d_X, d_Y) y el ángulo de incidencia del haz en el maniquí, que puede variar con la horizontalidad de la superficie del maniquí o el ángulo del gantry (θ).

Fotones

Las medidas se han realizado durante la puesta en marcha de un acelerador Elekta SL75-5 de fotones de energía 6MV (QI = 0,678) cuya estabilidad de la dosis/MU a lo largo de un día se ha comprobado que es $U(SL75) = 0,1\%$. Se ha utilizado una cámara PTW 31002 0,125 cm³ conectada a un electrómetro PTW UNIDOS ($U \leq 0,5\%$ según el manual del mismo). La calibración de la dosis se puede hacer en condiciones isocéntricas (DFC = 100 cm, $d = 10$ cm) o a DFS = 100 cm, $d = 10$ cm, en ambos casos con un Tamaño del Colimador 10 x 10 cm².

Para ver la variación con la Distancia Fuente Superficie, se utilizó un maniquí cúbico ($L = 20$ cm) de PMMA en cuyo centro geométrico ($d_Z = 10$ cm) se inserta la cámara de ionización. Se colocó en condiciones isocéntricas y variando DFE en el intervalo [99,4; 100,6] cm cada 2 mm usando el puntero mecánico del acelerador y una regla graduada. El mismo proceso se repitió para condiciones DFP = 100 cm en el intervalo [99,4; 100,6] cm.

Para la variación de la profundidad d_Z en condiciones isocéntricas, se fijó SAD = 100 cm con el láser en un maniquí de láminas de poliestireno y se varió d_Z mediante la colocación de láminas de 2 mm de grosor que nos permitiesen controlar mejor las condiciones experimentales.

Así mismo, la variación con el ángulo de incidencia se valoró colocando la cámara en condiciones DFP = 100 cm, DFC = 110 cm para maximizar las posibles desviaciones con el ángulo de incidencia, y variando el ángulo del gantry en el intervalo $[-1^\circ, +1^\circ]$ en pasos de $0,5^\circ$.

Para el resto de las variables, se utilizó un maniquí de rastreo automático de dosis PTW MP3 cuya precisión de posicionamiento de la cámara es 0,1 mm. Con dicho maniquí se realizaron parte de las medidas de la Puesta en Marcha del acelerador. Así,

- Tamaño de Campo: Se colocó la cámara en condiciones isocéntricas y a DFS = 100 cm y se varió el tamaño de campo efectivo en el intervalo [9,4; 10,6] cm cada 2 mm.

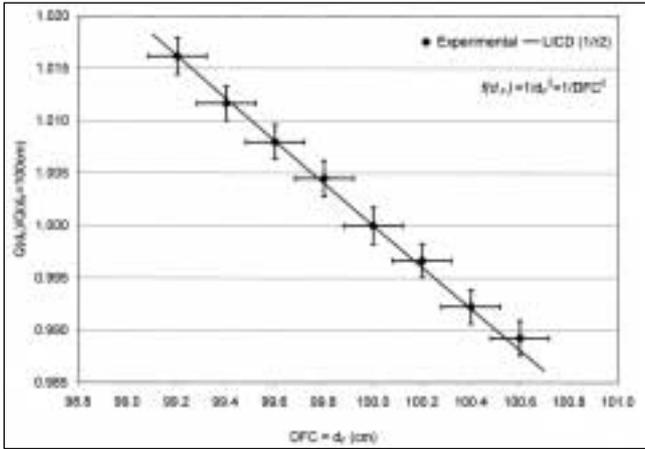


Fig. 1. Ajuste de la variación de la dosis de fotones con respecto a la Distancia Fuente Isocentro con la Ley del Inverso Cuadrado de la Distancia $D(d_F)=D_0[100/(d_F)]^2$.

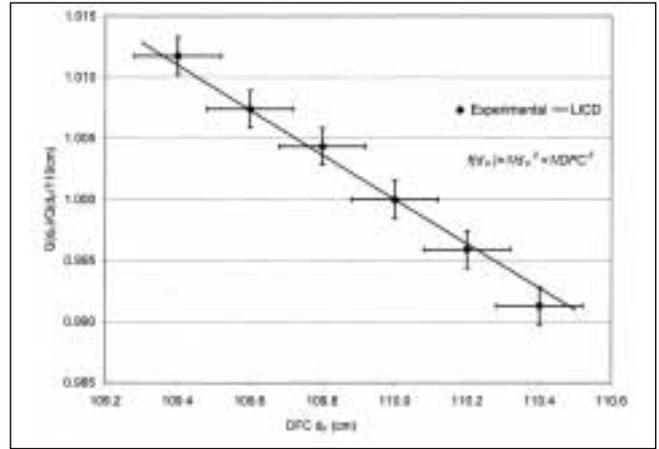


Fig. 2. Ajuste de la variación de la dosis de fotones con respecto a la Distancia Fuente Superficie con la Ley del Inverso Cuadrado de la Distancia $D(d_F)=D_0[110/(d_F+10)]^2$.

- Profundidad: Variamos la profundidad en el intervalo [9,4; 10,4] cm cada 2mm en condiciones DFP = 100 cm.

- Perfil normal al eje de radiación: El mismo dispositivo a DFP100 cm y moviendo la cámara en los ejes X-Y en el intervalo [-0,6; +0,4] cm cada 2 mm en campo abierto, y en el eje X sólo para el perfil gradientado del campo con cuña (ángulo nominal = 60°).

Por otro lado, se ha determinado *a priori* la posible función $f [D(d_i)]$ de comportamiento de la dosis para la variación de cada parámetro, de tal forma que:

$$U(D_w) \propto \frac{\partial f(D(d_i))}{\partial d_i} \cdot U(d_i)$$

1. Distancia Fuente Eje y Distancia Fuente Superficie: Ley del Inverso Cuadrado de la Distancia en la forma $D(d_F) = D_0(100/d_F)^2$, (isocéntrico) o bien $D(d_F)$

= $D_0 [(110/(d_F + 10))]^2$ para DFP = 100 cm, donde D_0 es la dosis en el punto de calibración (figuras 1 y 2).

2. Tamaño de Campo: Función de apertura del colimador $OR(d_L)$ en condiciones isocéntricas y en condiciones DFS = 100 cm ajustada a una función polinómica (figuras 3 y 4).

3. Profundidad: Rendimiento en Profundidad y TMR ajustados a una función exponencial de la forma $y=a \cdot \exp(b \cdot d_z)$ en el intervalo $d_z \in [5, 15]$ cm alrededor de la profundidad de referencia $d = 10$ cm (figuras 5 y 6).

4. Distancia normal al eje de radiación: Perfiles medidos con la cuba de agua, en este caso no se ha definido ninguna función.

Electrones

Las medidas se han realizado en un acelerador Elekta SLI-18 que cuenta con 4 energías nominales de electrones de 6, 8, 10 y 15 MeV. La estabilidad del acelerador a lo

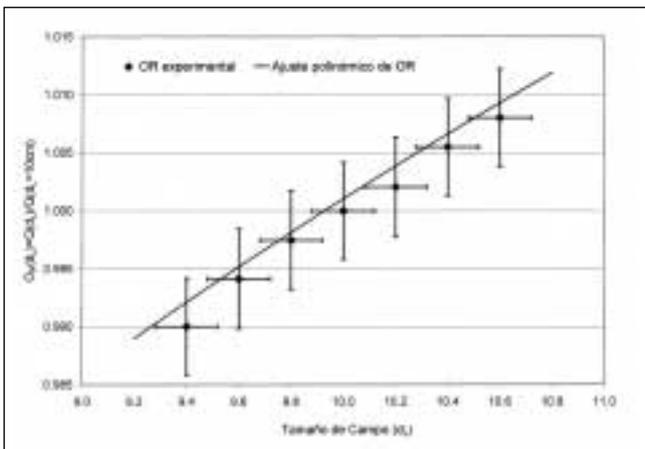


Fig. 3. Ajuste de la variación de la dosis de fotones con respecto al Tamaño de Campo en condiciones isocéntricas con la función $O_R(d_L)$ ajustada a una función polinómica.

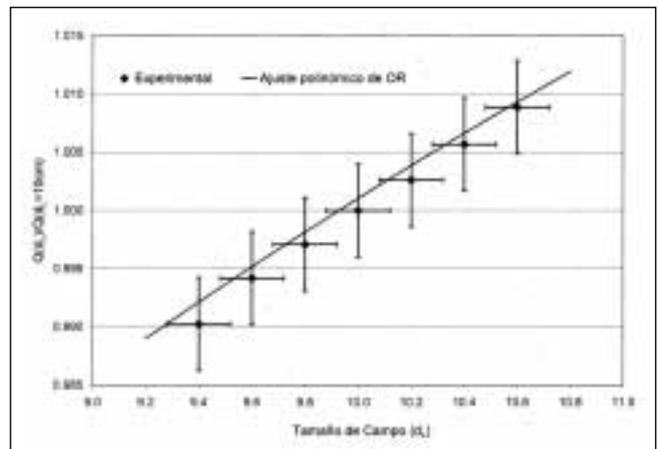


Fig. 4. Ajuste de la variación de la dosis de fotones con respecto al Tamaño de Campo en condiciones DFS = 100 cm con la función $O_R(d_L)$ ajustada a una función polinómica.

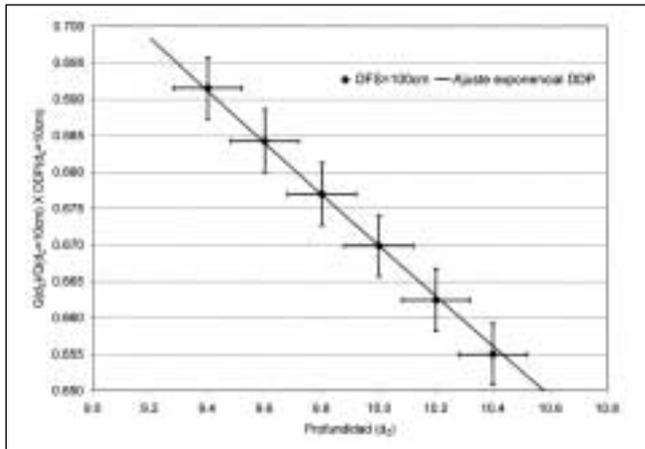


Fig. 5. Ajuste de la variación de la dosis de fotones con respecto a la Profundidad en condiciones DFS = 100 cm con el rendimiento en profundidad ajustado a una función exponencial.

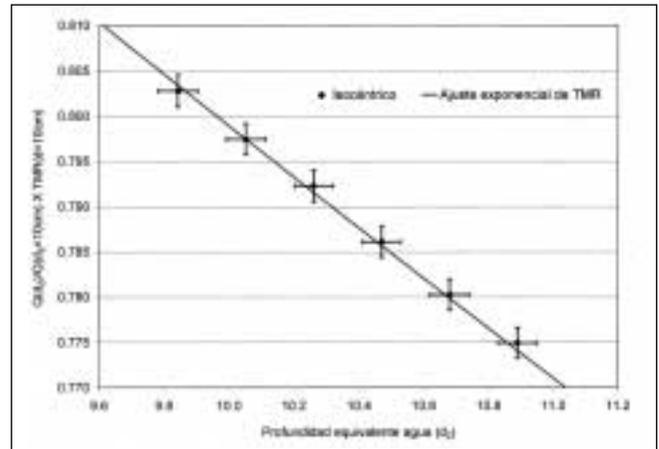


Fig. 6. Ajuste de la variación de la dosis de fotones con respecto a la Profundidad en condiciones isocéntricas con el TMR ajustado a una función exponencial.

largo de un día es $U(SLi, e^-) = 0,15\%$. El comportamiento físico es diferente a los fotones por varias razones:

1. La influencia de pequeñas variaciones del Tamaño de Campo d_L en la incertidumbre no es evaluable porque el acelerador dispone de aplicadores (colimador terciario) de tamaño fijo.

2. El aplicador se coloca a DFS = 95 cm, pegado a la superficie, lo cual en principio disminuiría la incertidumbre si no fuera porque dispone de un sistema mecánico anti-aplastamiento con una holgura de 2 mm antes de que el sistema de seguridad del acelerador impida la irradiación.

3. La calibración de la dosis se realiza en la profundidad del máximo ($d_F = d_{m\acute{a}x}$) de la curva DDP(d_F).

La dosis de referencia se calibra en condiciones DFS = 95 cm, a la profundidad $d_F = d_{m\acute{a}x}$ y para un tamaño de

campo $14 \times 14 \text{ cm}^2$. Todas las medidas se han realizado con el mismo electrómetro y una cámara plano-paralela PTW Markus. Se han considerado las energías de electrones mínima ($E = 6\text{MeV}$: $E_0 = 5,8 \text{ MeV}$, $E_{p,0} = 6,32 \text{ MeV}$) y máxima ($E = 15\text{MeV}$: $E_0 = 14,3 \text{ MeV}$, $E_{p,0} = 14,91$), con incertidumbre $u(E_0) = 0,1 \text{ MeV}$ y $u(E_{p,0}) = 0,07 \text{ MeV}$. La variación con la profundidad se evaluó en el maniquí de rastreo automático de dosis PTW MP3, desplazándose en el intervalo $[d_{m\acute{a}x}-3, d_{m\acute{a}x}+3]$ mm en pasos de 1 mm, para cada energía. La variación con DFP se midió en un maniquí de láminas de poliestireno, colocando la cámara en $d_{m\acute{a}x}$ para cada energía, y fijando la distancia con el puntero mecánico del acelerador más una regla graduada; se midió en el intervalo $[94,8; 95,3]$ cm en pasos de 1 mm.

Las posibles funciones $f[D(d_i)]$ de comportamiento de la dosis para la variación de cada parámetro son:

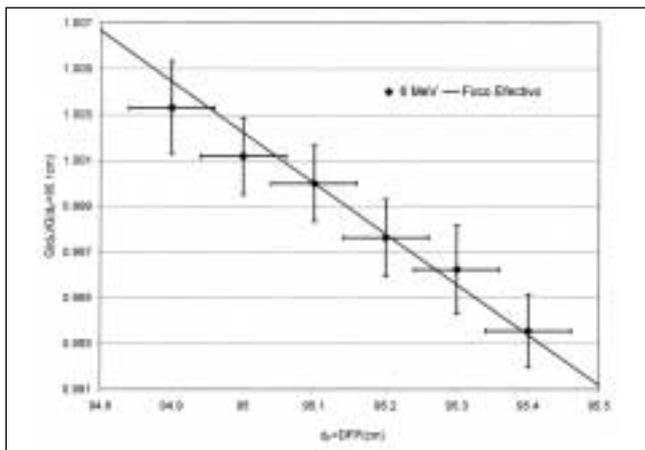


Fig. 7. Ajuste de la variación de la dosis de electrones ($E_c=6 \text{ MeV}$, $d_{m\acute{a}x}=1,2 \text{ cm}$, $SSD_{\text{eff}}=88,82 \text{ cm}$) con respecto a la Distancia Fuente superficie con el Foco Efectivo de Radiación para DFP = 95cm.

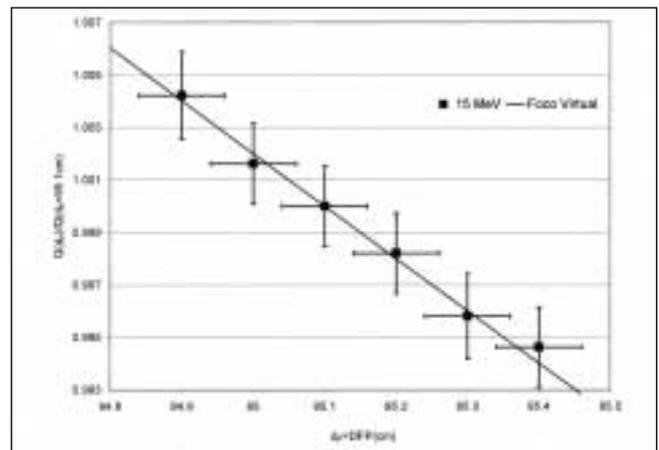


Fig. 8. Ajuste de la variación de la dosis de electrones ($E_c=15 \text{ MeV}$, $d_{m\acute{a}x}=2,9 \text{ cm}$, $SSD_{\text{eff}}=96,96 \text{ cm}$) con respecto a la Distancia Fuente Superficie con el Foco Efectivo de Radiación para DFP = 95 cm.

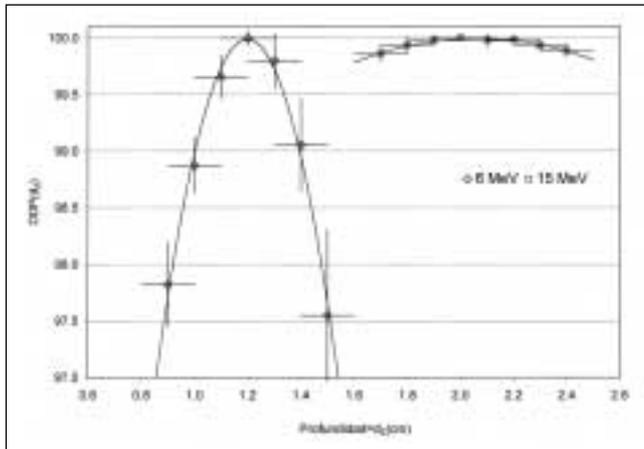


Fig. 9. Variación de la dosis de electrones ($E_e=6$ y 15 MeV) con respecto a la profundidad.

1. Distancia Fuente Superficie: Foco Efectivo de Radiación en la forma $Q(g)=Q_0[(SSD_{\text{eff}}+d_{\text{máx}})/(SSD_{\text{eff}}+d_{\text{máx}}+g)]^2$ para DFP = 95 cm, donde Q_0 es la carga medida en el punto de calibración. En este caso $dr=SSD_{\text{eff}}+g$ (Figuras 7 y 8).

2. Profundidad: Se ha usado la curva de Rendimiento en Profundidad DDP medida para carga en la cuba de agua (Figura 9), sin definir ninguna función.

3. Distancia normal al eje de radiación: Idéntico criterio al anterior.

Resultados y discusión

Los resultados se presentan en las Tablas 1 a 5. Estimamos la variación de cada parámetro d_i siguiendo una distribución uniforme en el intervalo $[-a_i,+a_i]$ y en consecuencia la incertidumbre asociada es $u(d_i)=a_i/\sqrt{3}$, ($k=1$).

La primera consecuencia de interés para haces de fotones es el diferente peso en la incertidumbre global de las variables, de tal forma que magnitudes como el ángulo de incidencia y el perfil de radiación normal al eje (salvo el caso del perfil de la caña), tienen una contribución prácticamente nula en el resultado final.

Se confirma, además, que la mayor fuente de incertidumbre corresponde a las posibles variaciones en la profundidad de posicionamiento de la cámara de ionización. Esta es todavía más crítica en el caso de medidas efectuadas en condiciones DFP100 debido al mayor gradiente de la curva de Rendimiento en Profundidad.

Para los campos de electrones los resultados son similares, observándose cómo la incertidumbre disminuye con la energía E_e debido a que la curva DDP es menos abrupta en un entorno del máximo; para $E=6$ MeV la contribución mayor de la incertidumbre corresponde a la profundidad d_z , mientras que para $E=15$ MeV corresponde a la distancia fuente superficie d_f .

Los resultados obtenidos mediante el método expuesto son comparables a los obtenidos experimentalmente siguiendo las recomendaciones de la referencia 1. Hemos considerado diferentes valores de $a(d)$ para DFP y para la

Tabla 1. Contribución de cada variable a la incertidumbre de la calibración de la dosis: condiciones isocéntricas.

Variable (d)	a(d)	u(d)	U(D)/D (%) - (k = 1)		
			Cociente incremental (commissioning)	Medidas previas	Función ajustada $f[D(d_i)]$
DFE (ISO)	2,0 mm	1,2 mm	0,26	–	0,23
Tamaño Campo	1,5 mm	0,9 mm	0,11	–	0,12
Profundidad ISO	1,1 mm	0,6 mm	0,24	–	0,23
Distancia normal	1,1 mm	0,6 mm	0,01	0,04	–
Angulo incidencia	0,5°	0,3°	0,00	–	–
Incertidumbre GLOBAL ISO	–	–	0,37	–	0,35

Tabla 2. Contribución de cada variable a la incertidumbre de la calibración de la dosis: condiciones DFP100.

Variable (d)	a(d)	u(d)	U(D)/D (%) - (k = 1)		
			Cociente incremental (commissioning)	Medidas previas	Función ajustada $f[D(d_i)]$
DFS (DFP = 100)	2,0 mm	1,2 mm	0,25	–	0,21
Tamaño Campo	1,5 mm	0,9 mm	0,13	–	0,12
Profundidad DFP	1,1 mm	0,6 mm	0,34	–	0,34
Distancia normal	1,1 mm	0,6 mm	0,01	0,04	–
Angulo incidencia	0,5°	0,3°	0,00	–	–
Incertidumbre GLOBAL DFP100	–	–	0,44	–	0,42

Tabla 3. Contribución de cada variable a la incertidumbre de la calibración de la dosis: condiciones DFP100 en campos con cuña.

Variable (d)	a(d)	u(d)	U(D)/D (%) - (k = 1)		
			Cociente incremental (commissioning)	Medidas previas	Función ajustada $f[D(d)]$
DFS (DFP = 100)	2,0 mm	1,2 mm	0,25	–	0,21
Tamaño Campo	1,5 mm	0,9 mm	0,13	–	0,12
Profundidad DFP	1,1 mm	0,6 mm	0,34	–	0,34
Perfil CUÑA	1,1 mm	0,6 mm	0,50	0,50	–
Incertidumbre GLOBAL DFP100	–	–	0,67	–	0,65

Tabla 4. Contribución de cada variable a la incertidumbre de la calibración de la dosis: electrones de E=6MeV.

Variable (d)	a(d)	u(d)	U(D)/D (%) - (k = 1)		
			Cociente incremental (commissioning)	Medidas previas	Función ajustada $f[D(d)]$
DFS	1,0 mm	0,6 mm	0,11	–	0,13
Profundidad	1,1 mm	0,6 mm	–	0,22	–
Distancia normal	1,1 mm	0,6 mm	–	0,01	–
Incertidumbre GLOBAL	–	–	0,25	–	0,26

Tabla 5. Contribución de cada variable a la incertidumbre de la calibración de la dosis: electrones de E=15MeV.

Variable (d)	a(d)	u(d)	U(D)/D (%) - (k = 1)		
			Cociente incremental (commissioning)	Medidas previas	Función ajustada $f[D(d)]$
DFS	1,0 mm	0,6 mm	0,12	–	0,12
Profundidad	1,1 mm	0,6 mm	–	0,01	–
Distancia normal	1,1 mm	0,6 mm	–	0,02	–
Incertidumbre GLOBAL	–	–	0,12	–	0,12

profundidad, adecuándolos a las condiciones propias de nuestro acelerador y de nuestros equipos de medida.

dependiente de las condiciones de referencia como la dependiente de la lectura del electrómetro corregida, $M \cdot U$.

Conclusiones

En este trabajo se hace incidencia en la sencillez de la implementación del cálculo de incertidumbres debidas a las condiciones de referencia a partir de las magnitudes previamente medidas en la puesta en marcha de una unidad de teleterapia. Al trabajar en intervalos pequeños alrededor del punto de referencia, las variaciones se pueden ajustar con funciones sencillas, simplificando todo el proceso.

Una vez definida la incertidumbre asociada a las condiciones de referencia de la calibración, el paso natural siguiente es trasladarlas a la verificación periódica del factor de calibración dentro del Programa de Garantía de Calidad, y establecer el Nivel de Acción⁵ que vendrá dado por $A = T + 2 \cdot U$, donde U incluye tanto la incertidumbre

Referencias

1. Granados CE, et al. Incertidumbres y Tolerancias de la Dosimetría en Radioterapia, SEFM Oviedo 1997.
2. "Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos". Documento SEFM nº 1/1984.
3. "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". Documento SEFM nº 2/1987.
4. Velázquez S, et al. "Hoja de cálculo para la estimación de la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en un haz de rayos X procedente de un ALE", XII Congreso SEFM, Santander 1999.
5. Andreo P, et al. "Tolerancia, tolerancia efectiva y niveles de acción en un programa de garantía de calidad del equipamiento usado en radioterapia". XI Congreso SEFM, Valencia 1997.

Introducción a un Nuevo Método de Cálculo Dosimétrico

V. M. Álvarez*, J. M. Escobar*, F. E. Nelli**, D. E. Sanz***, G. Ossola***

*Universidad Nacional de San Juan. San Juan, Argentina. **Unidad de Terapia Oncológica, S.A. Santa Fe. Argentina. ***Fundación Escuela de Medicina Nuclear. Argentina.

Resumen

En este trabajo se propone un nuevo método para el cálculo de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) de campos rectangulares sin apelar a la separación de componentes primaria y secundaria del haz radiante. Este método hace uso, primordialmente, del método de integración por sectores (método de Clarkson), extendiendo la hipótesis de validez del mismo, y de la inversa de la ecuación de integración por sectores. Las funciones de campo circular que utiliza el método son calculadas a partir de mediciones de factores de campo (OF) y PDD de campos unidimensionales (en este trabajo se denominan campos unidimensionales al conjunto de campos rectangulares que tienen una de sus dimensiones elongadas al máximo). Para evaluar el grado de exactitud del método se compararon los valores de PDD calculados por este método con valores medidos de PDD para distintos campos rectangulares y para haces de fotones con potencial nominal de 6 MV. La media de los valores absolutos de las diferencias relativas entre los valores de PDD calculados y medidos fue del $(0,2\% \pm 0,2\%)$, con un máximo de 0,7%, en la región de equilibrio electrónico transcidente. Aunque el método fue estudiado a una distancia fuente superficie y composición de maniquí particulares, estos resultados son un aliciente para estudiar la extensión del método para tener en cuenta las variaciones de DFS y composición del medio en vistas a hacer de éste un método aceptable para su uso en la práctica clínica.

Palabras Clave: Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD). Factor de Campo (OF).

Abstract

The authors propose a new method for the calculation of the in-depth dose percentage (*IDDP*) for rectangular fields without the need to resort to the separation of the primary and secondary components of the radiant beam. This new method avails itself primarily of the sector integration method (the Clarkson method), extending its validity hypothesis, and of the inverse of the sector integration equation. The circular field functions used are calculated from field factors (*FF*) and the *IDDPs* of *unidimensional* fields (in the present work, the term "unidimensional fields" designates the set of rectangular fields in which one of the dimensions has been maximally elongated). For the assessment of the degree of accuracy of the method, the *IDDP* values calculated by this procedure were compared to the measured *IDDP* values was $0,2\% \pm 0,2\%$, with a maximum value of 0,7% in the region of transcendent electronic equilibrium. Even though the method has been studied for a very concrete source-surface distance (*SSD*) and phantom composition, the results achieved represent a stimulus for studying extensions that allow consideration of varying *SSD* values and medium compositions, so as to render it an acceptable procedure for use in clinical practise.

Key words: In-Depth Dose Percentage (*IDDP*). Field Factor (*FF*).

Introducción

El método más general y exacto utilizado para el cálculo de la dosis absorbida en irradiación con haces clínicos de

fotones es el basado en el método de Monte Carlo (MC). Esta técnica es ampliamente reconocida en Física Médica y ha sido objeto de trabajos de revisión importantes¹.

Si bien los fotones tienen un número limitado de interacciones antes de ser absorbidos o fugarse del medio, cosa que simplifica la simulación directa de sus interacciones, la simulación del transporte de electrones asociado, dado el gran número de interacciones coulombianas, hace impráctico el uso de este método en la práctica clínica de-

Correspondencia: V. M. Álvarez. Universidad Nacional de San Juan. Av. Libertador Gral San Martín 1109 oeste. San Juan, Argentina. E-mail: jescobar@fuesmen.edu.ar.
Fecha de recepción: 30-4-2002.
Fecha de aceptación: 30-8-2002.

bido al enorme esfuerzo de cálculo que significa. Esto motivó el desarrollo de la técnica de "historias condensadas" donde las interacciones "microscópicas" son agrupadas de manera tal de proveer una representación "macroscópica" detallada². Aún así, todavía se necesitan tiempos prolongados de cálculo especialmente en terapia conformada (y más recientemente radioterapia modulada) donde las técnicas de optimización que utilizan algoritmos iterativos requieren calcular la distribución de dosis repetidas veces. Se estima entonces que por otra década el MC será usado mayoritariamente para la caracterización de haces y validación de planificadores computados.

Una simplificación al método de MC lo constituye el método de convolución-superposición. En este método se utilizan soluciones parciales emanadas del método MC y se combinan con cálculos determinísticos. Estos últimos corresponden al cálculo del ritmo de interacción de la radiación primaria con el medio, usualmente en términos de TERMA (Total Energy Released per Mass). Las soluciones parciales aportadas por el método de MC (núcleos) se calculan para medios homogéneos y representan la distribución de energía depositada por partículas secundarias (electrones y fotones) como consecuencia de una interacción primaria. Integrando volumétricamente el TERMA con los núcleos (en inglés point kernels) se obtiene la distribución de dosis. Dado que los núcleos son solamente válidos en medios homogéneos, todo resultado asignado a un medio heterogéneo responde a una aproximación.

Este método produce resultados con exactitud aceptable y una de sus formas más conocidas y aplicadas es el método "collapsed cone convolution"³. Muchos planificadores modernos obedecen a este algoritmo. Esto se debe a que esta aproximación disminuye considerablemente los tiempos de cálculo respecto de otras concepciones que usan convolución-superposición.

Los dos métodos mencionados arriba requieren, sin embargo, cálculos complejos siendo el tiempo requerido para llevar a cabo el cálculo de distribución de dosis muy elevado respecto a la cantidad que deben llevarse a cabo para satisfacer la demanda diaria de un centro de radioterapia. Esto, sumado a su alto costo, hace que el método de MC sea impráctico y sólo se utilice mayoritariamente en centros de investigación.

En la práctica clínica los métodos más ampliamente difundidos de cálculo son los semiempíricos, basados en la medición directa de un número reducido de funciones tales como TAR (tissue air ratio), TPR (tissue phantom ratio), PDD (percent dose depth) y OF (output factor)⁴; las cuales son luego relacionadas mediante algoritmos definidos para poder calcular la dosis en condiciones distintas de la de medición. Por su demostrada solidez (a pesar que adolecen de errores de hasta un 5%)⁵ y su reducido costo computacional, estos métodos se han posicionado, en la actualidad, como los más utilizados.

Las funciones que se utilizan en estos esquemas de cálculo semiempírico describen el comportamiento de la dosis

con las variables energía, profundidad, tamaño y forma de campo y distancia a la fuente. Los valores de estas funciones son medidos y tabulados sólo para un número limitado de campos cuadrados (campos estándar). Cuando el campo a irradiar posee una geometría no estándar (por ejemplo rectangulares), la determinación de las funciones de radioterapia asociadas a tales campos se realiza utilizando métodos de equivalencia de campo, como son las Tablas de Cuadrado Equivalente del British Journal of Radiology (BJR)⁶ o la Regla de Área sobre el Perímetro⁶. Ambos métodos asumen que la equivalencia entre campos rectangulares y cuadrados es independiente de la profundidad a la cual se evalúen sus correspondientes funciones de radioterapia y son extensamente utilizados por su sencillez y por haber sido comprobada experimentalmente su capacidad de predicción. En el caso de la regla la regla de Área sobre Perímetro, se ha demostrado recientemente⁷ que la misma es una aproximación a primer orden, en la variable elongación de campo (L_{\max}/L_{\min}); asimismo, esta regla es cuestionada por sobrestimar los valores de las funciones de radioterapia asociadas a los campos rectangulares y por fallar para campos que posean al menos una dimensión mayor que 20 cm⁶. En el caso de los cuadrados equivalentes, su desarrollo se ha basado en los conceptos de separación de las componentes primaria y secundarias del haz de irradiación pero los fundamentos por los cuales se realiza tal separación fueron perdiendo peso a lo largo de los años y actualmente la separación de estas componentes es cuestionada⁸. Por otro lado los dosímetros usados en radioterapia no distinguen componentes primarias de secundarias. Actualmente para encontrar distribuciones de dosis sin separación de radiaciones primaria de secundaria debe apuntarse a métodos de cálculo basados en MC, los cuales como ya se mencionó, son muy costosos. Es aquí donde surge la necesidad de desarrollar métodos de cálculo que no separen radiación primaria de secundaria y que a su vez sean accesibles y simples de implementar. Es por esto que se apela en este trabajo a generar un algoritmo capaz de calcular campos irregulares utilizando solamente datos medidos en el maniquí sin usar el artificio de separación de componentes primaria y secundaria del haz radiante.

Teoría

Definición de la magnitud OFg

Según el formalismo semiempírico de cálculo dosimétrico más actual⁹, la dosis en un punto en agua, a una profundidad d , a una distancia fuente-superficie DFS_{ref} y con un tamaño de campo w_p (definido en superficie) es:

$$D(w_p, d) = D(w_{p_{ref}}, d_{ref}) \cdot Sc(w_c) \cdot Sp(w_p) \cdot PDD(d, w_p, DFS_{ref}) \quad (1)$$

donde $D(w_p, d)$ es la dosis en agua en dicho punto, $D(w_{p_{ref}}, d_{ref})$ es la dosis medida en agua a una profundi-

dad d_{ref} , a una $DFS=DFS_{ref}$ y con un tamaño de campo, medido en superficie, w_{ref} , Sc es el factor de dispersión en colimadores y está en función del tamaño de campo medido en isocentro (wc), Sp es el factor de dispersión en el maniquí y PDD es el cociente entre la dosis en el punto de interés (profundidad= d) y la dosis en el punto de referencia (profundidad= d_{ref}), para la misma DFS y el mismo tamaño de campo, w_p , medido en superficie⁴.

En esta notación simplificada w_p y w_c pueden ser campos rectangulares.

Cabe aclarar que la dependencia de la dosis con las variables energía y distancia fuente superficie ha sido omitida deliberadamente, ya que las mismas se mantienen invariables para todas las magnitudes definidas y medidas en este trabajo.

En base a la ecuación (1), la dosis para un campo rectangular de lados x,y , definido en superficie, se puede expresar como:

$$D(x,y,d) = D(x_{ref}, y_{ref}, d_{ref}) \cdot OF(x,y) \cdot PDD(x,y,d) \quad (2)$$

en donde se ha remplazado las funciones Sc y Sp por la función $OF(x,y)$ ("Output Factor") que es, formalmente, el producto de las mismas y, por ende, OF contiene toda la información referida a las componentes de scatter del haz de irradiación.

A partir de la ecuación (2) se define una nueva función que describe el comportamiento de la dosis con la variación del tamaño de campo y la profundidad, a la cual se la denomina OFg ("Output Factor generalizado").

La definición de esta nueva magnitud es:

$$OFg(x,y,d) = \frac{D(x,y,d)}{D(x_{ref}, y_{ref}, d_{ref})} = OF(x,y) \cdot PDD(x,y,d) \quad (3)$$

Si se dispone de la función OFg para todas las profundidades y tamaños de campo rectangulares (incluyendo los cuadrados), se puede calcular el valor de PDD para cualquier campo rectangular, ya que de la ecuación (3) se deduce que:

$$PDD(x,y,d) = \frac{OFg(x,y,d)}{OFg(x,y,d_{ref})} \quad (4)$$

Medir OFg para todo tamaño de campo rectangular y profundidad es, de acuerdo a la ecuación (4), equivalente a disponer de la función PDD para todo campo, no siendo necesaria la utilización de los métodos de campo equivalente que analizan las componentes del haz en forma separada.

Ya que la medición completa de la función $OFg(x,y,d)$ demandaría un gran esfuerzo, se propone en este trabajo

un método que permita calcular OFg para cualquier campo a partir de un conjunto limitado de mediciones, equivalente al necesario para la utilización del método de cálculo descrito por la ecuación (1) junto a los procedimientos de equivalencia de campo mencionados. Es de destacar aquí que la definición de esta nueva magnitud elimina la necesidad de determinar las magnitudes $Sc(wc)$ y $Sp(wp)$ en forma separada, lo cual reduce la cantidad de mediciones a ser efectuadas y evita la introducción de incertezas en el cálculo originadas en las aproximaciones que se realizan al momento de medir y calcular tales magnitudes.

Medición y cálculo de la magnitud OFg

Funciones circulares

Se supone una máquina de irradiación hipotética con simetría de revolución en las estructuras del cabezal con un sistema de colimación secundario único y capaz de generar campos circulares de cualquier radio.

Las funciones dosimétricas de dicha máquina, medidas en función del radio r , se denominarán "funciones circulares".

Sea $fc(r,d)$ el OFg correspondiente a un campo circular de radio r , definido en superficie, esta función de campo circular se puede escribir como:

$$fc(r,d) = \frac{D_c(r,d)}{D(x_{ref}, y_{ref}, d_{ref})} \quad (5)$$

donde $D_c(r,d)$ es la dosis a la profundidad d y correspondiente a un campo circular de radio r definido en superficie y $D(x_{ref}, y_{ref}, d_{ref})$ sigue siendo la dosis en condiciones de referencia de la máquina "real".

Cálculo de $OFg(x,y,d)$

Assumiendo que son conocidas las funciones de campo circular, se propone que es válida la utilización del método de integración de Clarkson para la determinación de la función $OFg(x,y,d)$ a partir de la correspondiente función circular $fc(r,d)$.

La aplicación de este método da como resultado la siguiente ecuación que define $OFg(x,y,d)$ como:

$$OFg(x,y,d) = \frac{2}{\pi} \int_0^{\tan^{-1}(y/x)} fc\left(\frac{x}{2\cos\theta}, d\right) d\theta + \frac{2}{\pi} \int_0^{\tan^{-1}(x/y)} fc\left(\frac{y}{2\cos\theta}, d\right) d\theta \quad (6)$$

Esta ecuación es similar a la introducida por Sanz et al^{10,11}, pero en este trabajo se le ha incorporado la variable profundidad.

Obtención de output factor generalizado de campo circular

Debido a que las máquinas de irradiación de uso clínico no generan campos circulares, $fc(r;d)$ debe ser calculada de manera indirecta a partir de mediciones de campos rectangulares. En una reciente publicación¹⁰ se demuestra que es posible invertir la ecuación de integración por sectores para obtener funciones de campo circular a partir de mediciones de dichas funciones en campos rectangulares con una de sus dimensiones elongadas al máximo y la otra variable; está demostrado también que la solución de dicha ecuación existe y es única.

Por ser sólo uno de los lados del campo variable llamamos a este tipo de campos rectangulares "campo unidimensional" y a las funciones de radioterapia medidas en tales condiciones, "funciones unidimensionales".

Se plantea a continuación un método de inversión similar al mencionado para obtener la función de fc .

Supongamos conocida (medida) la función $OFg(x,y=L_{max},d)$.

Definimos una función auxiliar, llamada $Comp(x,y=L_{max},d)$ como (ver figura 1):

$$OFg(x, L_{max}, d) = fc\left(\frac{x}{2}, d\right) + Comp(x, L_{max}, d) \quad (7)$$

donde fc es la función a calcular. Nótese que $Comp$ depende de fc .

La resolución numérica de la ecuación (7) se realiza proponiendo el siguiente esquema iterativo implícito:

$$fc\left(\frac{x}{2}, d\right)_{(N+1)} = OFg(x, L_{max}, d) - Comp(x, L_{max}, d)_{(N)} \quad (8)$$

donde N indica el orden de iteración.

La función auxiliar $Comp$ de orden N se calcula a partir de la función circular de orden N mediante el uso de la integración por sectores:

$$Comp(x, L_{max}, d)_{(N)} = \left[\frac{4}{\pi} \int_0^{\arcsin(L_{max}/r)} fc\left(\frac{x}{2\cos\theta}, d\right)_{(N)} d\theta \right] - fc\left(\frac{x}{2}, d\right)_{(N)} \quad (9)$$

La integral que aparece entre corchetes en esta ecuación es $OFg(x, L_{max}, d)$ calculado con la función circular de orden N , por lo que la denominaremos $OFg(x, L_{max}, d)_{(N)}$.

De la combinación de las ecuaciones (8) y (9) se obtiene:

$$fc\left(\frac{x}{2}, d\right)_{(N+1)} = OFg(x, L_{max}, d) - \left[OFg(x, L_{max}, d)_{(N)} - fc\left(\frac{x}{2}, d\right)_{(N)} \right] \quad (10)$$

Ésta es la ecuación que, por iteración, permite calcular la función circular fc .

Como se aprecia en la figura 1, dado que x varía hasta L_{max} , el rango de la variable r de la función circular calculada por la ecuación (10) queda acotado a la mitad de ese valor; sin embargo, para calcular $OFg(x, L_{max}, d)_{(N)}$ se requiere el uso de valores de fc de radios mayores que $L_{max}/2$ y, como no se dispone de los mismos, se propone que la función de campo circular sea lineal a partir de $r = L_{max}/2$.

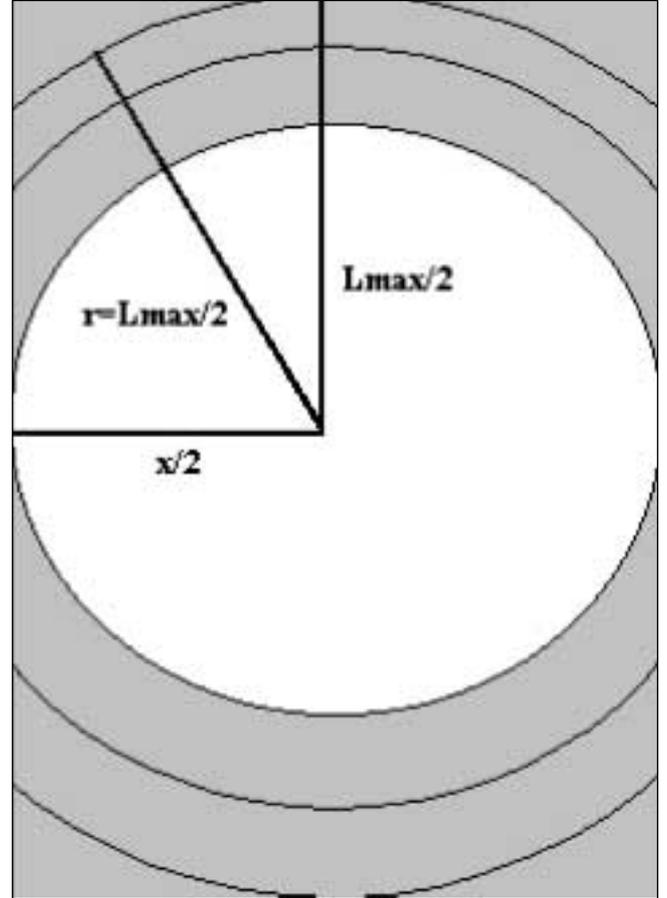


Fig. 1. Esquema del campo unidimensional, con los campos circulares utilizados para la descripción del mismo. $L_{max}/2$ está asociada a la dimensión de máxima elongación de campo, mientras que $x/2$ está asociada a la dimensión de elongación variable.

Cálculo de PDD para campos rectangulares

Con las funciones de campo circular obtenidas según se explicó anteriormente, se puede calcular $OFg(x,y,d)$ para cualquier x,y,d ; por ende se puede calcular PDD para campos rectangulares aplicando la ecuación (4), obteniéndose como resultado la siguiente ecuación:

$$PDD(x,y,d) = \frac{\left[\frac{2}{\pi} \int_0^{\arcsin(y/r)} fc\left(\frac{x}{2\cos\theta}, d\right) d\theta + \frac{2}{\pi} \int_0^{\arcsin(x/r)} fc\left(\frac{y}{2\cos\theta}, d\right) d\theta \right]}{\left[\frac{2}{\pi} \int_0^{\arcsin(y/r)} fc\left(\frac{x}{2\cos\theta}, d_{ref}\right) d\theta + \frac{2}{\pi} \int_0^{\arcsin(x/r)} fc\left(\frac{y}{2\cos\theta}, d_{ref}\right) d\theta \right]} \quad (11)$$

En esta ecuación se ve que el cálculo de *PDD* se basa en la determinación de la función circular *fc*, para lo cual es necesario conocer la función *OFg* unidimensional, la cual, de acuerdo con la ecuación (3), se puede calcular a partir de mediciones de *OF* unidimensional y *PDD* unidimensional.

Debido a que el cabezal de la máquina de irradiación real posee dos sistemas secundarios de colimación, localizado cada uno de ellos a distinta distancia respecto de la fuente, se dispone, en principio, de dos funciones circulares distintas: *fcx*, calculada a partir de mediciones de *OF* unidimensional y *PDD* unidimensional con el par de colimadores "y" elongado al máximo y el par de colimadores "x" variable, y *fcy* calculada a partir de mediciones de *OF* y *PDD* unidimensionales con el par de colimadores "y" variable.

Estas funciones de campo circular serán, en principio, distintas debido al efecto de intercambio de los colimadores¹².

Sin embargo, trabajos anteriores^{4,13} establecen que el *PDD* de un campo rectangular es simétrico respecto de su variable de campo, es decir $PDD(x, y, d)$ es igual a $PDD(y, x, d)$ dentro de los límites de apreciación experimental.

Por lo tanto, si se calculan efectivamente las funciones *fcx* y *fcy*, se puede corroborar si los *PDD* calculados a partir de ellas, mediante la ecuación (11), cumplen con dicha propiedad de simetría.

Materiales y método

Materiales usados

Como fuente de haz de fotones se utilizó un acelerador lineal Saturne 41. La energía nominal del haz de fotones usado fue de 6 MV; se optó esta energía ya que es la menor energía de fotones disponible en este equipo y por lo tanto mayor la contribución al *OFg* por dispersión en el maniquí.

Todas las mediciones se realizaron con cámaras de ionización del "tipo dedal", abiertas, marca PTW nro. 233643, de volumen activo de 0,125 cm³. Para integrar las corrientes producidas por las cámaras de ionización se utilizaron: un electrómetro monocanal marca Keithley 35617 EBS, para aquellas mediciones que no requieren de una referencia en aire y un electrómetro bicanal marca Multidata incorporado a una PC, para aquellas mediciones que requieren referencia en aire. Para el posicionamiento de la cámara en agua se utilizó un maniquí automático Multidata.

Método de cálculo de *PDD*

El método de cálculo de *PDD* desarrollado en este trabajo utiliza como datos de entrada las funciones *OF* unidimensionales (ecuaciones 12 y 13) y *PDD* unidimensionales

(ecuaciones 14 y 15) medidas en el maniquí. En base a estos datos de entrada se obtiene el *OFg* para campo unidimensional utilizando la ecuación (3). Luego, aplicando el esquema iterativo implícito descrito en la ecuación (8) se calcula el *OFg* de campo circular; esta iteración es realizada hasta alcanzar el grado de consistencia deseado entre las funciones unidimensionales y circulares. En este trabajo dichas iteraciones se realizaron hasta que la mayor diferencia entre las funciones unidimensionales medidas y las calculadas fuese menor que el 0,05%, asumiéndose que este valor es la medida del error de cálculo del método iterativo.

Finalmente, para obtener el *PDD* de un campo rectangular cualquiera, el *OFg* de campo circular es integrado por el método de Clarkson, descrito en la ecuación (6). El error de cálculo numérico que se introduce en este último cálculo está determinado por el paso de integración numérica seleccionado; en este trabajo el mismo se eligió de modo tal que el máximo error introducido en esta etapa fuese del 0,05%.

Es de destacar que los errores de cálculo numérico han sido elegidos de tal modo al efecto de que sean un orden de magnitud menor que los errores intrínsecos de medición y así asegurarnos que las discrepancias que se observen entre los valores de *PDD* calculados por este método y los de *PDD* medidos puedan ser adjudicados directamente al método en su conjunto y no simplemente a errores inherentes a los algoritmos numéricos utilizados.

Medidas experimentales

Todas las medidas experimentales se realizaron en maniquí de agua a DFS = 100 cm.

Las magnitudes medidas fueron:

- *OF* Unidimensional

Se midieron las funciones unidimensionales *OFx* y *OFy* definidas como:

$$OFx(x) = OF(x, y = L_{max}) = \frac{L(x, y = L_{max})}{L(x = x_{ref}, y = y_{ref})} \quad (12)$$

$$OFy(y) = OF(x = L_{max}, y) = \frac{L(x = L_{max}, y)}{L(x = x_{ref}, y = y_{ref})} \quad (13)$$

donde $L(x,y)$ es la carga colectada por una cámara de ionización colocada en el maniquí a una profundidad de referencia de 10 cm, la cual se irradia con un campo de apertura x,y entregando, en todos los casos, 100 UM.

Estas magnitudes se midieron para campos unidimensionales cuyos lados variables se incrementaron de 4 cm a 10 cm, de 10 cm a 20 cm y de 20 cm a 40 cm en pasos de 1 cm, 2 cm y 4 cm respectivamente.

La desviación estándar máxima observada para el promedio de mediciones de un punto de OF unidimensional fue del 0,3%. Esta medida de la desviación estándar, $\sigma = 0,003$, es tomada en este trabajo como la medida del error de medición de cada valor experimental correspondiente a esta magnitud.

- *PDD* unidimensional

Se midieron las funciones unidimensionales *PDD*_x, *PDD*_y definidas como:

$$PDD_x(x,d) = PDD(x, y = L_{max}, d) = \frac{L(x, y = L_{max}, d)}{L(x, y = L_{max}, d_{ref})} \quad (14)$$

$$PDD_y(y,d) = PDD(x = L_{max}, y, d) = \frac{L(x = L_{max}, y, d)}{L(x = L_{max}, y, d_{ref})} \quad (15)$$

donde $L(x,y,d)$ es la carga colectada durante un período de tiempo dado por una cámara de ionización colocada en el maniquí a una profundidad d , la cual se irradia con un campo de apertura x,y , dividida por la lectura de una cámara de ionización de referencia colocada en aire. La profundidad de referencia fue: $d_{ref} = 10$ cm.

Estas magnitudes se midieron para campos unidimensionales cuyos lados variables se incrementaron de 4 cm a 10 cm, de 10 cm a 20 cm y de 20 cm a 40 cm en pasos de 1 cm, 2 cm y 4 cm respectivamente y a profundidades variables desde superficie hasta los 4 cm, con pasos de 0,2 cm y desde 4 cm hasta 30 cm, con pasos de 2 cm. La profundidad a la cual se mide el máximo *PDD* (profundidad de dosis máxima) ocurrió, para todos los campos, entre $d=1,4$ cm y $d=1,6$ cm, por lo que se define la profundidad de dosis máxima como $d_{max} = 1,6$ cm.

Cabe aclarar aquí que en la región de build-up de dosis esta magnitud no representa el cociente de dosis reales sino el cociente de la respuesta del sistema de medición a la radiación incidente; sin embargo esta respuesta es proporcional al cociente de dosis aunque no se pueda determinar el valor de la constante de proporcionalidad, por lo tanto, si la magnitud *PDD* se mide en esa región con detectores para los cuales sea conocida dicha constante de proporcionalidad, el método desarrollado en este trabajo dará como resultado efectivamente cocientes de dosis. En la región de profundidades mayores a d_{max} esta magnitud es efectivamente un cociente de dosis.

La desviación estándar máxima observada para el promedio de mediciones de un punto de *PDD* unidimensional fue del 0,4%. Esta medida de la desviación estándar, $\sigma = 0,004$, es tomada en este trabajo como la medida del error de medición de cada valor experimental correspondiente a esta magnitud.

- Medición de *PDD* de control

Para corroborar la exactitud del método de cálculo se midió la función *PDD* de control, definida como:

$$PDD(x,y,d) = \frac{L(x,y,d)}{L(x,y,d_{ref})} \quad (16)$$

para campos cuadrados de $x = y = 4$ cm, 7 cm, 10 cm, 20 cm y 40 cm y para campos rectangulares cuyos lados fueron las combinaciones de las dimensiones 4 cm, 7 cm, 10 cm, 20 cm y 40 cm; variando, en todos los casos, la profundidad de la misma forma que en la medición de las funciones *PDD* unidimensionales.

La desviación estándar máxima observada para el promedio de mediciones de un punto de *PDD* de control fue del 0,4%. Esta medida de la desviación estándar, $\sigma = 0,004$, es tomada en este trabajo como la medida del error de medición de cada valor experimental correspondiente a esta magnitud.

Resultados y discusión

- Simetría de las funciones f_{cx} y f_{cy} y *PDD*

Como se mencionó anteriormente, las funciones circulares f_{cx} y f_{cy} deberían, en principio, ser distintas, debido a la incidencia del intercambio de colimadores en la dosis (exchange effect). En la figura 2 están graficados los valores de las diferencias relativas de las funciones f_{cx} y f_{cy} respecto del promedio de los valores de de ellas; allí se observa claramente el efecto sobre la dosis del intercambio de los colimadores. Esta diferencia es máxima para la región de build-up (8%), siendo, en profundidad, aproximadamente constante para un dado radio de campo, notándose que la diferencia relativa entre dichas funciones tiene un comportamiento monótonamente decreciente con el aumento del radio del campo circular.

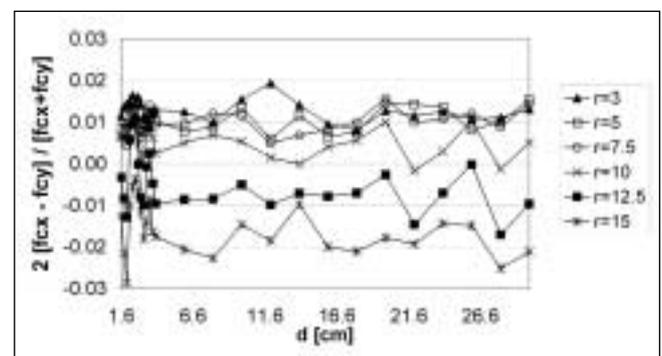


Fig. 2. Gráfico de la diferencia relativa entre f_{cx} y f_{cy} , respecto del promedio de ambas funciones, graficada en función de la profundidad, d , en agua para distintos valores de radio del campo circular, especificados en el cuadro de referencias.

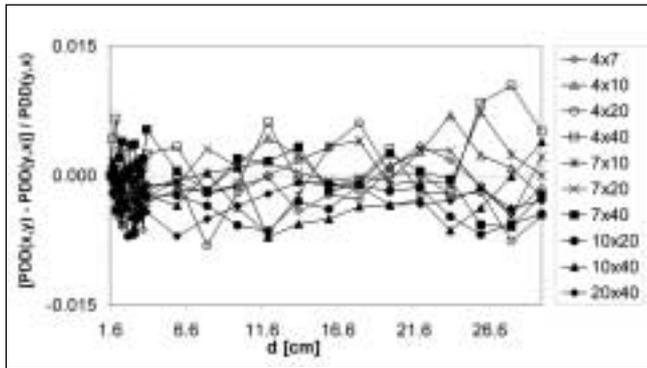


Fig. 3. Gráfico de la diferencia relativa del PDD de control frente al intercambio de colimadores, en función de la profundidad en agua, d , graficada para el conjunto completo de campos rectangulares medido cuyos lados están especificados en el cuadro de referencias.

En la figura 3 se muestran las diferencias relativas de la función PDD de control frente al intercambio de colimadores. Se aprecia claramente que en la región de equilibrio electrónico las diferencias relativas oscilan en torno a cero y son indistinguibles, en promedio, del error intrínseco de medición.

El cálculo del promedio de los valores absolutos de tales diferencias, en todo el rango de tamaños de campos y profundidades medidas en la región de equilibrio electrónico, dio como resultado 0,3%, siendo la desviación estándar de los mismos $\sigma = 0,2\%$, con un máximo, para el par de campos 4 cm x 40 cm, de 1%. Es de destacar que este valor medio de las diferencias relativas es indistinguible del error intrínseco de medición de dicha magnitud ($\sigma = 0,4\%$), comprobándose así, experimentalmente, la independencia del valor de la función PDD de control (medida) frente al intercambio de colimadores. En la región de build-up, el error porcentual medio fue de $(0,7\% \pm 1\%)$, con un máximo de 4,4% para el par de campos 7 cm x 40 cm.

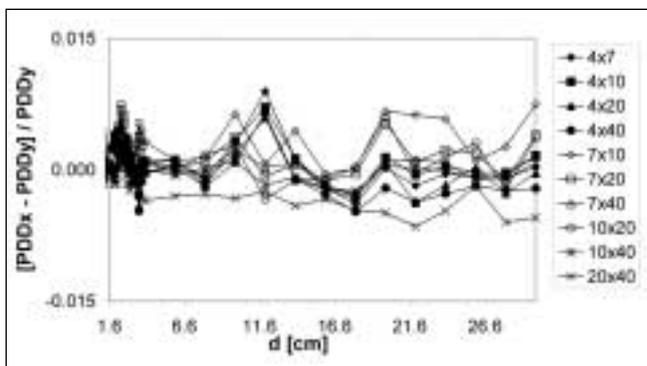


Fig. 4. Gráfico de la diferencia relativa entre PDD_x y PDD_y , respecto del promedio de ambas funciones, graficada en función de la profundidad en agua, d , para el conjunto completo de campos rectangulares medido cuyos lados están especificados en el cuadro de referencias.

En la figura 4 se muestran las diferencias relativas entre el par de funciones PDD_x y PDD_y , calculadas, respecto de su promedio. Para corroborar la simetría del par de funciones PDD_x y PDD_y calculadas, se compararon directamente estas magnitudes para todos los campos para los cuales fueron calculadas, obteniéndose resultados similares a los de la función PDD de control.

El cálculo del promedio de los valores absolutos de tales diferencias, en todo el rango de tamaños de campos y profundidades de la región de equilibrio electrónico a las que fueron calculadas, dio como resultado 0,3%, siendo la desviación estándar de los mismos $\sigma = 0,2\%$, con un máximo, para el par de campos 4 cm x 4 cm, de 1,4% (que es el más alejado de las condiciones experimentales de medición de OFg unidimensionales). Es de destacar que este valor medio de las diferencias relativas es indistinguible del error intrínseco de medición de dicha magnitud ($\sigma = 0,4\%$), comprobándose así la independencia del valor de la función PDD calculada frente al intercambio de colimadores. En la región de build-up, la diferencia relativa promedio fue de $(1,4\% \pm 1,6\%)$, con un máximo de 7,2%, correspondiente al campo de 7 cm x 7 cm.

Es de notar el hecho de que las diferencias relativas entre f_{cx} y f_{cy} son, para un mismo tamaño de campo, aproximadamente constantes en profundidad (figura 2) y que, sin embargo, esta tendencia desaparece en las funciones calculadas PDD_x y PDD_y las cuales presentan un comportamiento de su diferencia relativa prácticamente oscilante en torno de cero (figura 4), muy similar al comportamiento observado de la función medida PDD (figura 3).

• Comparación entre PDD control y PDD calculado

Si bien se corrobora que estas funciones son simétricas frente al intercambio de colimadores, dentro de la banda de error inherente al cálculo o medición de las mismas, para evitar arrastrar diferencias intrínsecas al efecto de intercambio en el análisis de la diferencia entre PDD de control (PDD_{med}) y PDD calculado (PDD_{cal}), se procedió a simetrizar tales magnitudes respecto de sus variables de campo.

Esta comparación se realiza determinando la diferencia relativa entre el valor de la función calculada por el método presentado en este trabajo, PDD_{cal} , respecto del valor de la función medida, PDD_{med} , analizando, fundamentalmente, el promedio de los valores absolutos de tales diferencias relativas en todo el rango de tamaños de campos y profundidades (mayores que d_{max}) estudiado y la desviación estándar que presenta dicho conjunto de valores absolutos de diferencias relativas.

En la figura 5 se muestra la diferencia relativa entre PDD_{cal} y PDD_{med} ; allí se observa que dicha diferencia es, en la zona de equilibrio electrónico, una magnitud oscilan-

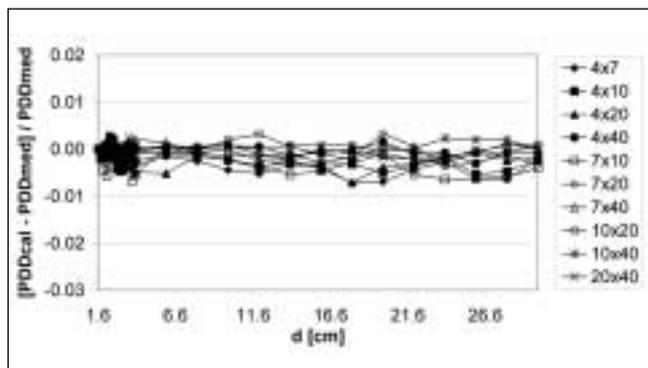


Fig. 5. Gráfico de la diferencia relativa entre PDD calculado por el método propuesto en este trabajo (PDD_{cal}) y PDD de control (PDD_{med}), graficada para el conjunto completo de campos rectangulares medidos, cuyos lados están especificados en el cuadro de referencias.

te en torno de cero para todo campo y para toda profundidad, siendo la diferencia relativa promedio de $(0,2\% \pm 0,2\%)$, diferencia prácticamente indistinguible del error de medición $(0,4\%)$. La máxima diferencia en esta zona de equilibrio electrónico se da para el campo de 10 cm x 10 cm, a 28 cm de profundidad y es de 0,7%. En la región de build-up, la máxima diferencia es de 3,8%, que ocurre a 0,2 cm de profundidad para el campo de 4 cm x 20 cm. El análisis de esta figura permite concluir que el uso de este esquema de cálculo trae aparejado, en todos los casos un error "real" (discrepancia respecto de la medición) que en ningún caso supera el 0,7% en la zona de equilibrio electrónico, independientemente de la configuración de los colimadores y de la profundidad de cálculo.

- *Comparación entre PDD control y PDD calculado por cuadrados equivalentes y Área/Perímetro*

Considerando que el método desarrollado en este trabajo tiene una capacidad predictiva con errores prácticamente indistinguibles de los inherentes a la medición, se comparó, asimismo, las diferencias relativas entre PDD de control (PDD_{med}) y PDD calculado por los métodos de cuadrado equivalente ($PDD_{c.eq}$) y por la regla de área/perímetro (PDD_{ap}), con el objetivo de validar este nuevo método por comparación directa con los utilizados en la práctica clínica. Para ello se calcularon las funciones $PDD_{c.eq}$ y PDD_{ap} utilizando como datos experimentales los valores de PDD_{med} correspondiente a los campos cuadrados. Este hecho implica una diferencia fundamental con la comparación entre PDD de control y PDD calculado por el método propuesto en este trabajo, analizada anteriormente, ya que en ese caso los datos de las mediciones efectuadas para calcular los PDD provienen de un acto de medición distinto a los datos con los cuales se comparan (PDD de control), en cambio, en el presente caso, los datos con los cuales se calculan los PDD provienen del mismo acto de medición que los datos con los cuales se comparan, por ende, aquí están minimizados los errores inherentes al posicionamiento del sistema de medición.

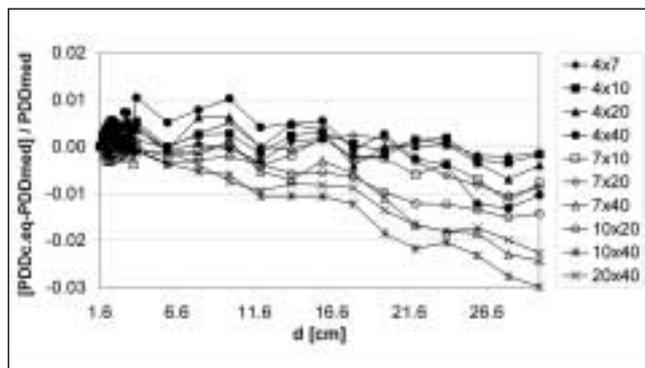


Fig. 6. Gráfico de la diferencia relativa entre PDD calculado por el método de Cuadrado Equivalente ($PDD_{c.eq}$) y PDD de control (PDD_{med}), graficada para el conjunto completo de campos rectangulares medidos, cuyos lados están especificados en el cuadro de referencias.

- *Comparación entre $PDD_{c.eq}$ y PDD_{med}*

En la figura 6 se muestra la diferencia relativa entre la función PDD calculada utilizando la tabla de cuadrados equivalentes del British Journal, y PDD de control. Allí se aprecia claramente que tal diferencia, para cada campo, es variable con la profundidad, lo cual es una consecuencia lógica de tener una sola tabla de cuadrados equivalentes para ser usada a toda profundidad. Si bien este hecho invalida el cálculo de un error global promedio del método, ya que el mismo es dependiente de la profundidad y del tamaño de campo, se calculó de todos modos el promedio de los valores absolutos de las diferencias relativas obteniéndose: $(0,4\% \pm 0,5\%)$ con un máximo de 3% (campo de 4 cm x 40 cm, $d = 28$ cm) en la zona de equilibrio electrónico y un máximo de 5,6% en la zona de build-up (campo de 4 cm x 40 cm, $d = 0,2$ cm).

Nótese, en este caso, que la desviación estándar de este conjunto de errores relativos es mayor que el promedio de sus valores absolutos, lo cual es una muestra directa de la dependencia del error del método con las variables de campo y profundidad.

Comparando a simple vista las figuras 5 y 6, es fácil concluir que la utilización del nuevo método de cálculo propuesto implica una mejora sustancial respecto a la utilización de las tablas de cuadrados equivalentes, sobre todo en lo referente a la dependencia del error de cálculo con la profundidad.

- *Comparación entre PDD_{ap} y PDD_{med}*

En la figura 7 se muestra la diferencia relativa entre la función PDD calculada con la regla de área/perímetro y PDD de control. Lo primero que llama la atención es que, de la comparación visual entre esta figura 6 y la figura 7 se puede concluir que este método es, globalmente, más preciso que la utilización de la tabla de cuadrados equivalentes del British Journal para esta

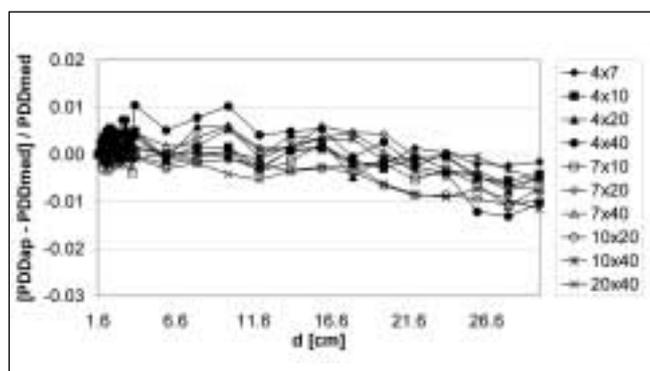


Fig. 7. Gráfico de la diferencia relativa entre PDD calculado por el método de Área/Perímetro (PDD_{ap}) y PDD de control (PDD_{med}), graficado para el conjunto completo de campos rectangulares medidos, cuyos lados están especificados en el cuadro de referencias.

máquina, esta función de radioterapia y estas condiciones de medición en particular. Se aprecia también, como en el caso anterior, que la magnitud del error, para cada campo, es dependiente de la profundidad, si bien con una variación menos marcada, siendo su origen, nuevamente, la definición de un campo equivalente independiente de la profundidad a la cual se pretende evaluar la función. En este caso, el cálculo del promedio de los valores absolutos de las diferencias relativas dio: $(0,3\% \pm 0,3\%)$, con un máximo de 1,3% (campo de 4×40 cm, $d = 28$ cm), en la región de equilibrio electrónico, y un máximo de 5,1% (campo de 4×40 cm, $d = 0,2$ cm), en la región de build-up. Es de destacar que si bien estos errores son, en promedio, comparables con los del método de cálculo propuesto en este trabajo, no debe olvidarse la salvedad hecha respecto de que en el presente caso, los datos de cálculo y los datos de control proceden del mismo acto de medición y que existe una clara dependencia de la magnitud del error con la profundidad de cálculo a diferencia de lo que sucede con la diferencia relativa entre PDD calculado por el método propuesto en este trabajo y el PDD de control.

Conclusiones

Los conceptos de función de campo circular y el método de integración por sectores han sido extensivamente usados pero sólo para funciones que representan la dispersión en el maniquí. En este trabajo dichos conceptos son generalizados para incluir las contribuciones de radiación primaria conjuntas a las contribuciones por radiación secundaria. La validez de esta hipótesis se sostiene por la comparación entre los valores de PDD calculados por este método con los de PDD medidos.

En los resultados se pudo ver como el método predice el valor de la función de radioterapia con un error prácti-

camente uniforme para todo campo, independiente de su grado de elongación, y para toda profundidad, a diferencia de los métodos de cuadrado equivalente y área/perímetro, siendo este error similar al error inherente al método de medición; esta situación hace de éste un método cálculo superior a los arriba citados.

El método de cálculo predice valores de PDD de campos irregulares con una precisión mejor al 1% en cualquier situación de tamaño de campo y de profundidad (mayor que d_{max}); esta magnitud del error intrínseco al método de cálculo es sólo comparable con los métodos de cálculo cuyos algoritmos hacen uso de convolución de soluciones parciales obtenidas por el método de MC.

Tal como se observó, las funciones PDD_x y PDD_y son simétricas; por lo que no es necesario realizar las mediciones de funciones unidimensionales asociadas a cada par de colimadores secundarios, requeridas para el cálculo, bastando sólo con medir las funciones unidimensionales asociadas a un solo par de colimadores, con lo cual se reduce drásticamente el número de mediciones a realizar sin sacrificar con ello precisión en el cálculo. Además, el hecho de que todas las mediciones se lleven a cabo en el maniquí y no en aire, hacen al método desarrollado ventajoso a la hora de obtener los datos necesarios para su implementación.

Por último, el tiempo que emplea para llevar a cabo el cálculo de distribución de dosis en profundidad es reducido debido a la simplicidad del algoritmo utilizado. Éste puede ser ejecutado por ordenadores que estén al alcance de cualquier centro de radioterapia.

Debido a que en la actualidad existen planificadores para el cálculo de distribución de dosis con un alto grado de precisión (pencil beam y MC), es necesario la utilización de algoritmos sencillos que validen los cálculos de los planificadores. Este método puede ser usado para tales fines generalizando el cálculo de PDD para todas las DFS .

Estos resultados alentadores abren las puertas a una nueva línea de trabajo en la que quedan puntos a desarrollar tales como la generalización de este formalismo para las DFS y energías de uso clínico, y aplicabilidad para puntos fuera de eje central.

Agradecimientos

Al Equipo Docente de la Facultad de Ingeniería de la UNSJ por habernos dado las bases y las herramientas que nos posibilitaron llevar a cabo nuestros objetivos.

Referencias

1. Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. Phys Med Biol 1991; 36: 861-920.

2. Berger MS. Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. *Methods in Computational Physics*. Vol 1, ed. B Alder, S Fernbach and M Rotemberg (New York: Academic), pp 135-215 (1963).
3. Ahnesjö A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys* 1989; 16: 577-92.
4. Khan FM. *The Physics of Radiation Therapy*, 2nd edition, (Williams & Wilkins, Baltimore, 1994).
5. International Commission on Radiological Units and Measurements. "Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X- or gamma-rays in radiotherapy procedures," ICRU Report 24. Bethesda, Maryland: ICRU, 1976.
6. Day MJ, Aird EG. Central axis depth dose data for use in radiotherapy: 1996. *Br J Radiol Suppl* 1996; 25: 138-151.
7. Sanz DE. A mathematical study of the area over perimeter rule from the sector integration equation. *Med Phys* 2000; 27: 2376-2379.
8. Mohan R, Chui C. S. Validity of the concept of separating primary and scatter dose. *Med Phys* 1985; 12: 726-730.
9. Venselaar JLM, van Gasteren JJM, Heukelom S, Jager HN, Mijnheer BJ, van der Laarse R, van Kleffens HJ, Westermann CF. A consistent formalism for the application of phantom and collimator scatter factors. *Phys Med Biol* 1999; 44: 365-381.
10. Sanz DE, Romaguera AL, Acosta NB. Photon output factor calculation from the inverse of the sector-integration equation. *Med Phys* 1999; 26: 1447-1453.
11. Sanz DE, Romaguera AL, Acosta NB. Irregular field calculation on the central beam axis of photon beams using sector-integration. *Med Phys* 2001; 28: 1344-1351.
12. Ahnesjö A, Aspradakis MM. Dose calculations for external photons beams in radiotherapy. *Topical Review Med Phys* 1999; 44: R99-155.
13. Johns HE, Cunningham JR. *The Physics of Radiology*, 4th edition, (Charles C. Thomas, Springfield, IL, 1983).

Análisis comparativo de TMRs, perfiles de dosis y factores de dispersión (maniquí y colimador), con diferentes sistemas de detección en haces asimétricos de radiocirugía estereotáctica

C. Pinza Molina, M. L. Chapel Gómez, J. I. Jiménez Alarcón, S. García Gómez

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Ntra. Sra. de la Candelaria. Santa Cruz de Tenerife.

Resumen

En éste trabajo se presenta el análisis comparativo de distintos parámetros dosimétricos medidos con dos cámaras cilíndricas ($0,125 \text{ cm}^3$) y pin-point ($0,015 \text{ cm}^3$), una plano-paralela ($0,054 \text{ cm}^3$) y película radiográfica, en haces asimétricos pequeños (6 MV) utilizados en radiocirugía estereotáctica. En la región de build-up (TMRs), la cámara de $0,125 \text{ cm}^3$ presenta infraestimación de la dosis en superficie, mientras las cámaras pin-point y plano-paralela muestran un buen acuerdo. Las funciones de dosis-distancia al eje fueron calculadas, encontrándose que las cámaras $0,125 \text{ cm}^3$ y plano-paralela presentan un estrechamiento significativo en la región del 90% de dosis, y un estrechamiento artificial en el 10%, además las penumbras son mayores. En los conos más pequeños, la película sobreestima el factor de dispersión del maniquí [$SP(s_{net})$], mientras las cámaras $0,125 \text{ cm}^3$ y plano-paralela lo infraestiman. Por otro lado, las cámaras plano-paralela y pin-point muestran valores similares del factor de dispersión del colimador [$SC(s_{jaw})$].

Palabras Clave: Haces asimétricos. Radiocirugía estereotáctica. Perfiles de dosis. Factor de dispersión del maniquí y factor de dispersión del colimador.

Abstract

Comparative analysis of different dosimetric parameters measured with two cylindrical chambers (0.125 cm^3) and pin-point (0.015 cm^3), a parallel-plate chamber (0.054 cm^3) and radiographic film in small trimmed beams (6 MV) for a stereotactic radiosurgery system is presented. In the build-up region (TMRs), the 0.125 cm^3 chamber gives underestimation of the surface dose, while the pin-point and parallel-plate chambers show good agreement. Axis distance-dose functions are calculated, finding that the 0.125 cm^3 and parallel-plate chambers show significant narrowness in 90% dose region and an artificial broadening at 10%, and the penumbras are larger. In the cones smallest, the film overestimate the phantom scatter factor [$SP(s_{net})$] while the 0.125 cm^3 and parallel-plate chambers underestimate it. The parallel-plate and pin-point chambers show similar values of the collimator scatter factor [$SC(s_{jaw})$].

Key words: Asymmetric beams. Stereotactic radiosurgery. Dose profile. Phantom scatter factor and collimator scatter factor.

Introducción

El tratamiento de lesiones intracraneales mediante radiocirugía estereotáctica con aceleradores lineales, se ha intensificado en la última década debido principalmente a dos factores: la introducción de importantes mejoras en la localización precisa del isocentro de radiación y el de-

sarrollo de nuevos sistemas de colimación. Así, los más recientes sistemas de colimación y planificación de radiocirugía estereotáctica contemplan el uso de pequeños campos circulares en conjunción con diferentes técnicas de conformación, tales como: sistemas multilaminas portátiles, bloques de protección y también campos asimétricos, obtenidos mediante el movimiento independiente de los colimadores del acelerador¹. Esta última técnica de conformación, es especialmente útil en el tratamiento de volúmenes blancos con formas altamente irregulares. Diversos estudios² muestran que el tratamiento con conformación asimétrica de lesiones con extensiones máximas (en alguno de los ejes) superiores a 3 cm, mejora la homogeneidad de la dosis en el volumen blanco, en con-

Correspondencia: C. Pinza Molina. Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Ntra. Sra. de la Candelaria. Ctra. del Rosario s/n. 38010 Santa Cruz de Tenerife.

E-mail: mchagom@gobiernodecanarias.org

Fecha de recepción: 27-5-2002.

Fecha de aceptación: 16-9-2002.

traste con el uso de múltiples isocentros, y reduce el volumen de cráneo sano irradiado.

La caracterización dosimétrica de los haces asimétricos pequeños utilizados en tratamientos con radiocirugía estereotáctica, implica la determinación de forma precisa de distintos parámetros dosimétricos, tales como: curvas de TMR (razón tejido-máximo), perfiles de dosis, tamaño de las penumbras y factores de dispersión (del maniquí y del colimador).

Los sistemas de detección utilizados habitualmente en la dosimetría de haces de fotones estándares de radioterapia, pueden no ser apropiados en las medidas sobre campos muy pequeños necesarios en radiocirugía. Distintos autores^{3,4} recomiendan, utilizar sistemas de detección con diámetro interno colector menor al radio del haz de radiación, con la finalidad de obtener en las determinaciones una alta resolución espacial y minimizar el efecto de desequilibrio electrónico lateral sobre la dosis medida.

En el eje central, existe equilibrio electrónico lateral cuando el diámetro del campo de radiación es al menos el doble que el alcance máximo lateral de los electrones primarios generados ($\approx d_{m\acute{a}x}$). En campos de radiación muy pequeños no existe equilibrio electrónico lateral, y se produce la pérdida de electrones con energía más baja, lo que se traduce en un aumento de la energía media del espectro de electrones⁵. Así, en las medidas en el seno de un maniquí de agua, cuando se utilizan cámaras de ionización con cavidad de aire, el hecho anterior provoca cambios en la razón de poder de frenado agua/aire y reduce la fluencia de electrones en el eje central, resultando dosis más bajas en el aire de la cavidad que las existentes en el maniquí.

Sin embargo, cuando se emplean películas de emulsión radiográfica se utiliza como material detector el bromuro de plata, elemento de elevado número atómico no equivalente a agua, que presenta razones de poderes de frenado agua-bromuro de plata superiores a la unidad, especialmente en energías bajas de electrones primarios (< 1 MeV). Este hecho produce la reducción del desequilibrio electrónico lateral, e implica una ligera sobrestimación de la dosis medida en campos muy pequeños⁵.

Los sistemas de detección más recomendados⁶ en la dosimetría física de campos muy pequeños son: diodos, películas radiográficas y radiocrómicas, detectores de diamante, microcámaras de ionización y dosímetros termoluminiscentes (TLDs). Los dos primeros muestran elevada resolución espacial, pero sin embargo su respuesta depende de la energía, al ser materiales no equivalentes a agua⁷. El detector de diamante se caracteriza por su pequeño diámetro activo, sin embargo es muy caro y presenta variaciones con la tasa de dosis. Las microcámaras de ionización (cilíndricas y plano-paralelas), están más disponibles en las unidades de radiofísica, pero su respuesta puede variar en función del tamaño de campo. Por último los TLDs, aunque su respuesta es lineal con la dosis, presentan baja reproducibilidad y su utilización puede resultar tediosa.

En éste trabajo, se presenta un estudio comparativo con diferentes sistemas de detección, del conjunto de parámetros dosimétricos implicados en la calibración de haces asimétricos pequeños utilizados en tratamientos con radiocirugía estereotáctica en aceleradores lineales. Es evidente que no existe un único detector ideal en la calibración de éstos haces, por lo que se analiza, con los detectores disponibles en nuestro Servicio, cuál es el nivel de acuerdo entre ellos y que detector es el más adecuado, para cada parámetro dosimétrico medido y tamaño del campo de radiación.

Material y métodos

El Servicio de Oncología Radioterápica de este Hospital dispone de un acelerador lineal Philips SL-25 con haces de rayos X de 6 MV, y del equipamiento para radiocirugía estereotáctica desarrollado por Radionics. Este consta de: un sistema de planificación tridimensional (TPS) K-Xnife V.4 para la dosimetría clínica, y un sistema de colimación secundario formado por 12 conos divergentes con diámetros, especificados en el isocentro (distancia fuente-eje del haz, SAD=100 cm), entre 12,5 y 40 mm en incrementos de 2,5 mm.

Las medidas de los distintos parámetros dosimétricos necesarios en la calibración, se realizaron con el sistema de dosimetría física Mephysto MP3 de la marca PTW. Se emplearon dos tipos de maniquíes:

a) Maniquí de agua, donde se utilizaron las siguientes cámaras de ionización marca PTW:

Tipo y modelo:	Volumen colector (cm ³)	Diámetro interno (mm)
Cilíndrica (N233642)	0,125	5,5
Plano-paralela (M23343)	0,055	5,4
Pin-point (M31006-0214)	0,015	2

Las cámaras de 0.125 cm³ y pin-point fueron orientadas paralelas al eje central del haz, posicionando sus puntos efectivos de medida en el isocentro (SAD = 100 cm).

b) Maniquí de polietileno, donde se emplearon películas radiográficas Kodak XV-2, que fueron leídas con un densitómetro Macbeth de apertura 1 mm. Previamente, se obtuvo la curva de calibración dosis-densidad óptica de las películas (curva sensitométrica), impartiendo dosis entre 10-50 cGy a una serie de películas en condiciones de referencia (distancia fuente-película 100 cm, profundidad $d_{m\acute{a}x} = 1,3$ cm y campo 10 x 10 cm²).

El TPS contempla el cálculo de dosimetrías clínicas estándares con uno o múltiples isocentros, a la vez que incorpora, sobre volúmenes blancos muy irregulares, la utilización de conformación asimétrica de los campos circulares (conos), mediante el movimiento independiente de los colimadores primarios del acelerador. El cálculo de dosis en un

punto (x,y,z) en el medio, según el algoritmo utilizado por el TPS, viene dado por la siguiente expresión:

$$D(d, s_{net}, s_{jaw}, x, y, z) = M * J * S_p(s_{net}) * S_C(s_{jaw}) * TMR(d, s_{net}) * OAR_n(x_0, y_0) * P_{x1,x2} * P_{y1,y2}$$

donde n es el diámetro del cono y d es la profundidad en el medio.

M : factor de calibración (cGy UM^{-1}) de la unidad, para un campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a la profundidad de $d_{m\acute{a}x} = 1,5 \text{ cm}$, en geometría isocéntrica ($\text{SAD} = 100 \text{ cm}$).

J : factor campo para un tamaño $6 \times 6 \text{ cm}^2$ (campo de referencia al posicionar los conos).

$S_p(s_{net})$: factor de dispersión del maniquí, asociado al haz de radiación conformado asimétricamente, y que alcanza al paciente. Se define para el campo cuadrado equivalente delimitado por los conos junto con los colimadores asimétricos del acelerador (s_{net}).

$S_C(s_{jaw})$: factor de dispersión del colimador, asociado a la posición variable de los colimadores del acelerador. Se define para el campo cuadrado equivalente delimitado por éstos (s_{jaw}).

$TMR(d, s_{net})$: razón tejido-máximo, definido a la profundidad d para el campo cuadrado equivalente s_{net} .

$OAR_n(x_0, y_0)$: factores de dosis fuera del eje, obtenidos para cada cono (n) y coordenadas x e y dentro del plano isocéntrico (x_0, y_0) .

$P_{Int,(X,Y)}$ y $P_{Ext,(X,Y)}$: funciones de ajuste de las penumbas (interior y exterior) para cada pareja de colimadores primarios, permiten analizar el gradiente de dosis entre el borde del colimador y el punto de cálculo. Estas funciones vienen caracterizadas por el cabezal del acelerador⁸.

En la Fig. 1 se muestra el "beam eye view" (BEV) de un campo circular con conformación asimétrica.

A continuación, se describe el procedimiento de medida de los distintos parámetros dosimétricos.

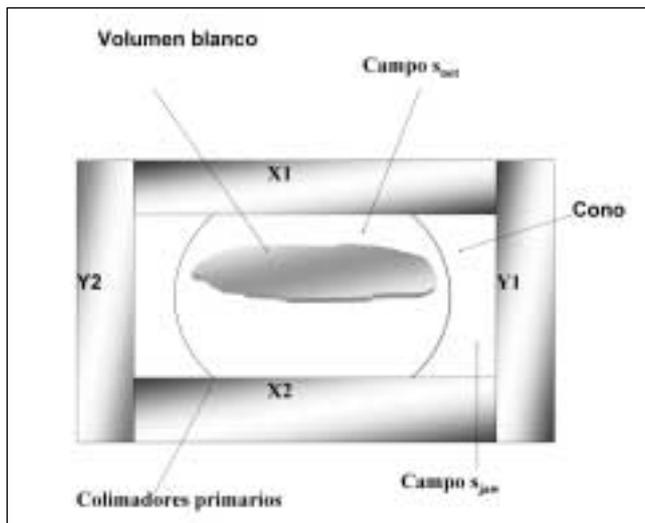


Fig. 1. "Beam eye view" (BEV) de haces con conformación asimétrica utilizados en radiocirugía estereotáctica.

TMR

Las curvas de TMR se midieron con las tres cámaras de ionización en el maniquí de agua, desde la superficie hasta una profundidad de 20 cm , con pasos de 1 mm en la región de "build-up" hasta los 5 cm , y de 2 mm a elevadas profundidades. Las curvas fueron normalizadas a la profundidad del máximo de dosis para cada sistema de detección y tamaño de cono.

Con la finalidad de estimar los valores de TMR a profundidades distintas a las medidas, los resultados de TMR obtenidos entre las profundidades de 3 y 20 cm , en cada cono, fueron ajustados a funciones del tipo⁹: $TMR(d, n) = A e^{-\mu \cdot d}$, donde A es el punto de intersección de la curva TMR con el eje de ordenadas (prof. = 0 cm) asumiendo que no existe "build-up", y μ es el coeficiente de atenuación efectivo en el medio. Los valores de $TMR(d, s_{net})$ se obtienen a partir de las funciones anteriores para el conjunto de campos cuadrados equivalentes (s_{net}). El lado del campo cuadrado equivalente (s_{net}) se calculó a partir de la siguiente expresión¹⁰:

$$s_{net} = 0,891 * s_0 \quad (1)$$

donde s_0 es el diámetro del cono.

PERFILES DE DOSIS

Los perfiles de dosis se obtuvieron con los cuatro sistemas de detección, en un sólo eje mediante técnica isocéntrica ($\text{SAD} = 100 \text{ cm}$) a la profundidad de 5 cm .

Los problemas asociados a la determinación precisa de los perfiles de dosis en campos pequeños, como los utilizados en tratamientos con radiocirugía intracraneal, son varios⁵: el tamaño finito del detector, cambios del transporte electrónico en el detector debido a la no equivalencia a agua del material detector, respuesta direccional del mismo y variación en la respuesta del detector con la energía.

Del anterior conjunto de factores, el más influyente en la determinación de perfiles de campos pequeños, es el tamaño finito del detector, que puede producir una insuficiente resolución espacial dando lugar al ensanchamiento artificial de los perfiles¹¹. Por este motivo, la mayoría de los autores⁶, recomiendan utilizar detectores con un diámetro interno máximo inferior a la mitad del FWHM del campo circular más pequeño, de no ser así se recomienda la corrección de los perfiles mediante deconvolución de la función respuesta del detector¹². En éste estudio, con la finalidad de realizar el análisis comparativo, los perfiles obtenidos con las cámaras de ionización de mayor diámetro colector (cilíndrica $0,125 \text{ cm}^3$ y plano-paralela) no han sido corregidos.

El semiperfil promedio de cada cono y sistema de detección, se ajustó a una función sigmoidal¹³ que representa el porcentaje de dosis frente a la distancia al

eje central del haz, a través de la siguiente expresión general:

$$D(x) = a + [(b - c) / (1 + 10^{[(\log(e) - x) * f])}] \quad (2)$$

dónde $D(x)$ representa el porcentaje de dosis normalizado al 100% en el eje central, x es la distancia a dicho eje y a, b, c, e y f son constantes de la función de ajuste, en general todas las funciones presentan una bondad de ajuste superior a 0,995.

A partir de dichas funciones, se analizó de forma exhaustiva la anchura de los perfiles en los siguientes porcentajes de dosis: 10%, 20%, 50% (FWHM), 80% y 90%, así como el tamaño preciso de las penumbras¹⁴. Este hecho, permite analizar el comportamiento de los sistemas de detección utilizados en las distintas regiones de interés.

FACTORES DE DISPERSIÓN

Los factores de dispersión¹⁵ del maniquí [$S_P(s_{nev})$] y del colimador [$S_C(s_{jaw})$] se midieron con los cuatro sistemas de detección mediante técnica isocéntrica a la profundidad de $d_{máx}$ y considerando como campo de referencia $6 \times 6 \text{ cm}^2$ (posición estándar de los colimadores cuando se fijan los conos).

– $S_P(s_{nev})$: se estimó a partir de la determinación del factor de dispersión total $S_T(s_\phi)$, mediante medidas de dosis realizadas en un maniquí para cada uno de los conos (s_ϕ), respecto a la dosis en el campo de referencia, según la siguiente expresión:

$$S_T(s_\phi) = D(s_\phi, d_{máx}) / D(s_{6x6}, d_{máx}) \quad (3)$$

Una vez realizadas las medidas, se calculó el campo cuadrado equivalente (s_{nev}) utilizando la expresión (1). Los resultados se ajustaron a una función exponencial que permitió estimar el valor de $S_P(s_{nev})$ mediante la siguiente expresión:

$$S_P(s_{nev}) = a_1 + b_1 * \exp(c_1 * s_{nev}) \quad (4)$$

El factor $S_P(s_{nev})$ puede ser estimado, tal como indican algunos autores¹⁶, a partir de las medidas anteriores, ya que $S_P(s_{nev})$ depende fundamentalmente del espectro de energía de los fotones, de la composición del maniquí y del tamaño del campo de radiación, y se considera prácticamente independiente del sistema de colimación utilizado.

– $S_C(s_{jaw})$: se estimó a partir de las medidas del factor de dispersión total $S_T(s_{jaw})$ para pequeños campos cuadrados de lado s_{jaw} en los colimadores del acelerador. Se realizaron medidas de dosis, sin los conos, en campos desde 20×20 a $40 \times 40 \text{ mm}^2$, desplazando los colimadores simétricamente cada 2 mm respecto al campo de referencia:

$$S_T(s_{jaw}) = D(s_{jaw}, d_{máx}) / D(s_{6x6}, d_{máx}) \quad (5)$$

Posteriormente, se calculó el factor de dispersión de los colimadores $S_C(s_{jaw})$, para campos cuadrados equivalentes de lado s_{jaw} , a partir de la siguiente expresión:

$$S_C(s_{jaw}) = S_T(s_{jaw}) * [1 / S_P(s_{jaw})] \quad (6)$$

donde $S_P(s_{jaw})$ es el factor de dispersión del maniquí para los campos s_{jaw} , y se obtiene aplicando la función (4) a dichos campos.

Resultados y discusión

TMR

En la Figura 2 se muestran las curvas de TMR obtenidas con la cámara pin-point para los conos de 12,5 y 40 mm. En el conjunto de los conos se observa un ligero aumento de $d_{máx}$ con el diámetro del campo, 6 mm en el rango de 12,5 - 40 mm. Este hecho contrasta con lo observado en haces de radioterapia estándar, donde $d_{máx}$ disminuye con el tamaño del campo.

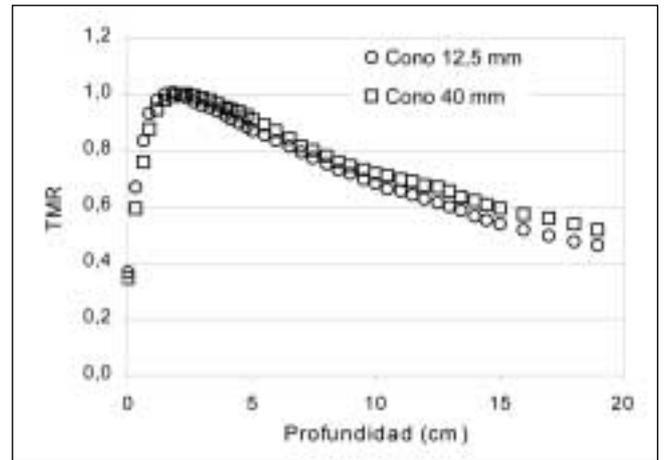


Fig. 2. Curvas de TMR medidas con la cámara pin-point, en los conos de 12,5 y 40 mm.

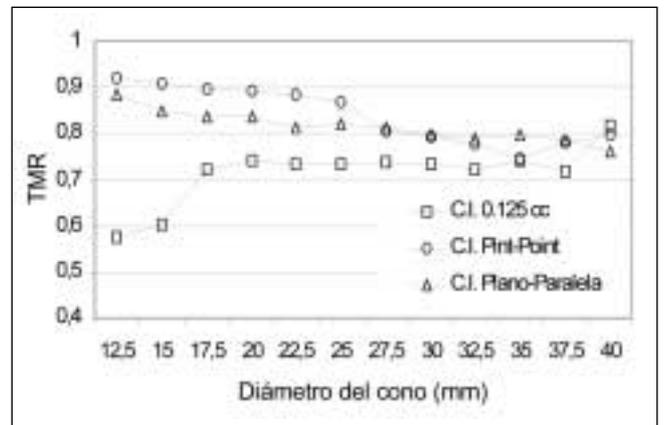


Fig. 3. Valores de TMR obtenidos a 6 cm de profundidad (región de "build-up").

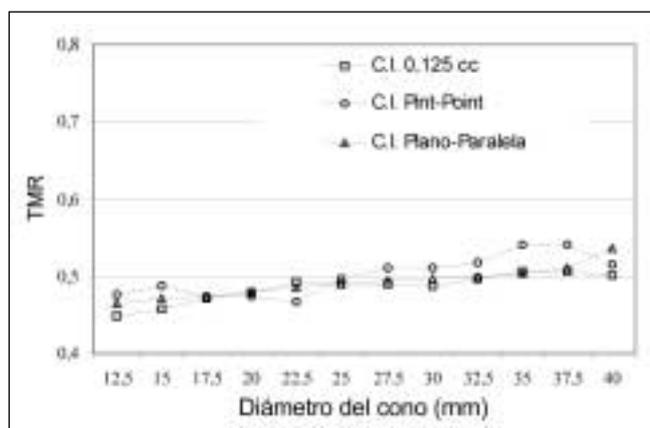


Fig. 4. Valores de TMR obtenidos a 18 cm de profundidad.

En las Figuras 3 y 4, se presentan los resultados de *TMR* en la región de “build-up” (6 mm) y a elevadas profundidades (18 cm), obtenidos con las tres cámaras de ionización.

La región de “build-up” en haces pequeños de radiocirugía, está caracterizada por la contribución del haz primario. En los conos más pequeños, el haz primario representa la mayor proporción de la dosis total, por lo que $d_{máx}$ se obtiene a menores profundidades. Sin embargo, dichos conos presentan valores de porcentaje de dosis total en esta región más elevados, debido a los electrones Compton generados en la periferia del campo que contribuyen a la dosis en el eje central¹⁷. En los conos de mayor diámetro, dichos electrones no presentan suficiente alcance, y tal como se observa en la Fig. 3 en medidas realizadas con dos de las cámaras, el rendimiento disminuye aproximadamente un 14% entre los conos de 12,5 y 40 mm.

En ésta región existe concordancia de resultados entre las cámaras plano-paralela y pin-point (diferencia máxima \approx 3%), mientras que la cámara cilíndrica, con mayor volumen sensible de detección, presenta problemas de baja respuesta, al ser más acentuada la falta de equilibrio electrónico lateral, sobre todo en los campos más pequeños.

Por otro lado, a elevadas profundidades, la contribución a la dosis total se debe a la suma del haz primario, que a éstas profundidades es independiente del tamaño del campo, y del haz dispersado en el maniquí, que aumenta más rápidamente con la profundidad en los conos de mayor diámetro¹⁷. Este hecho, hace que se observe un ligero aumento del rendimiento con el diámetro del cono (Fig. 4), de éste modo, la variación de *TMR* entre los conos de 12,5 y 40 mm a la profundidad de 5 cm es de un 6% mientras que a la profundidad de 18 cm la variación alcanza el 15%. A éstas profundidades, los valores obtenidos con las tres cámaras de ionización son muy similares, diferencias aproximadas del 2%.

PERFILES DE DOSIS

Los perfiles de dosis medidos con los cuatro sistemas de detección fueron normalizados al 100% en el eje central del haz de radiación, en la Figura 5 se muestran los semiperfiles obtenidos en el cono de 12,5 mm.

Las funciones dosis-distancia al eje calculadas con los cuatro sistemas de detección para el conjunto de los conos, han permitido obtener de forma precisa los valores de las anchuras de los perfiles en distintas regiones junto con el tamaño penumbras, parámetros críticos en las dosimetrías clínicas de radiocirugía intracraneal con campos muy pequeños.

La anchura de los perfiles en la región del 90% de dosis (Fig. 6), indica que las cámaras de 0,125 cm³ y plano-paralela presentan un comportamiento similar (diferencias \leq 3%), con un significativo estrechamiento del perfil en ésta región debido a infraestimación de la dosis, sobre todo en los conos más pequeños, producido por falta de resolución espacial en las medidas.

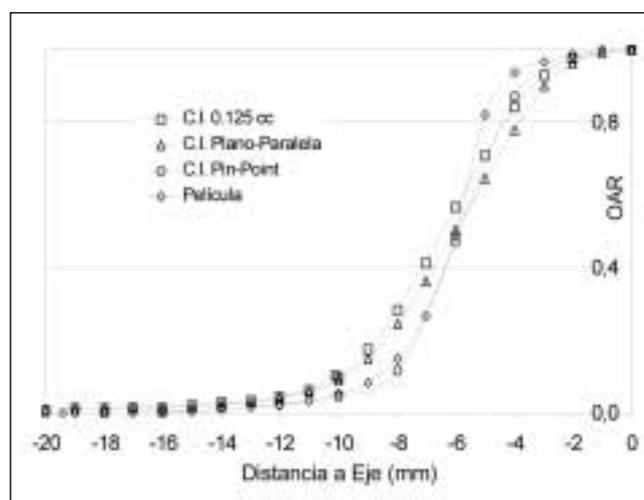


Fig. 5. Semiperfiles de dosis obtenidos con los cuatro sistemas de detección para el cono de 12,5 mm.

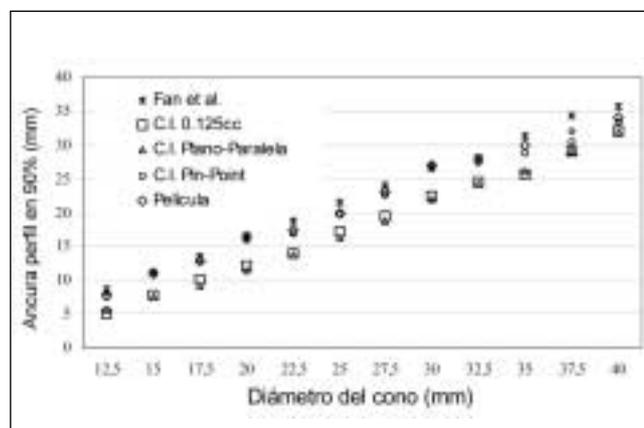


Fig. 6. Anchura del perfil en la región del 90% de dosis. Resultados comparativos de los cuatro sistemas de detección y los publicados por Fan et al.

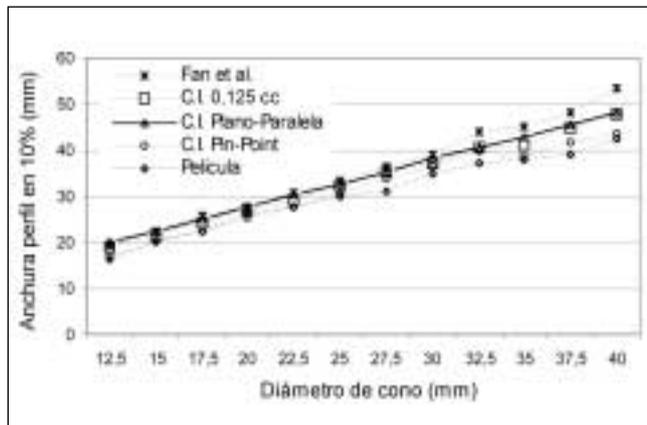


Fig. 7. Ancho del perfil en la región del 10% de dosis. Resultados comparativos de los cuatro sistemas de detección y los publicados por Fan et al.

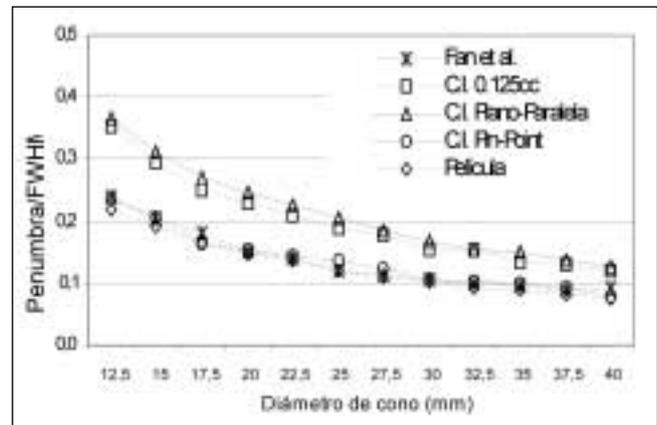


Fig. 8. Razón tamaño de la penumbra / FWHM. Resultados comparativos de los cuatro sistemas de detección y los publicados por Fan et al.

Sin embargo, los valores obtenidos con la cámara pin-point y la película son sustancialmente superiores a los anteriores (2-4 mm), entre ambos detectores las diferencias son del 2-4%. Estos resultados coinciden con los publicados por Fan et al.³, que presenta en general anchuras ligeramente más elevadas, entre 1 y 2 mm respecto a los resultados con películas.

La anchura de los perfiles en la región del 10% de dosis (Fig. 7) muestra valores más elevados con las cámaras de 0,125 cm³ y plano-paralela, lo cual indica un ensanchamiento artificial de perfil sobre todo en los conos de menor diámetro. Así, entre la cámara de 0,125 cm³ y la película se observan diferencias entre un 5 y 12%, y entre la primera y la cámara pin-point las discrepancias oscilan en el 5 y 8%. En los conos $\geq 32,5$ mm, los valores publicados por Fan et al.³ son más elevados, tal vez debido a las características propias del sistema de colimación del acelerador.

A partir de las anchuras de los perfiles en las regiones del 20 y 80%, y también del 10 y 90%, se determinaron las penumbras con los cuatro sistemas de detección. En los sistemas de radiocirugía estereotáctica, el tamaño de la penumbra viene determinado por dos contribuciones: la penumbra geométrica, que varía con el tamaño del punto focal y la posición de los colimadores secundarios (conos) y la penumbra de radiación, dependiente de la energía y del diámetro de campo. Respecto al primer fac-

tor, los conos circulares se sitúan a corta distancia del isocentro (CID=25 cm o menos) con la finalidad de reducir el tamaño de las penumbras, aunque se ha observado en 6 MV, que variaciones importantes en CID (entre 20-40 cm) producen efectos despreciables sobre las penumbras⁴. Por tanto, la penumbra de radiación es el factor dominante sobre el tamaño final de las penumbras⁸.

En la Tabla 1 se muestran los resultados para los conos de 12,5, 27,5 y 40 mm de diámetro. Estos indican que las cámaras de 0,125 cm³ y plano-paralela presentan tamaños de penumbra significativamente más elevados que los medidos con la cámara pin-point y la película. En la penumbra (20-80%) los valores obtenidos con las dos primeras cámaras de ionización son superiores entre 1,5 y 2 mm, mientras que en la penumbra (10-90%) las diferencias aumentan hasta 2,5 - 3 mm, respecto a las penumbras obtenidas con película. En la totalidad de los conos se observa que, la penumbra (10-90%) es 1,6 veces superior a la penumbra (20-80%) y en general, la anchura de la penumbra aumenta muy suavemente con el diámetro del cono.

Una vez obtenidas las penumbras y las semianchuras de los perfiles (FWHM) se calculó la razón penumbra-FWHM (Fig. 8), indicativo del ensanchamiento del perfil respecto a su semianchura. Los resultados se dividen en dos grupos en función del diámetro interno colector del detector. Así, los valores obtenidos con la cámara pin-point y la película descienden suavemente desde 0,16 a

Tabla 1. Tamaño de las penumbras para los conos de 12,5, 27,5 y 40 mm, obtenidas con los cuatro sistemas de detección.

Detector	Cono 12,5 mm		Cono 27,5 mm		Cono 40 mm	
	Penumbra (20-80%) (mm)	Penumbra (10-90%) (mm)	Penumbra (20-80%) (mm)	Penumbra (10-90%) (mm)	Penumbra (20-80%) (mm)	Penumbra (10-90%) (mm)
C.I. 0,125 cm ³	4,42	6,88	5,01	7,95	4,87	7,79
C.I. Plano-paralela	4,58	7,14	5,21	8,32	5,15	8,23
C.I. Pin-point	2,96	4,71	3,48	5,64	3,23	5,18
Película XV-2	2,72	4,32	3,08	5	3,04	4,83

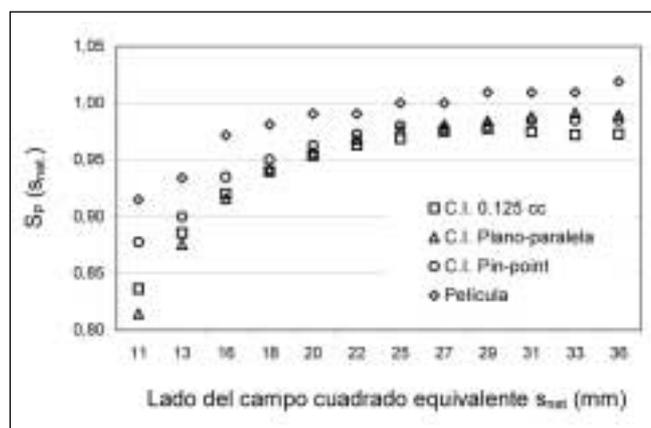


Fig. 9. Factor de dispersión del maniquí $SP(s_{net})$. Resultados obtenidos con los cuatro sistemas de detección.

0,08 entre los conos de 17,5 y 40 mm, estos resultados son coincidentes con los presentados por Fan et al.³ (diferencias entre un 1 y 2%). En los conos más pequeños se produce un aumento brusco de la razón hasta un valor de 0,24, debido a la mayor contribución de la penumbra, ya que el diseño y la localización de los conos hacen que ésta varíe lentamente con el diámetro del campo. Por otro lado, las cámaras de 0,125 cm³ y plano-paralela muestran resultados del orden de 1,6 veces superiores a los anteriores en todos los conos, indicativo del grado de ensanchamiento artificial que presentan los perfiles medidos con éstos detectores.

FACTORES DE DISPERSIÓN

Los factores de dispersión del maniquí $[SP(s_{net})]$, obtenidos para los campos cuadrados equivalentes de lado s_{net} , con los cuatro tipos de detectores utilizados se presentan en la Figura 9. En general, $SP(s_{net})$ aumenta con el tamaño del campo, un 12% entre los campos extremos. Para campos de $s_{net} \geq 1,8$ mm, los resultados están de acuerdo dentro del 1%, por lo que puede ser determinado de forma precisa con las tres cámaras de ionización. Las diferencias más elevadas se observan en campos de $s_{net} = 1,1$ y 1,3 mm, donde las cámaras de 0,125 cm³ y plano-paralela muestran infraestimación del factor, entre un 2 y 5% y un 3 y 7% respectivamente, respecto a los resultados de la cámara pin-point. La infraestimación de $SP(s_{net})$ se debe a elevados gradientes de dosis presentes en el volumen sensible de las cámaras, que aparecen especialmente en medidas sobre campos pequeños con detectores de elevado diámetro colector¹⁸.

Por otro lado, las películas presentan resultados superiores, debido a problemas de sobreestimación ya descritos en la introducción⁵. Así, respecto a los valores obtenidos con la cámara pin-point, las películas muestran diferencias entre un 2 y 3 % en campos de $s_{net} \geq 20$ mm y un 4% en los más pequeños.

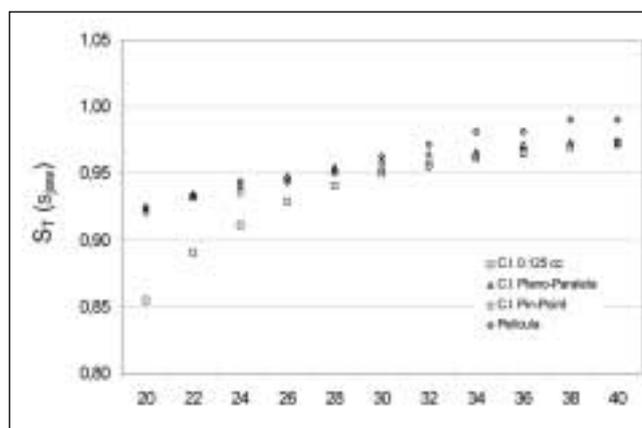


Fig. 10. Factor de dispersión total $ST(s_{jaw})$. Resultados obtenidos con los cuatro sistemas de detección.

Los factores de dispersión total $[ST(s_{jaw})]$ medidos para pequeños campos cuadrados de lado s_{jaw} en los colimadores del acelerador, se muestran en la Figura 10. Los resultados obtenidos con las cámaras plano-paralela, pin-point y película muestran buen acuerdo en todos los tamaños de campo, con diferencias máximas entre el 1 y 2%. La cámara de 0,125 cm³ presenta valores coincidentes ($\leq 1\%$) con el resto de detectores en campos $\geq 28 \times 28$ mm², en campos más pequeños los resultados son inferiores entre un 2 y 7%. La cámara plano-paralela presenta menos problemas de infraestimación que la cámara de 0,125 cm³ en los campos cuadrados más pequeños, tal vez debido a la reducción del desequilibrio electrónico lateral producido por dos factores: la contribución de electrones secundarios de los colimadores y que presenta un menor volumen sensible de detección (0,055 cm³).

A partir de los factores de dispersión anteriores se calculó el factor de dispersión de los colimadores $[SC(s_{jaw})]$, que describe la influencia sobre la dosis del haz dispersado en el cabezal del acelerador, para diferentes campos cuadrados equivalentes de lado s_{jaw} (Tabla 2). Tal como

Tabla 2. Factor de dispersión del colimador $[SC(s_{jaw})]$ obtenido con los cuatro sistemas de detección.

Tamaño del campo en los colimadores primarios s_{jaw} (mm)	C.I. Pin-point 0,015 cm ³	C.I. Plano-paralela 0,055 cm ³	C.I. cilíndrica 0,125 cm ³	Película Kodak XV-2
20	0,9609	0,9621	0,8965	0,936
22	0,9622	0,9630	0,9260	0,939
24	0,9599	0,9644	0,9429	0,943
26	0,9673	0,9670	0,9574	0,940
28	0,9682	0,9696	0,9675	0,947
30	0,9692	0,9725	0,9754	0,954
32	0,9702	0,9755	0,9804	0,962
34	0,9772	0,9764	0,9857	0,970
36	0,9777	0,9812	0,9898	0,970
38	0,9827	0,9828	0,9933	0,978
40	0,9841	0,9831	0,9961	0,978

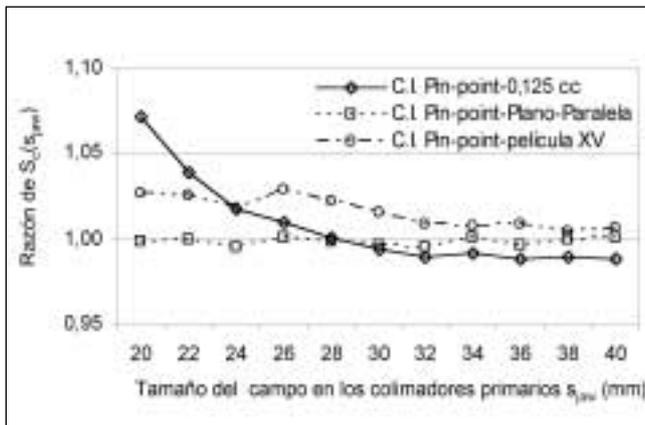


Fig. 11. Razón del factor de dispersión del colimador $SC(s_{jaw})$ obtenido con la cámara pin-point y el resto de detectores.

indican otros autores^{15,16}, se observa que el factor $SC(s_{jaw})$ aumenta muy lentamente con el tamaño de campo, un 2% en los valores obtenidos con las cámaras plano-paralela y pin-point, y un 5% con película.

En la Figura 11 se muestran las razones del factor de dispersión de los colimadores $[SC(s_{jaw})]$ entre la cámara pin-point y el resto de los sistemas de detección. Las mayores discrepancias aparecen con la cámara de 0,125 cm³ y la película. La primera presenta infraestimación entre un 2 y 7% en campos de $s_{jaw} < 28$ mm, en campos mayores las diferencias están dentro de la incertidumbre asociada a las medidas. Las películas muestran infraestimación del factor calculado $SC(s_{jaw})$, debido a los problemas de sobreestimación asociados a las medidas del factor $SP(s_{net})$, así en tamaños de $s_{jaw} \leq 30$ mm aparecen diferencias de un 2 y 3%. Finalmente, debemos destacar la gran similitud de resultados obtenidos con las cámaras plano-paralela y pin-point, con diferencias $< 1\%$ en todos los tamaños de campo.

Conclusiones

Utilizando diferentes sistemas de detección disponibles, se ha presentado el análisis comparativo de resultados obtenidos en la determinación de distintos parámetros dosimétricos, necesarios en la calibración de un sistema de radiocirugía estereotáctica intracraneal que contempla la colimación asimétrica de pequeños conos circulares (diámetros entre 12,5 y 40 mm), mediante el movimiento independiente de los cuatro colimadores del acelerador.

Las curvas de TMR se midieron con las tres cámaras de ionización, en el conjunto de los conos, se observa un ligero aumento de $d_{máx.}$ (6 mm) con el diámetro del campo. En la región de "build-up", las cámaras plano-paralela y pin-point muestran resultados similares (diferencias $\leq 3\%$), mientras que la cámara de 0,125 cm³ presenta in-

fraestimación del rendimiento, sobre todo en los conos más pequeños. Sin embargo a elevadas profundidades, el rendimiento aumenta con el tamaño del cono, y los resultados obtenidos con las tres cámaras de ionización son coincidentes (diferencias aproximadas de un 2%). La cámara de ionización más adecuada en la medida de TMR es la pin-point.

En los perfiles de dosis, se estudió la respuesta de los detectores en distintas regiones de interés, se analizaron los resultados de las penumbras y se han comparando los resultados con los obtenidos por otros autores (Fan et al.³), ya que disponen en su estudio de similar sistema de radiocirugía intracraneal.

Las cámaras cilíndrica de 0,125 cm³ y plano-paralela presentan las desviaciones más elevadas, debido a problemas de resolución espacial asociados al elevado diámetro interno colector de ambos detectores, En la región del 90% se observa un estrechamiento de los perfiles, especialmente en los conos más pequeños. Sin embargo la cámara pin-point y la película, muestran anchuras superiores en ésta región, ya que disponen de diámetros colectores mucho más pequeños, diferencias entre ambos detectores 3-5%, En la región del 10%, las cámaras cilíndrica de 0,125 cm³ y plano-paralela presentan un ensanchamiento artificial, las diferencias entre éstas cámaras y el resto de detectores, son más elevadas en los conos de menor diámetro (entre un 5 y 7%) y en los más grandes (hasta un 10%).

Se han determinado los tamaños de las penumbras en las regiones del 20 y 80 % y del 10 y 90%. En general, los tamaños de las penumbras aumentan ligeramente con el diámetro del cono. Los valores obtenidos con las cámaras cilíndrica de 0,125 cm³ y plano-paralela son significativamente superiores a los medidos con la cámara pin-point y la película. Se ha calculado también, la razón penumbra-FWHM, las cámaras con mayor diámetro interno colector, presentan resultados en todos los conos aproximadamente 1,6 veces superiores a los obtenidos con el resto de detectores, lo cual es indicativo del grado de ensanchamiento artificial que presentan los perfiles.

Los sistemas de detección que presentan mayor resolución espacial, en la medida de perfiles y determinación de las penumbras, son la cámara pin-point y la película.

En las medidas del factor de dispersión del maniquí $[SP(s_{net})]$, las cámaras cilíndrica de 0,125 cm³ y plano-paralela presentan infraestimación del factor en campos de $s_{net} = 1,1$ y 1,3 mm, producido por elevados gradientes de dosis en el volumen sensible de las cámaras, especialmente en medidas sobre campos pequeños. Las películas muestran problemas de sobreestimación, causado por la reducción de desequilibrio electrónico lateral.

Respecto al factor de dispersión total de los colimadores $[ST(s_{jaw})]$, las medidas realizadas con las cámaras plano-paralela, pin-point y la película muestran resultados coincidentes, en la cámara de 0,125 cm³ aparecen discrepancias $\leq 1\%$ en campos $\geq 28 \times 28$ mm². Por últi-

mo, en el factor de dispersión de los colimadores [$S_C(s_{jaw})$], los valores obtenidos con las cámaras plano-paralela y pin-point son coincidentes en todos los tamaños de campo, sin embargo la cámara de $0,125 \text{ cm}^3$ presenta problemas de infraestimación en campos de $s_{jaw} < 28 \text{ mm}$, mientras que las películas muestran las mayores discrepancias en campos de $s_{jaw} \leq 30 \text{ mm}$.

En la determinación del factor $S_P(s_{net})$, el detector que parece mostrar menores problemas de desequilibrio electrónico lateral es la cámara pin-point, mientras que en las medidas de $S_T(s_{jaw})$ y estimación de $S_C(s_{jaw})$ ésta cámara junto con la cámara plano-paralela se muestran como los detectores más adecuados.

Referencias

1. Wierzbicki W, Bissonntte JP. Trimmed radiosurgical fields. *Med Dosim* 1994; 24 (2), 129 - 133.
2. Bellerive MR, Kooy HM, Loeffler JS. Linac radiosurgery at the joint center for radiation therapy. *Med Dosim* 1998; 23 (3): 187 - 199.
3. Fan CJ, Devanna WG, Leybovich LB, Kurup RG, Hopkins BJ, Melian E. Dosimetry of very-small (5 -10 mm) and small (12.5 - 40 mm) diameter cones and verification for radiosurgery with 6 MV X-ray beams. *Stereotact Funct Neurosurg* 1997; 67: 183 - 197.
4. Serago CF, Houdek PV, Hartmann GH, Saini DS, Serago ME, Kaydee A. Tissue maximum ratios (and other parameters) of small circular 4, 6, 10, 15 and 24 MV x-ray beams for radiosurgery. *Phys Med Biol* 1992; 37 (10): 1943 - 1956.
5. Heydarian M, Hoban PW, Beddoe AH. A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery. *Phys Med Biol* 1996; 41: 93 - 110.
6. Ron Zhu X, Allen JJ, Shi J, Simon WE. Total scatter factors and tissue maximum ratios for small radiosurgery fields: Comparison of diode detectors, a parallel-plate ion chamber, and radiographic film. *Med Phys* 2000; 27 (3): 472 - 477.
7. Beddar AS, Mason DJ, O'Brien PF. Absorbed dose perturbation caused by diodes for small field photon dosimetry. *Med Phys* 1994; 21 (7): 1075 - 1079.
8. Thomas SJ. Factors affecting penumbral shape and 3D dose distributions in stereotactic radiotherapy. *Phys Med Biol* 1994; 39: 761 - 771.
9. Wierzbicki W, Sixel KE, Podgorsak EB. An analytical representation of radiosurgical depth-dose data. *Phys Med Biol* 1993; 38: 1351 - 1358.
10. Bjarngard, et al. A note on equivalent circles, squares and rectangles. *Med Phys* 1982; 9: 258 - 260.
11. Chang K, Yin F, Nie K. The effect of detector size to the broadening of the penumbra a computer simulated study. *Med Phys* 1996; 23 (8): 1407 - 1411.
12. Higgins PD, Sibata CH, Siskind L, Sohn JW. Deconvolution of detector size effect for small field measurement. *Med Phys* 1995; 22: 1663 - 1666.
13. Lam CF. A new sigmoidal function describing the small field dose profile data from a linear accelerator. *Med Phys* 1995; 22 (5): 543 - 547.
14. Kron T, Elliot A, Metcalf P. The penumbra of a 6-MV x-ray beam as measured by thermoluminescent dosimetry and evaluated using an inverse square root function. *Med Phys* 1993; 20: 1429 - 1438.
15. Murray B, McClean B, Field C. Output factors for fields defined by four independent collimators. *Med Phys* 1995; 22 (3): 285 - 290.
16. Haider TK, El-Khatib EE. Measurements of phantom scatter factors for small field sizes in high energy x-rays. *Med Phys* 1994; 21 (5): 663 - 666.
17. Sixel KE, Podgorsak EB. Buildup region of high-energy x-ray beams in radiosurgery. *Med Phys* 1993; 20 (3): 761 - 764.
18. Rustgi SN, Frye DMD. Dosimetric characterization of radiosurgical beams with a diamond detector. *Med Phys* 1995; 22 (12): 2117 - 2121.

Verificación y consideraciones en la determinación semiautomática de volúmenes en resonancia magnética

G. Rey*, W. Cabrera*, J. Gutiérrez*, J. Burcazo**, R. Martínez**, J. Álvarez-Linera***

*Unidad de Física Médica. **Unidad de Neurocirugía Funcional. ***Unidad de Diagnóstico por Imagen. Hospital Ruber Internacional. Madrid.

Resumen

Se presentan las comprobaciones de un programa de cálculo automático de volúmenes, basado en la elección de una curva de nivel de luminosidad, para ser utilizado preferentemente con imágenes de resonancia magnética. Se ha utilizado un maniquí compuesto por frascos de volumen conocido. Se discuten los problemas que encierra la volumetría de imágenes con contraste y la necesidad de elegir un umbral adecuado. Salvados estos requisitos el acuerdo entre los valores calculados y los reales es muy bueno (<1%). Finalmente se relacionan las aplicaciones de este tipo de programas especialmente en el seguimiento de las lesiones tratadas con radiocirugía.

Abstract

The test of a program of automatic calculation of volumes based on the election of a curve of level of brightness, to be used preferably with images of magnetic resonance, is presented. A phantom made with flasks of well-known volume has been used. The problems related with the evaluation of volumes of images with contrast and the necessity of choosing an appropriate threshold is discussed. Saved these requirements the agreement between the calculated values and the real ones is very good (<1%). Finally applications of this type of programs especially in the pursuit of the lesions tried with radiosurgery are considered.

Introducción

Para hacer un seguimiento de la evolución de tumores intracraneales de crecimiento lento (meningiomas, neurinomas etc.) y de los que hayan precisado una extirpación quirúrgica o un tratamiento con radiocirugía, se requiere una cuidadosa determinación de sus volúmenes en las sucesivas exploraciones radiológicas¹. Por lo tanto, al hacer los estudios de la evolución de un tumor de estas características, es conveniente realizar cuidadosas volumetrías que permitan conocer si el procedimiento radioquirúrgico está siendo (o no) efectivo, al igual que valorar la evolución de los restos tumorales después de una extirpación incompleta.

Habitualmente los radiólogos valoran el crecimiento de un proceso expansivo por el desplazamiento de estructuras anejas o basándose en la medida de sus diámetros máximos. Este último método es impreciso, pues es difícil reproducir el posicionamiento de la cabeza en estudios sucesivos y un pequeño error en la determinación de uno de los tres ejes puede conducir a un error muy superior en la determinación del volumen².

Aunque en ciertos casos es suficiente una tomografía axial (TAC)³, este procedimiento diagnóstico ha sido relegado⁴ por la superior resolución de la resonancia magnética (RM) que permite una mejor definición entre el tejido normal y el tumoral. Además, estas diferencias entre tejidos pueden realizarse, no sin reparos⁵, mediante la inyección intravenosa de un contraste (gadolinio) que al extravasarse dentro del tumor puede hacer que la señal se incremente. Sin embargo, este incremento puede suponer, si no se elige una ventana adecuada de visualización, que el tumor parezca uno o dos píxeles más grueso de lo que es en realidad, al incluir (o no) como tumoral la imagen del borde a la que aporta su valor tanto el contorno (brillante) del tumor, como los tejidos circundantes (que brillan menos). Este efecto recibe el nombre de *contribución del volumen parcial*⁶. De esta forma si estamos utilizando una imagen con un tamaño de píxel de 1 mm que muestra un cilindro de 20 mm de diámetro por 30 de longitud, podemos encontrarnos con discrepancias del 20%, si incluimos o no el píxel frontera.

En la presente publicación presentamos las verificaciones de un programa de cálculo semiautomático STE-

RONAUTA^{®b}, que delimita el contorno externo del tumor para cada uno de los cortes que componen una serie de imágenes mediante el procedimiento denominado *segmentación volumétrica*^{7,8}. En la presente publicación mostramos las verificaciones e incluimos criterios para conseguir medidas exactas y lo que es más importante, poder realizar medidas comparables en el tiempo para poder seguir la evolución volumétrica y morfológica de los tumores. Existen muchos procedimientos de mayor o menor capacidad de automatización, que llevan a cabo determinaciones volumétricas de estructuras intracerebrales^{9,10}. El programa comprobado permite trabajar en el entorno de un ordenador personal a partir de imágenes obtenidas directamente de la Resonancia Magnética.

Por otra parte, estos procedimientos de medida son cada vez más necesarios en otras patologías, como valoración de enfermedades degenerativas cerebrales: p. ej.: la esclerosis en placas^{11,12} y en los estudios funcionales: RM funcional, PET, SPECT^{13,14}.

Material y métodos

Hemos utilizado el maniquí que empleamos para determinar la distorsión en un equipo de RM (MR Phantom. Elekta AB Suecia). Se ha retirado la parrilla tridimensional de segmentos de plástico, utilizada en la determinación de la distorsión, y puesto en su lugar cuatro frascos iguales, dos a dos, rellenos de una solución de sulfato de cobre al 0,5% (densidad 1) que muestra un notable contraste en la RM con el agua con el que rellenos el maniquí (Figura 1).

Los frascos mayores tenían una forma irregular y un volumen de $22,2 \pm 0,2$ cc, los pequeños eran viales cilíndricos de $11,5 \pm 0,2$ cc.

Se llevaron a cabo diferentes resonancias magnéticas con el maniquí posicionado de forma que el plano del marco fuera perpendicular al eje de la máquina (como se dispone cuando se trata un paciente). Se realizó un estudio 3-D en T1, con 148 secciones de 1,6 mm de espesor, matriz de 256×256 siendo los píxeles de 1,13 mm de lado. Los cortes originales eran axiales, por ser éstos los de menor distorsión.

^a Las imágenes que observamos corresponden en realidad a una rodaja de un cierto espesor. Es posible que el volumen observado exista en una de las caras de la rodaja pero no en la otra, estas zonas se denominan "volúmenes parciales". En otras palabras, que en el voxel observado exista más de un tipo de tejido.

En español se denomina impropriadamente "corte", en inglés se denomina "slice" que corresponde a rodaja, nosotros nos referiremos a ese paralelepípedo con el nombre de corte a sabiendas de que tiene tres dimensiones, una de ellas notablemente menor a las otras dos

^b STERONAUTA (Neuronautas S.L.) es un producto sanitario del tipo IIb con certificado CE otorgado por el Organismo Notificado Dirección General de Farmacia y Productos Sanitarios del Ministerio de Sanidad y Consumo. (www.steronauta.com)



Fig. 1. Maniquí montado sobre un marco estereotáxico y los frascos en su interior.

Los frascos se dispusieron de forma que no fuera posible visualizarlos de la misma manera en ningún corte ortogonal (axial, coronal, sagital) (Figura 2).

Se ubicaron en contacto con la pared del maniquí, y en diferentes situaciones con respecto al marco estereotáxico, de forma que pudiéramos valorar la distorsión debida al cambio repentino de medio (aire-plástico-agua) y a la presencia del marco de aluminio. Se midieron los cuatro volúmenes en el corte axial (original).

Procedimiento de medida y algoritmo de cálculo:

En la visualización, el programa STERONAUTA[®] permite seleccionar la ventana de contraste más adecuada para ver la imagen (Figura 3). En nuestro cometido es conveniente que el programa nos permita reproducir la ventana en cualquier momento para lo cual debe propor-

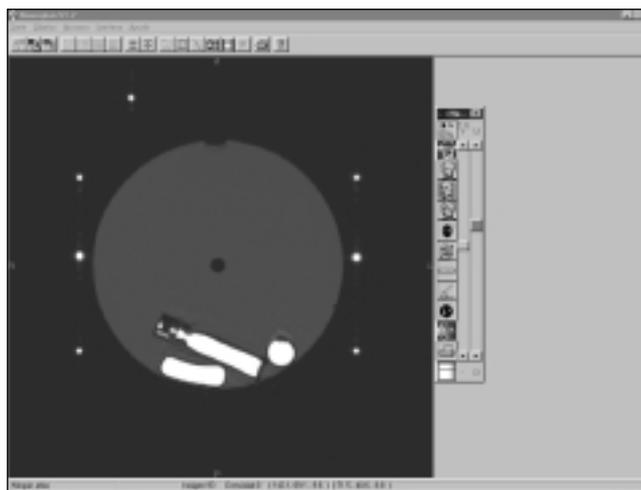


Fig. 2. Disposición de los frascos en el interior del maniquí en un corte axial (original). Obsérvese la presencia de una pequeña burbuja en el vial de la derecha.

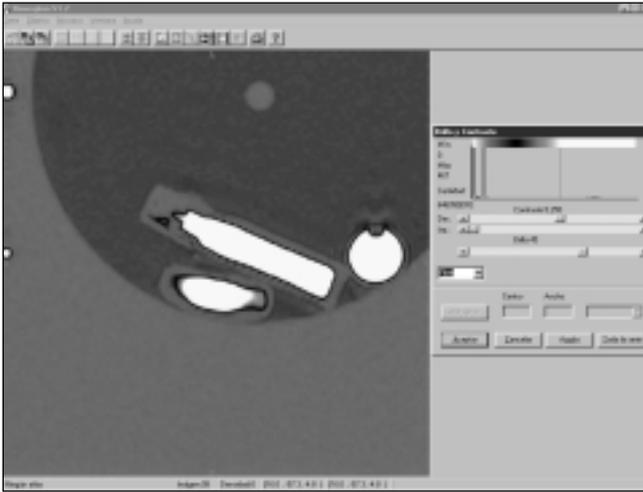


Fig. 3. Elección de la ventana que visualiza los volúmenes parciales. Utilizamos una paleta que los muestra en rojo.

cionar los parámetros: valor de la intensidad de píxel de la imagen bruta (raw data), por debajo del cual le atribuiremos el color negro (valor mínimo) en pantalla y valor de la intensidad de píxel de imagen, a partir del cual consideraremos el color blanco (valor máximo). (Extremos del espectro visualizado).

Los valores entre los citados extremos los representaremos con los espectros de grises (o colores si usamos la paleta adecuada) (Figura 3).

A continuación si deseamos medir un volumen, el programa nos ofrece un diálogo para que se se puedan elegir las curvas de nivel que a nuestro juicio, se ajustan mejor al contorno de los frascos (Figura 4). Esta curva de nivel también debe ser reproducible para cualquier otro volumen. Para seleccionar la mejor curva de nivel nos dirigiremos a un corte que muestre un debilitamiento de señal

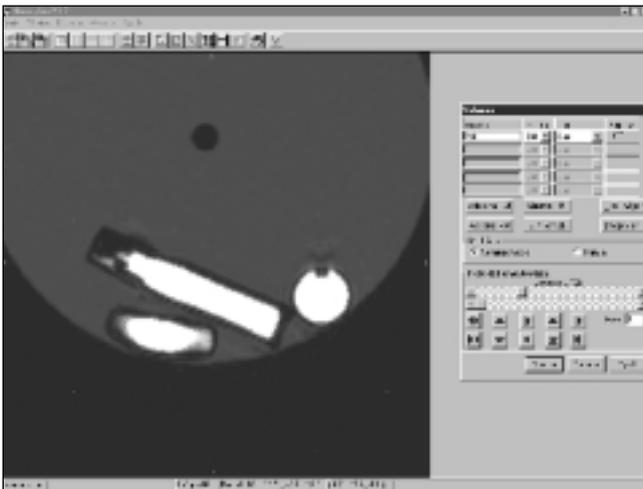


Fig. 4. Elección de la curva de nivel que mejor se ajusta al borde del frasco.

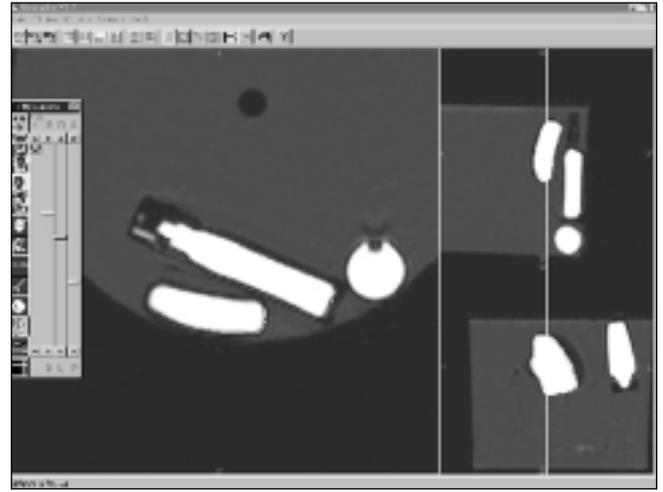


Fig. 5. Dibujo del frasco 2 (el que señala la cruz) y sus proyecciones. Obsérvese en la proyección inferior derecha la representación del volumen parcial como nube de puntos.

paulatino entre el medio (agua) y la zona brillante (significa que hay un volumen parcial del volumen en la mitad del corte). Siempre podremos reproducir esa curva de nivel, mediante el parámetro que identifica la curva a nivel.

En nuestro ejemplo, (con sulfato de cobre) hemos apreciado que la curva de nivel correspondiente a una señal de 100, proporciona valores volumétricos perfectamente acordes con los reales.

Nuestra labor se limita (semiautomatismo) a pulsar dentro del área contenida en la curva de nivel. A continuación el programa calcula el área delimitada, contando los píxeles que contiene ésta y multiplicándolos por la superficie del píxel. Este cálculo lo realiza para cada una de las áreas que integran el volumen. Por último, se multiplica cada área calculada por la semidistancia que hay entre el corte donde se encuentra dicha área y los cortes que contienen las áreas colindantes. Con las áreas extremas se realiza el mismo procedimiento, pero al contener sólo un área colindante, se multiplica por la mitad del espesor del corte (thickness). Finalmente el programa suma todos los volúmenes obtenidos para dar el valor del volumen total.

Resultados

Además de los parámetros de luminosidad ajustados hemos de considerar el factor de magnificación de la imagen. En efecto, el algoritmo de interpolación no guarda un equilibrio perfecto en la distribución de las señales y cuando se trata de colocar el umbral puede ser que se modifique, en más o en menos, las dimensiones del objeto.

Los volúmenes calculados con las curvas de nivel que subjetivamente mejor se han ajustado a los bordes de los contenedores, sobre un valor máximo de alrededor del

350 para el interior de éstos y utilizando un factor de magnificación de 260%, han sido:

	Volumen (mm ³)	Valor de la curva de nivel	Diferencia con volumen real (%)
Vial 1: Corte axial	11,16	100	b <1%
Vial 2: Corte axial	11,340	70	<1%
Frasco 1: Corte axial	22,688	100	<1%
Frasco 2: Corte axial	22.489	100	<1%

Evidentemente cuando se han hecho medidas con otros niveles de contraste, los valores han diferido notablemente.

Así, el frasco 1 en axiales con un contraste de 0,350 y una curva de nivel 175 en que prácticamente no se ha saturado la imagen, puesto que el valor absoluto que tiene la señal dentro del frasco es de 350, la medida del volumen ha sido 20,245 cc (8% de error). Por otra parte saturando la imagen al elegir un nivel 60 el volumen es 24,832 cc (error de casi el 12%).

Discusión

Por ahora, y en espera de los perfeccionamientos de las técnicas de imagen, existe una imprecisión (no mensurable e inevitable) para delimitar con exactitud el contorno real de procesos expansivos intracraneales que requieren contraste en un estudio con RM, a causa de:

- la movilidad del sujeto durante la exploración
- la irregularidad anatómica de la propia lesión, el volumen, su complejidad morfológica, la diversidad estructural de los tejidos circundantes, etc...
- la metodología empleada: ventanas, cantidad de contraste, tiempo de la exploración respecto al momento de la inyección del contraste, posición del paciente, etc...

En el caso de que nos suministren imágenes en que no sea posible garantizar la homogeneidad en el procedimiento, es posible obtener un valor de referencia a partir de una estructura anatómica normal y en la que se supone no hay cambios en el tiempo, (p.ej: diámetros de la arteria carótida o arteria basilar, distancia entre comisura anterior y comisura posterior).

Podemos razonablemente aceptar que estos factores, no siempre controlables, puedan significar un error de un 5-10 %, del volumen real de la lesión. A partir de este margen de error, el control de la evolución biológica de una lesión intracraneal puede hacerse con la exactitud necesaria para garantizar la decisión terapéutica a tomar, que es, en definitiva, el objetivo final de toda técnica de diagnóstico de imagen.

De esta forma, si se realizan los estudios de imagen en igualdad de condiciones, es posible llevar a cabo comparaciones volumétricas, en las que los factores ajenos al proceso en estudio tengan el menor peso posible.

Consideramos que cualquier programa utilizado para determinar volúmenes a partir de imágenes reconstruidas (RM o TAC) debe ser verificado experimentalmente, pues si bien los algoritmos de cálculo son impecables, las indeterminaciones de las imágenes y los errores de los procedimientos de selección de los contornos deben ser bien conocidos, con objeto de que no se extraigan conclusiones erróneas sobre los resultados de un tratamiento.

En definitiva, los programas de evaluación de volumen deben permitir con gran fiabilidad:

1º Determinar el volumen de una lesión expansiva (evolutiva), utilizando imágenes RM, en las condiciones habitualmente empleadas en la mayoría de los centros especializados.

2º Comparar las modificaciones morfológicas de la lesión, consecuencia de los distintos vectores de crecimiento que aparecen en el proceso de su desarrollo, basándose en sistemas de coordenadas intrínsecos del cerebro (landmarks).

3º Finalmente es conveniente que permita conocer todos los parámetros que han conducido a la determinación de la frontera del volumen, esencialmente los extremos de la ventana de visualización y el valor de la señal correspondiente a la curva que delimita el tumor.

Conclusiones

Presentamos un método de verificación de un procedimiento de cálculo semiautomático de volúmenes en RM.

Consideramos que todo programa debe ser contrastado experimentalmente para valorar el peso de todos los factores que influyen en el resultado final.

Los procedimientos de cálculo de volumen son particularmente útiles para medir los cambios volumétricos en la evolución de tumores intracraneales. Para que los resultados sean lo más exactos posibles, deben realizarse estudios de RM de características similares: secuencia de pulsos, espesor del corte, espaciado. Es deseable medir los volúmenes con la misma curva de nivel o, al menos, de forma que dicho nivel sea una fracción conocida del valor medio de la intensidad de señal dentro del tumor¹⁵. De esta forma si bien no se puede asegurar que el volumen tumoral medido coincide con el real, sí podremos hablar con exactitud de la variación temporal de esa magnitud.

Referencias

1. Vaidyanathan M, Clarke LP, Hall LO et al. Monitoring brain tumor response to therapy using MRI segmentation. Magn Reson Imaging 1997; 15(3):323-34.
2. Taphoorn MJ, Potman RA, Barkhof F, et al. Quantitative computer-assisted analysis vs. visual estimation of MR imaging response of brain metastases to radiotherapy. Magn Reson Imaging 1997; 15(1):99-106.

3. Mahaley MS Jr, Gillespie GY, Hammett R. Computerized tomography brain scan tumor volume determinations. Sensitivity as an objective criterion of response to therapy. *J Neurosurg* 1990; 72(6):872-8.
4. Schellinger PD, Meinck HM, Thron A. Diagnostic accuracy of MRI compared to CCT in patients with brain metastases. *J Neurooncol* 1999; 44(3):275-81.
5. Abdullah ND, Mathews VP. Contrast issues in brain tumor imaging. *Neuroimaging Clin N Am* 1999; 9(4):733-49.
6. Gonzalez Ballester MA, Zisserman A, Brady M. Segmentation and measurement of brain structures in MRI including confidence bounds. *Med Image Anal* 2000; 4(3):189-200.
7. Gibbs P, Buckley DL, Blackband SJ, Horsman A. Tumour volume determination from MR images by morphological segmentation. *Phys Med Biol* 1996; 41(11):2437-46.
8. Peck DJ, Windham JP, Emery LL, Soltanian-Zadeh H, Hearshen DO, Mikkelsen T. Cerebral tumor volume calculations using planimetric and eigenimage analysis. *Med Phys* 1996; 23(12):2035-42.
9. P.K. Sahoo SSaAKCW. A survey of thresholding techniques. *Computer Vision, Graphics, and Image Process-ing* 1988; 41:233-60.
10. Byrum CE, MacFall JR, Charles HC, et al. Accuracy and reproducibility of brain and tissue volumes using a magnetic resonance segmentation method. *Psychiatry Res* 1996; 67(3):215-34.
11. B. Johnston MSABMaMA. Segmentation of multiple sclerosis lesions in intensity corrected multispectral MRI. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 1996; 15(2):154-69.
12. Weis S, Weber G, Neuhold A, Rett A. Down syndrome: MR quantification of brain structures and comparison with normal control subjects. *AJNR Am J Neuroradiol* 1991; 12(6):1207-11.
13. Bekkelund SI, Pierre-Jerome C, Winther J, Mellgren SI. Relationship between brain structure sizes and performing rapid limb movements. A quantitative magnetic resonance study. *Eur Neurol* 1999; 42(4):185-9.
14. Nopoulos P, Flaum M, O'Leary D, Andreasen NC. Sexual dimorphism in the human brain: evaluation of tissue volume, tissue composition and surface anatomy using magnetic resonance imaging. *Psychiatry Res* 2000; 98(1):1-13.
15. Scheib SG, Gianolini S, Haller D, Wellis GN, Siegfried J. VOLU-MESERIES: a software tool for target volume follow-up studies with computerized tomography and magnetic resonance imaging. Technical note. *J Neurosurg* 2000; 93 Suppl 3:203-7.

Determinación de la exactitud en la reconstrucción espacial de implantes en braquiterapia

F. Manzano, J. Pérez-Calatayud, V. Carmona, F. Lliso, I. Torres

Sección de Radiofísica en Radioterapia. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital La Fe. Valencia.

Dado el alto gradiente de dosis existente, la reconstrucción espacial de fuentes y puntos influye, lógicamente, de forma notoria en la precisión final de la dosimetría clínica en braquiterapia (BT). De ahí que la verificación de la misma sea un aspecto imperativo recogido en todas las recomendaciones ampliamente aceptadas.

Existe en el mercado un maniquí específico diseñado a tal fin¹, consistente en un cubo de metacrilato formado por seis láminas idénticas de 20 mm de espesor. Cada lámina lleva insertadas, en la superficie de una de sus caras, cinco esferas de 2 mm de diámetro cuya posición se conoce con gran precisión: $\pm 0,1$ mm (1 SD).

Este maniquí está siendo estudiado para su uso extensivo en Europa, conjuntamente con un maniquí para la evaluación dosimétrica, de manera que pueda hacerse un test de la reconstrucción geométrica de cada centro y técnica, por método postal, al igual que actualmente se realiza en el campo de la Radioterapia Externa por el Laboratorio de EQUAL. El estudio previo de la aplicabilidad de este proceso con sus niveles de tolerancia se está llevando a cabo, entre otras tareas, por el grupo de trabajo BRAPHYQS (BRachytherapy PHYsics Quality assurance System), dentro del proyecto ESQUIRE concedido a la ESTRO. La previsión en el proyecto es que el análisis de los resultados se lleve a cabo en el Laboratorio EQUAL-ESTRO de París.

También ha sido utilizado recientemente para evaluar las reconstrucciones en braquiterapia en los centros de Holanda y Bélgica² recomendándose su uso con una periodicidad anual.

Reconstruidas las coordenadas de las 25 esferas, se calculan las 300 distancias inter-esferas, comprendidas en el intervalo entre 20 y 140 mm, siendo la media 66 mm. Las distancias reconstruidas se comparan con las reales obteniéndose una desviación media. Así, el resultado final refleja la exactitud geométrica del proceso: equipo de adquisición (simulador o CT), digitalizador y algoritmo de reconstrucción. Además, cuando se representa las desviaciones absolutas en función de la distancia reconstruida, puede deducirse si el error proviene de una magnificación inadecuada².

La disposición de las esferas radiopacas es tal que al obtenerse unas vistas ortogonales del maniquí incidiendo por sus lados resultan las imágenes de las esferas dispuestas en filas y columnas abarcando todo el plano proyectado.

Tras el estudio previo en distintos Hospitales, quedarán fijados por BRAPHYQS los distintos niveles en función de la desviación media (DM) y el límite de confianza Δ , definido como $\Delta = |DM| + 2SD$, siendo SD la desviación estándar de la media. Provisionalmente han quedado establecidos como:

Dentro del nivel óptimo, cuando $DM \leq \pm 0,5$ mm y $\Delta \leq \pm 1,0$ mm.

Fuera del nivel óptimo y dentro del nivel de tolerancia $DM > \pm 0,5$ mm y $\Delta \leq \pm 1,0$ mm; o cuando $\Delta > \pm 1,0$ mm y $\Delta \leq \pm 2,0$ mm.

Fuera del nivel de tolerancia $DM > \pm 1,0$ mm o $\Delta > \pm 2,0$ mm.

En el nivel de emergencia $DM > \pm 2,0$ mm o $\Delta > \pm 3,0$ mm.

Como parte de este estudio inicial, se ha realizado en nuestro Servicio la reconstrucción en BT utilizando este maniquí, presentándose los resultados en este trabajo.

La reconstrucción se ha realizado con las dos técnicas vigentes en el Servicio basadas en TAC, una de ellas utilizando los escanogramas (SV) ortogonales (Técnica SVO) y la segunda utilizando un SV y un conjunto discreto de cortes axiales (Técnica CA), cuyos fundamentos y detalles han sido previamente publicados³.

Se han utilizado dos geometrías, colocando el maniquí centrado en el TAC (Geo 1) y lo más desviado posible de esa posición (Geo 2). Imágenes ilustrativas de un SV y corte axial se muestran en las Figuras 1 y 2.

En la Tabla 1 se presentan los resultados obtenidos en nuestro centro para las desviaciones medias, la desviación estándar de la media, la desviación máxima y el límite de confianza.

En la Figura 3 se representan, a título ilustrativo, las desviaciones absolutas (ABS) en función de la distancia para GEO1 y CA observándose que no existe ningún au-

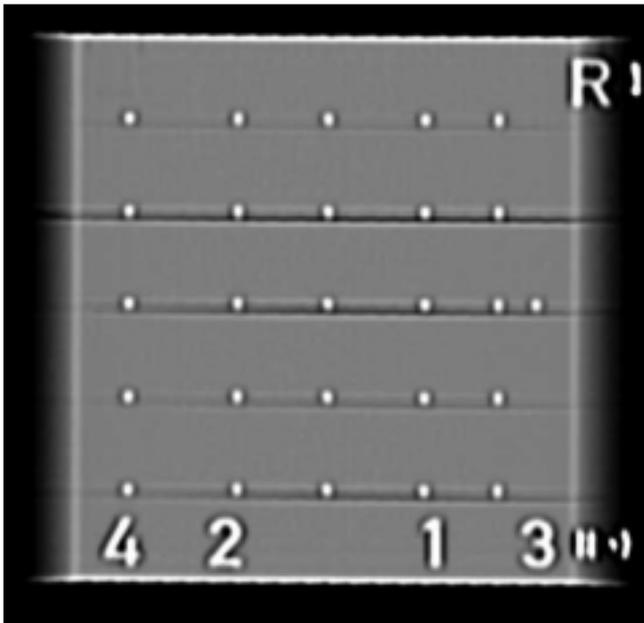


Fig. 1. SV a 0° en la que se muestra la distribución regular resultante.

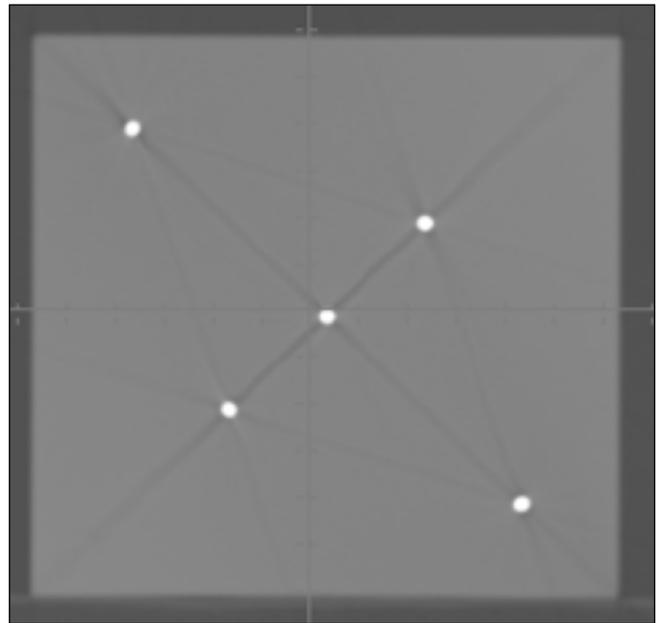


Fig. 2. Corte axial en la que se muestra la distribución de las esferas.

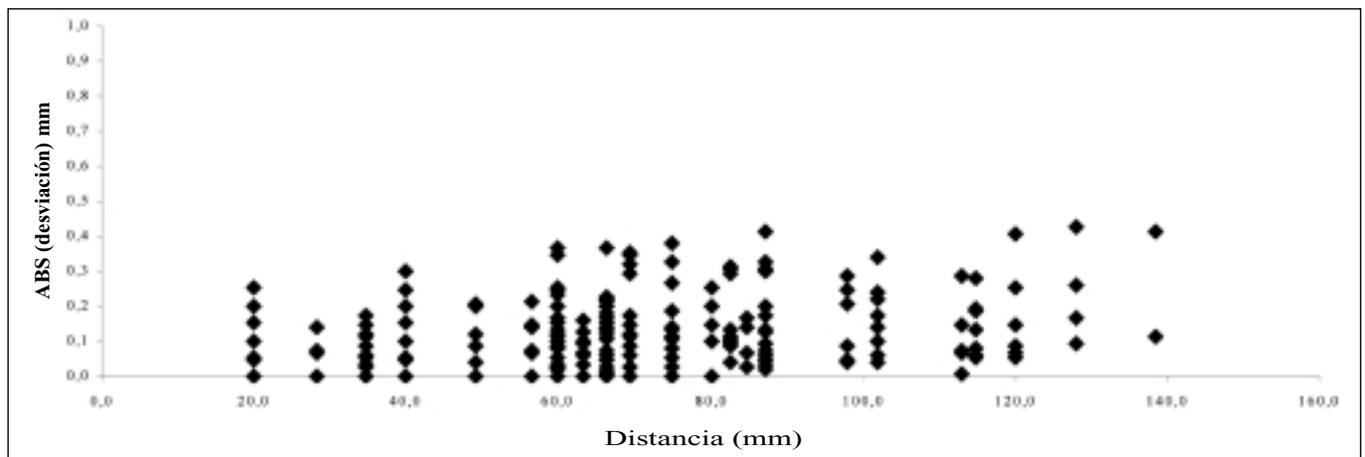


Fig. 3. Desviaciones absolutas en función de la distancia para GEO1 y técnica CA.

mento de las desviaciones con la distancia, siendo esto común a los 2 métodos y geometrías.

Como conclusiones tras la aplicación de este sistema de comprobación cabe destacar su gran utilidad y la mínima perturbación metálica en las imágenes de TAC. Su futura incorporación en extensos programas postales va a permitir una exhaustiva y adecuada ve-

rificación de las incertidumbres en la reconstrucción en BT. Conjuntamente con el sistema dosimétrico postal en estudio por BRAPHYQS-EQUAL, esto permitirá un importante impulso en la garantía de calidad de BT.

Referencias

1. Baltas D. "Quality assurance in brachytherapy with special reference to the microSelectron-HDR". Activity (International Selectron Brachytherapy Journal) 1993; Special Report No 2.
2. Elfrink R, Kolkman-Deurloo IK, van Kleffens HJ, Rijnders A, Schaeken B, Aalbers, et al. "Determination of the accuracy of implant reconstruction and dose delivery in brachytherapy in the Netherlands and Belgium" Radiother Oncol 2001; 59: 297-306.
3. Pérez-Calatayud J, et al. Un método sencillo para la reconstrucción en braquiterapia basado en los escanogramas de la TAC. Oncología 2000; 2: 78-85.

Tabla 1. Resultados de la reconstrucción correspondientes a las 2 geometrías y los 2 métodos.

Resultados en mm	G1		G2	
	CA	SVO	CA	SVO
Desviación media	0,06	0,08	0,04	-0,03
Desviación estándar de la media	0,14	0,16	0,21	0,20
Desviación máxima (en 300 distancias)	0,43	0,50	0,72	-0,59
Límite de confianza	0,34	0,39	0,45	0,37

Contabilidad de costes basada en las actividades de la Unidad de Radiofísica Hospitalaria

I. García Soto*, J.A. Nogués Hidalgo*, J. Macías Jaén**, C. Bodineau Gil**,
P. Galán Montenegro**

*Unidad de Gestión. **Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga.

Resumen

Se ha realizado una aproximación al coste de cada producto de la cartera de servicios de la Unidad de Radiofísica Hospitalaria del Hospital Regional Universitario Carlos Haya de Málaga, para un periodo anual, con el fin de disponer de información detallada para la autogestión del presupuesto de dicha Unidad. El estudio se compone de dos etapas: la primera, centrada en la definición de las Unidades Relativas de Valor de las actividades de los Servicios de Radiofísica Hospitalaria de la Comunidad Autónoma de Andalucía; y la segunda, expuesta en este trabajo, calcula el coste por Unidad Relativa de Valor y determina los precios de los productos ofertados por el Servicio de Radiofísica Hospitalaria de nuestro centro. El propósito de este trabajo es poner de manifiesto una forma de valorar las actividades desarrolladas por una Unidad de Radiofísica Hospitalaria y sus conclusiones para debatir sobre la autogestión de estas Unidades, cuestión cada vez de mayor actualidad.

Palabras Clave: Coste. Unidades Relativas de Valor.

Abstract

An approximation has been performed to the each product within the service portfolio of the Hospital Radiophysics Unit of the "Carlos Haya" Regional University Hospital in Málaga (Spain) for a one-year period, in order to achieve detailed information for the self-management of that Unit's budget. The study encompasses two stages: the first one was primarily concerned with the definition of the Relative Value Units of the activities of The Hospital Radiophysics Services in the Autonomous Community of Andalucía, while the second one, which represents the basics of the present work, addresses the calculation of the cost per Relative Value Unit and establishes the prices of the products offered by the Hospital Radiophysics in our Centre. The aim of the present study is to put forward a definitive way to assess and evaluate the activities carried out by a Hospital Radiophysics Unit and to propose conclusions for debate on the self-management of such Units, a subject that is becoming increasingly actual in our times.

Key words: Cost. Relative Value Units.

Introducción

Las actividades en Física Médica en el Servicio Andaluz de Salud se engloban en Unidades de Radiofísica Hospitalaria, unidad que desarrolla las funciones específicas de dosimetría física, dosimetría clínica y protección

radiológica, y en general cualquier aplicación de la Física a la Medicina¹.

Se trata de Unidades de apoyo para procedimientos de diagnóstico y de actividad clínica y asistencial, fundamentalmente en los procesos terapéuticos y diagnóstico con radiaciones ionizantes, sin descartar cualquier otra actividad de Física Médica.

Asimismo, el Servicio Andaluz de Salud y para toda la red sanitaria, establece Unidades de referencia para atender y ofertar servicios en Física Médica a todos los centros².

A dichas unidades se les encomienda entre otras funciones, la planificación, aplicación e investigación de las técnicas y procedimientos utilizados por la física de las

Correspondencia: I. García Soto. Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Avda. Carlos Haya, s/n. 29010 Málaga.

E-mail: igarcia@hch.sas.junta-andalucia.es

Fecha de recepción: 10-4-2002

Fecha de aceptación: 15-11-2002

radiaciones en los exámenes y tratamientos médicos que impliquen la exposición de los pacientes a radiaciones ionizantes, el control de calidad de los equipos e instalaciones empleados en los mismos y la protección radiológica de las personas afectadas: pacientes, trabajadores y público, y en ellas se integran todos los profesionales que en ese momento desarrollan en los centros asistenciales las funciones especializadas de dosimetría física, dosimetría clínica y protección radiológica¹.

Esta definición y creación de las unidades regula la actividad en física médica y protección radiológica, que se venía desarrollando en los hospitales del Servicio Andaluz de Salud, en el marco de la especialidad en Radiofísica Hospitalaria³, y de la que toma el nombre. Independientemente de la forma en que se viene desarrollando esta actividad, regula la integración de todos los profesionales en la misma unidad, para cumplir con los objetivos marcados tanto asistenciales como de protección radiológica, optimizando los recursos.

Ante la nueva línea de gestión propuesta, y en algunos casos aplicadas en los servicios sanitarios, en la que se establecen unos costes por procesos y por productos ofertados, se realizó en un trabajo anterior⁴ una valoración relativa previa de las actividades en física hospitalaria, en la que se consideraban algunas actividades, sin realizar una valoración de costes.

Una vez creada las Unidades de Radiofísica Hospitalaria, se integran éstas en la dinámica de determinar los costes por procesos de sus actividades ofertadas; esta determinación se realiza una vez aprobados por el Servicio Andaluz de Salud de los valores correspondientes a las Unidades Relativas de Valor (URV) de los procedimientos para estas Unidades.

Son unidades clínicas independientes y diferenciadas que podrían catalogarse como unidad central de prestación de servicios con funciones propias, y necesarias para el desarrollo de la actividad de otras unidades clínicas.

Por tanto, se puede decir que la actividad desarrollada por esta unidad va dirigida hacia las diferentes unidades donde de forma habitual se utilizan radiaciones ionizantes para diagnóstico o terapia, sin olvidar cualquier otra función de la aplicación de la Física a la Medicina.

Otra de las funciones asignadas a la Unidad de Radiofísica Hospitalaria es la de Servicio de Protección Radiológica como garante de la seguridad radiológica del hospital y área de cobertura, en la utilización de las radiaciones ionizantes con fines médicos^{5,6}.

En este sentido, se actúa sobre las diversas instalaciones radiactivas y radiológicas del hospital y del área, incluyendo la instalación de radiofarmacia, con el control dosimétrico de área, profesionales, normas de protección radiológica y vigilancia del cumplimiento de dichas normativas. De la misma forma se mantienen relaciones de actuación con la unidad de Medicina Preventiva, que actúa como servicio médico especializado y con los dispositivos de seguridad y salud del hospital.

Para la contabilidad de costes es necesario tener en cuenta todas estas actividades desarrolladas.

Objetivos

- Determinación de las Unidades Relativas de Valor para todas las actividades desarrolladas.
- Calcular una aproximación al coste real de cada procedimiento desarrollado por la Unidad de Radiofísica Hospitalaria, basándose en la descripción de las Unidades Relativas de Valor de dicho Servicio.
- Obtener la cuenta de resultados de la Unidad de Radiofísica Hospitalaria a partir del programa de contabilidad analítica COANh¹³.

Método

La información en la que se basa este estudio de costes ha sido proporcionada por el programa de contabilidad analítica COANh, que lleva funcionando desde el año 1993 en el Hospital Regional Universitario Carlos Haya, aunque el centro de responsabilidad objeto de estudio ha sido creado, por primera vez, a efecto de costes en el año 2001.

Las bases de datos en los que se apoya el estudio han sido:

- a) Programa Informático de Almacén y Farmacia, que recoge los consumos de fungible y fármacos por centro peticionario.
- b) Programa Informático de Personal, que facilita las retribuciones salariales del personal adscrito a cada centro de responsabilidad.
- c) Unidades Relativas de Valor facturadas por el centro de responsabilidad en estudio.

Para determinar el coste por procedimiento realizado en la Unidad de Radiofísica Hospitalaria, se han realizado tres etapas de implantación.

1ª Etapa de implantación.

- Discusión y aprobación de las Unidades Relativas de Valor (URVs) de Radiofísica Hospitalaria para la Comunidad Autónoma de Andalucía por un comité de expertos y coordinado por el Servicio de Protocolos Asistenciales del Servicio Andaluz de Salud¹⁴ (Anexo I).

Para el establecimiento de los valores de URVs se tiene en cuenta el catálogo de todas las actividades desarrolladas por estas Unidades y el tiempo de realización de las mismas por el personal necesario para cumplimentarlas, en cualquiera de las diferentes categorías de profesionales que intervienen (radiofísicos hospitalarios, técnicos especialistas, administrativos,...), y la amortización de los equipos empleados.

En los tiempos aplicados para cada actividad se tiene en cuenta toda la realización de la misma, incluyendo los tiempos de preparación, gestión, archivo, informe, etc.

Las actividades se pueden agrupar bajo epígrafes complejos o realizar un catálogo detallado de las mismas, en el caso que nos ocupa se decidió por un alto grado de detalle (Anexo I). Este detalle facilita un control directo sobre el valor de cada actividad, aunque hace más complejo la asignación mensual de los valores.

Una vez establecido el catálogo de actividades y a partir de los tiempos asignados para cada profesional que interviene, se traduce en costes de personal, e incluyendo los costes de amortización se fijan los valores para cada actividad.

Se elige una actividad de referencia a la que se le asigna el valor unidad, aplicándose a todas las actividades restantes el valor relativo correspondiente a esta unidad. Se eligió como unidad la actividad consistente en el control y gestión mensual de la dosimetría personal de 10 trabajadores expuestos.

Estas actividades y su Valor Relativo son de aplicación a todas las Unidades de Radiofísica Hospitalaria del Servicio Andaluz de Salud.

2ª Etapa de implantación.

- Apertura del centro de responsabilidad de Radiofísica Hospitalaria como unidad central del Hospital Regional Universitario Carlos Haya, en la estructura del COANH.

- Concienciar sobre la importancia de utilizar el código correcto a las diferentes Unidades que demandan recursos de este centro de responsabilidad. En este sentido, se establecen protocolos sobre la solicitud de recursos por parte de las diferentes Unidades a la Unidad de Radiofísica Hospitalaria.

- Integrar, con ayuda de la informática, todas las bases de datos existentes sobre consumo hasta el momento.

3ª Etapa de implantación.

- Utilización del catálogo de productos ofrecidos por la Unidad de Radiofísica Hospitalaria.

- Asignar el personal directamente dedicado al producto.

- Identificación de los centros centrales de los que esta Unidad a su vez es demandante y cuyo coste se repercute entre la actividad total.

- Identificación de los centros básicos de los que es demandante y cuyo coste se repercute en la actividad total. Son los siguientes: Limpieza, Seguridad, Docencia e Investigación, Administración y Mantenimiento.

Resultados

Como ejemplo de aplicación de estos conceptos, se presentan los resultados para la Unidad de Radiofísica Hospitalaria del Hospital Regional Universitario Carlos Haya de Málaga.

- Se han calculado una aproximación a los costes a este centro de responsabilidad durante el año 2001, siendo los mismos de 267.390,85 Euros (Tabla 1).

- Las Unidades Relativas de Valor producidas durante el año 2001 fueron 17.254,36.

- El precio de la Unidad Relativa de Valor es de 15,497 Euros.

- El centro de responsabilidad que más ha demandado los servicios de la Unidad de Radiofísica Hospitalaria ha sido Oncología Radioterápica con 11.997,10 Unidades Relativas de Valor, lo que representa el 69,53% de la producción (Tabla 2).

Tabla 1.

Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga.

U.G.C. Radiofísica Hospitalaria

		Unidad	Coste/Unid	Importe
Costes de personal				215.585,06
Costes de consumos				8.845,49
Fungibles				8.845,49
Coste de servicios centrales				933,73
Medicina preventiva		7,00	133,39	933,73
Coste de servicios básicos				42.026,57
Limpieza/Desinf/Desrat		85,00	94,79	8.056,73
Seguridad.		85,00	11,17	949,74
Docencia e investigación		7,00	445,98	3.121,88
Administración		7,00	1.797,70	12.583,89
Personal subalterno		85,00	68,24	5.800,00
Mantenimiento		85,00	135,46	11.514,33
Costes totales				267.390,85
Total URVs	17.254,36			
Precio URVs	15,497			

Tabla 2.

Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga.			
U.G.C. Radiofísica Hospitalaria			
Actividad del año 2001			
Centro de Responsabilidad	URVs. 2001	Coste	%
Análisis clínicos	863,52	13.381,97	5,00%
Radiodiagnóstico	1.371,56	21.255,07	7,95%
Medicina nuclear	1.665,70	25.813,36	9,65%
Radioterapia	11.997,10	185.919,08	69,53%
Medicina Interna	554,70	8.596,19	3,21%
Cardiología	157,50	2.440,78	0,91%
Digestivo	91,20	1.413,33	0,53%
Neumología	67,20	1.041,40	0,39%
Traumatología	153,28	2.375,38	0,89%
Urología	267,00	4.137,70	1,55%
Otros	65,60	1.016,60	0,38%
Total	17.254,36	267.390,85	100,00%

Conclusiones

- Optimizar la utilización de los recursos disponibles. Esto permite realizar un análisis comparativo de evolución de costes reales y detallados, con periodicidad trimestral para control de costes y calidad de servicio.

- Este instrumento de gestión permite una negociación basada en cifras objetivas con los responsables de la financiación y con los servicios clínicos demandantes de su producción.

- Determinar el precio de las Unidades Relativas de Valor demandadas por los centros exteriores ajenos al sistema para su posterior facturación.

- Es una herramienta de gestión que permite conocer los costes y sus factores para la optimización de recursos, sus repercusiones en los programas de calidad y en la planificación sanitaria¹⁵.

Referencias

1. Servicio Andaluz de Salud. Resolución SC 15/96, de 3 de mayo, por la que se crean las unidades de Radiofísica Hospitalaria.
2. Servicio Andaluz de Salud. Resolución SC 16/96, de 3 de mayo, de ordenación territorial de la protección radiológica en el ámbito del Servicio Andaluz de Salud.
3. Real Decreto 220/1997, de 14 de febrero, por el que se crea y regula la obtención del título oficial de Especialista en Radiofísica Hospitalaria.
4. Galán Montenegro P, Bodineau Gil C. propuesta para valoración de actividades en física hospitalaria. XII Congreso Nacional de Física Médica. Santander 1999.
5. Real Decreto 1836/1999, de 3 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas.
6. Real Decreto 783/2001, de 6 de julio, por el que se aprueba el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes
7. Real Decreto 1841/1997, de 5 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en medicina nuclear.
8. Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia.
9. Real Decreto 1976/1999, de 27 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico.
10. Haufman B. El control de calidad. INDEX 1982.
11. OMS. Organización, desarrollo, garantía de calidad y radioprotección en los servicios de radiología: imagenología y radioterapia. OPS.OMS.1997.
12. Thomadsen, B.R. Achieving Quality in Brachytherapy. IOP 2000.
13. COANH del Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Año 2001.
14. Servicio Andaluz de Salud. Unidades Relativas de Valor. 2ª Revisión URVs año 2001. Diciembre 2000.
15. Pinault R, Daveluy C. La Planificación Sanitaria. Masson 1987.

ANEXO 1

RADIOFÍSICA		
PROCEDIMIENTOS		URV
1. DOSIMETRÍA FÍSICA		
Cobalto	Inicial/cambio	42,5
	Anual	42,9
	Técnicas Especiales (ICT, Hemicorporal)	77,6
	Cuñas (x cuña)	2,9
	Conformadores	2,1
Acelerador lineal	Inicial (x energía)	73,2
	Anual (x energía)	134,6
*	Reparación/Cambio (x energía)	
	Técnicas Especiales (x energía) (ICT, Radiocirugía, IST con electrones, Hemicorporal)	104,8
	Cuñas/x energía/x cuña	2,9
	Cuñas dinámicas (x energía)	4,2
	Multiláminas (x energía)	5,4
	Conformadores de campo (x energía)	2,1
De haces de Rx para terapia	Inicial	11,2
	Anual	6,0
	Raparación/Cambio	3,3
Braquiterapia de carga diferida automática. Baja Tasa	Inicial (x fuente)	3,9

	Anual (x fuente)	3,9
Braquiterapia de carga diferida automática. Alta tasa y Pulsada	Inicial (x fuente)	3,9
Braquiterapia de carga diferida manual	Inicial (x fuente)	3,9
Aplicador manual (ej aplicador oftálmico)	Inicial (x fuente)	3,9
	Anual (x fuente)	3,9
Irradiador de hematología	Inicial	8,0
	Anual	8,0
*	Reparación/Cambio	
Fuentes no encapsuladas		1,3
De haces de Rx diagnósticos	Inicial	2,5
	Anual	2,5
	Reparación/Cambio	
2. CONTROL DE CALIDAD		
Cobalto	Puesta en marcha	46,9
	Diario	0,4
	Semanal	0,8
	Mensual	4,3
	Semestral	8,3
	Anual (incluye cuñas y conformadores)	29,2
*	Reparación/cambio	
	Técnicas Especiales	7,2
Acelerador lineal	Puesta en marcha (Momoenergético)	46,9
	Puesta en marcha (Multienergético)	
	incluye pruebas de aceptación y estado de referencia	154,9
	Diario (x energía)	0,3
	Semanal (x energía)	0,6
	Mensual x energía)	2,4
	Semestral/Anual de monoenergético	28,9
	Semestral / Anual (x energía) incluye Cuñas,	
	Cuñas dinámica y Conformadores de campo	10,3
*	Reparación/cambio (x energía)	
	Técnicas Especiales	7,2
	Verificación portal	0,8
	Multiláminas	0,6
Simulador convencional	Puesta en marcha, incluye pruebas de aceptación y estado de referencia	25,9
	Diario	0,2
	Mensual	0,9
	Semestral / Anual	9,2
*	Reparación/Cambio	0,0
Simulador virtual	Puesta en marcha	38,1
	Diario	0,2
	Mensual	1,2
	Anual	8,0
*	Reparación/Cambio	
**	Actualización de versión	
De Rx para terapia	Puesta en marcha	5,0
	Periodicidad variable	4,1
*	Reparación/Cambio	
Braquiterapia de carga diferida automática. Baja Tasa	Puesta en marcha	42,5
	Prueba periódica	12,2
*	Reparación/Cambio	
	Por implante	3,1
Braquiterapia de carga diferida automática. Alta Tasa y Pulsada	Puesta en marcha	50,8
	Prueba periódica	12,2
*	Reparación/Cambio	
	Por implante	1,2
Braquiterapia de carga diferida manual	Puesta en marcha	25,9
	Anual	2,7

	Por implante	0,8	
Aplicador manual (ej. Aplicador oftálmico)	Puesta en marcha	7,4	
	Anual	1,2	
Irradiador hematológico	Puesta en marcha	8,0	
	Anual	6,2	
	Período variable	3,9	
*	Reparación/Cambio		
Fuentes no encapsuladas		1,2	
Planificador 3D y 2D	Puesta en marcha por energía y/o por fuente	33,4	
	Diario	0,9	
	Anual (x energía y x fuente)	2,4	
	*	Actualización de versión o cambio	
Cortador de moldes	Puesta en marcha	8,3	
	Anual	5,7	
*	Reparación/Cambio		
Activímetro	Puesta en marcha	17,0	
	Diario	0,3	
	Trimestral	8,4	
	Anual	13,6	
	Reparación/Cambio	0,0	
Sistema de contaje "in vivo"	Puesta en marcha	20,7	
	Trimestral	5,9	
	Semestral	7,1	
	*	Reparación/Cambio	
Gammacámara planar	Puesta en marcha	49,7	
	Semanal	0,9	
	Mensual	3,1	
	Trimestral	6,2	
	Semestral	10,8	
	*	Reparación/Cambio	
Gammacámara SPECT	Puesta en marcha	54,4	
	Semanal (xcabezal)	0,9	
	Mensual (xcabezal)	3,1	
	Trimestral (xcabezal)	6,2	
	Semestral (xcabezal)	12,1	
	Reparación/Cambio (xcabezal)	1,9	
PET	Puesta en marcha	44,1	
	Diario	1,5	
	Nocturna	0,6	
	Semanal	0,6	
	Mensual	0,6	
	Normalización trimestral	9,3	
	*	Reparación/Cambio	
	Apoyo y control de calidad software en Gammacámara y PET	Anual	319,9
Contadores "in vitro"	Puesta en marcha	17,0	
	Anual	4,7	
	Reparación/Cambio		
Detectores de área	Puesta en marcha	1,9	
	Prueba periódica	1,9	
	Calibración oficial	2,1	
Monitores de radiación	Puesta en marcha	1,9	
	Anual	1,9	
	*	Reparación	
	Calibración oficial	1,8	
Monitor de contaminación (incluye detectores de pies y manos)	Puesta en marcha	11,1	
	Prueba periódica (por sonda)	1,9	
	Reparación		
	Calibración oficial	1,8	
Analizador multicanal	Puesta en marcha	133,0	

	Periodicidad variable	18,5
Equipos de referencia para dosimetría absoluta (electrómetro más cámara)	Puesta en marcha Periodicidad variable	11,1 0,6
Instrumento de campo para dosimetría absoluta (electrómetro más cámara)	Puesta en marcha Periodicidad variable	11,1 0,6
Dosimetría relativa: barrido automático	Puesta en marcha Periodicidad variable	41,9 8,3
Dosimetría relativa. Matriz de detectores (diodos, cámaras, etc)	Puesta en marcha Periodicidad variable	22,9 8,3
Equipo de dosimetría "in vivo" (TLD, diodos...)(J.A.Bullejos)	Puesta en marcha Periodicidad variable x cristal	8,9 4,4
Densitometría óptica bidimensional	Puesta en marcha Periodicidad variable	22,8 8,3
Densitometría óptica unidimensional	Puesta en marcha Periodicidad variable	5,7 1,2
Sensitómetro	Puesta en marcha Periodicidad variable	2,4 0,6
Multímetro para Rx	Puesta en marcha Periodicidad variable	28,1 4,5
Cámara de transmisión	Puesta en marcha	17,9
Periodicidad variable		2,4
Convencional de grafía	Puesta en marcha	12,1
*	Anual	5,6
	Reparación/Cambio	0,0
	Prueba de constancia	0,2
Móvil de grafía	Puesta en marcha	11,8
*	Anual	5,3
	Reparación/Cambio	0,0
	Prueba de constancia	0,2
Quirúrgico	Puesta en marcha	12,1
*	Anual	5,8
	Reparación/Cambio	0,0
	Prueba de constancia	0,2
Telemando (incluye litotricia)	Puesta en marcha	18,2
*	Anual	6,8
	Reparación/Cambio	0,0
	Prueba de constancia	0,3
Ortopantomografía	Puesta en marcha	12,1
*	Anual	5,3
	Reparación/Cambio	0,0
	Prueba de constancia	0,2
Dentales	Puesta en marcha	4,1
*	Anual	2,7
	Reparación/Cambio	0,0
TAC	Puesta en marcha	19,4
*	Anual	9,4
	Reparación/Cambio	0,0
	Prueba de constancia	0,4
Mamógrafo	Puesta en marcha	19,4
*	Anual	7,0
	Semestral	7,9
	Reparación/Cambio	0,0
	Prueba de constancia	3,9
Mamógrafo para <i>screening</i> (instalación completa)	Puesta en marcha	25,3
	Diario	0,4
	Semanal	1,2
	Semestral	8,6
Radiología intervencionista y digitales (incluye radiología directa)	Puesta en marcha	23,6
	Anual	19,3

*	Reparación/Cambio	0,0
	Prueba de constancia	0,6
Densitómetro óseo	Puesta en marcha	8,7
	Anual	3,7
*	Reparación/Cambio	0,0
	Prueba de constancia	0,3
Negatoscopio	Inicial (por sala de lectura)	0,9
	Anual (por sala de lectura)	0,9
	Reparación/Cambio (por sala de lectura)	0,8
Procesadores de película	Puesta en marcha	1,8
	Diaria	0,3
	Semestral	1,8
	Reparación/Cambio	1,6
Chasis	Inicial	0,2
	Anual	0,2
	Reparación/Cambio	0,2
Cuarto oscuro, Almacén	Inicial	0,5
	Anual	0,5
	Reparación/Cambio	0,5
Evaluación de películas (en uso)	por operación	0,5

3. DOSIMETRÍA A PACIENTES (X PACIENTE)

Terapia con haces externos -se entiende por "paciente nuevo", "paciente vuelto a tratar" y "planes de tratamiento nuevos" (por e.j. un nuevo volumen blanco de planificación) es decir dosimetría clínica	Campo simple (Planificación, verificación de planificación, primer día del paciente equivalencia radiobiológica, informe dosimétrico y control semanal de hoja de tratamiento)	0,8
	Campos conformados (Planificación, verificación de planificación, primer día del paciente equivalencia radiobiológica, informe dosimétrico y control semanal de hoja de tratamiento)	1,8
	Con contorno manual (simulación, toma de datos, verificación-TAC, Contorno etc-, planificación, verificación de planificación, primer día del paciente equivalencia radiobiológica, informe dosimétrico y control semanal de hoja de tratamiento)	2,4
	Con TAC 2D (simulación, toma de datos, verificación-TAC, Contorno etc-, planificación, verificación de planificación, primer día del paciente equivalencia radiobiológica, informe dosimétrico y control semanal de hoja de tratamiento)	4,2
	Con TAC 3D (simulación, toma de datos, verificación-TAC, Contorno etc-, planificación, verificación de planificación, primer día del paciente equivalencia radiobiológica, informe dosimétrico y control semanal de hoja de tratamiento)	6,2
	IST y nodal....- (simulación, toma de datos, verificación - TAC, Contorno etc-, planificación, verificación de planificación, primer día del paciente equivalencia radiobiológica, informe dosimétrico y control semanal de hoja de tratamiento)	19,0
	ICT (simulación, toma de datos, verificación - TAC, Contorno etc-, planificación, verificación de planificación, primer día del paciente equivalencia radiobiológica, informe dosimétrico y control semanal de hoja de tratamiento)	28,9
	Radiocirugía (simulación, toma de datos, verificación -TAC, Contorno etc-, planificación, verificación de planificación, primer día del paciente equivalencia radiobiológica, informe dosimétrico y control semanal de hoja de tratamiento)	9,4
Terapia con fuentes encapsuladas. Braquiterapia	Alta tasa. Baja tasa. Intersticial (simulación, toma de datos, verificación, planificación,	

	verificación de la planificación, primer día del paciente, equivalencia radiobiológica)	3,9
Terapia con fuente encapsulada. Aplicador manual		1,2
Terapia con fuente no encapsulada. Terapia no metabólica		2,8
Terapia con fuente no encapsulada. Terapia metabólica (incluida estimación de dosis en órganos)		12,4
Estimación individualizada de dosis en diagnóstico con haces		3,1
Verificación de dosis impartida en diagnóstico con haces		4,8
Estimación individual de dosis en diagnóstico con fuentes no encapsuladas		2,1
Dosimetría "in vivo" a pacientes (en terapia y/o diagnóstico)		2,4
4. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA		
Vigilancia dosimétrica del tpe (trabajador profesionalmente expuesto, por 10 mensual)		1,0
Planificación y puesta en funcionamiento de instalaciones (incluye diseño, blindaje, etc)		0,0
	Radioactivas de 2ª categoría	110,1
	Radioactivas de 3ª categoría	94,3
	Rayos X	68,5
Clausura de instalaciones		84,0
Modificaciones de instalación		94,3
Verificación de instalaciones (seguridades, señalizaciones, control de acceso, blindaje, memorias anuales)		48,1
Vigilancia y gestión de residuos radioactivos x instalación y mensual		15,8
Vigilancia de la contaminación superficial y ambiental (por sala)		2,6
Vigilancia de la contaminación interna (x persona)		12,7
Vigilancia de los niveles de radiación (x sala; incluye sala de Rx)		1,5
Control y gestión en tratamiento metabólico (por paciente)		2,2
Elaboración y actualización de procedimientos y normas de PR por año		258,2
Formación, información, entrenamiento, en PR por año		141,4
Control y gestión de licencias acreditaciones del CSN (Consejo de Seguridad Nuclear) por licencia		1,0
Gestión y control de fuentes, equipos generadores y/o material radioactivo por año		34,5
5. OTROS		
Informes varios (Memorias asistenciales, SSCC del SAS, etc...)		67,6
Espectrometría gamma /por muestra		1,6
Diseño actualización y explotación base de datos por año		132,3
Funciones delegadas de representación, asesoramiento e información por año		92,3
Participación en Comisión (por Comisión)		4,7

* 1,8 URV x hora

Nota para el Buzón de la SEFM para la revista de Física Médica

El Comité Científico de la Sociedad Española de Física Médica ha premiado con sendas becas para la RSNA a los Artículos Científicos titulados "Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT" cuyo primer autor es Luis Carlos Martínez Gómez y a "Captación de Tc-99m *versus* captación de I-131 por el tiroides en pacientes hipertiroides. Influencia de los parámetros que intervienen en la estimación de dosis" cuyo primer autor es Pedro Ruiz Manzano.

Igualmente el año próximo la Comisión Científica evaluará los trabajos publicados en los dos siguientes números de la revista de "Física Médica" para conceder nuevamente becas para congresos internacionales: dos para el Congreso de la Radiological Society of North America (RSNA) a trabajos en el campo del diagnóstico por imagen, y dos al de la American Association of Physicist in Medicine (AAPM) para trabajos dedicados a la terapia por radiaciones.

Nota sobre el "Cambio de Comité Organizador del Congreso de Vigo"

El Comité Organizador del Congreso Nacional de Física Médica, que se celebrará en Vigo el año próximo, ha propuesto un cambio en su composición, motivado por la marcha a Washington del presidente Pablo Jiménez. El nuevo presidente es Manuel Salgado, Pablo Jiménez pasa a ocupar el puesto de co-presidente y Antonio López Medina es el nuevo tesorero. El resto del Comité permanece igual.

Nota sobre el "Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico"

Después de cerrarse los plazos para la recepción de comentarios, la Junta Directiva ha aprobado el nuevo documento "Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Aspectos técnicos)". Queremos expresar nuestra más sincera felicitación a los miembros del grupo por el excelente trabajo realizado. Sin duda el nuevo protocolo será imprescindible para todos los que trabajan en este campo.

Foro sobre Protección Radiológica en el medio sanitario

En Enero de 2001 se creó el Foro sobre PR en el medio sanitario el cual está constituido por miembros del

Consejo de Seguridad Nuclear, y representantes de la Sociedad Española de Física Médica y de la Sociedad Española de Protección Radiológica.

Su misión es facilitar un diálogo permanente que favorezca la mejora de la seguridad y la protección radiológica en las instalaciones radiactivas del medio hospitalario y de la eficacia del funcionamiento de las mismas.

Dentro de sus propuestas de actuación se contempla el establecimiento de grupos de trabajo, a corto, medio y largo plazo, sobre temas de interés común en el campo anteriormente mencionado.

Hasta la actualidad se han abordado y trabajado en los temas que a continuación se indican:

- **Vertido de efluentes.** Se ha elaborado unas bases para el establecimiento de nuevos límites de vertido, basado en una nueva tabla de LIAS. Se ha finalizado el documento propuesta de especificación de vertido de efluentes a incluir en los condicionados de las instalaciones radiactivas.

- **Residuos radiactivos sólidos.** Ha permitido agilizar la publicación, por parte del CSN, de la Guía de Seguridad 9.2 "Gestión de materiales residuales sólidos con contenido radiactivo generados en instalaciones radiactivas".

- **Protección radiológica de trabajadoras gestantes expuestas a radiaciones ionizantes.** Se ha elaborado y aprobado un documento, con finalidad informativa, que contemple los siguientes apartados:

- riesgos derivados de una exposición prenatal
- límites y restricciones aplicables a la exposición ocupacional de mujeres gestantes
- consideraciones acerca de los puestos de trabajo en el ámbito hospitalario
- requisitos de control y vigilancia dosimétrica, así como requisitos de formación e información

- **Manual de protección radiológica según el nuevo Reglamento de protección sanitaria contra radiaciones ionizantes.** Se ha elaborado un Manual de PR que se colgó en las webs de las respectivas Sociedades, para facilitar su uso a los socios, y que actualmente se valora la posibilidad de su publicación entre ambas Sociedades y con el apoyo del Ministerio de Sanidad y Consumo.

- **Metrología.** Ambas Sociedades con el CSN, han elaborado un informe denominado "Necesidades de calibración en el ámbito hospitalario español y en las distintas áreas de aplicación de las radiaciones ionizantes". El informe final separa claramente la problemática asociada con los equipos utilizados para radioprotección de los usados para aplicaciones clínicas. Las acciones que se están realizando consiste en presentar dicho documento al Ciemat y los Ministerios de Ciencia y Tecnología, y Ministerio de Sanidad y Consumo.

- **Se promueve la acción de otros tres nuevos grupos de trabajo que realizarán propuestas y procedimientos en:** Dosimetría de Área, Vigilancia de la contaminación interna y Terapia metabólica.

LOS DOCUMENTOS FINALIZADOS ESTÁN EXPUESTOS EN LA WEB.

Noticias de la EFOMP

La **Comisión de Docencia de la SEFM** comunica a todos los socios que:

El esquema de Formación Continuada y Registro de los Profesionales de la SEFM que la CD había presentado a primeros de año a la EFOMP (Federación Europea de Organizaciones de Física Médica) para su evaluación, ha recibido por parte del "Standing Committee on Registration" de la EFOMP el **RECONOCIMIENTO COMPLETO ("Full Approval")** por un período de 5 años a partir del 1 de enero de 2002.

Becas a la RSNA/EFOMP 2003 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 2003 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 2003, 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.



**XIV CONGRESO NACIONAL
DE FISIOMEDICINA**

PROGRAMA PRELIMINAR

**17/20 DE JUNIO
VIGO 2003**



SEFM FEDERACIÓN ESPAÑOLA DE FISIOMEDICINA Y REHABILITACIÓN



VIGO2003



XIV CONGRESO NACIONAL DE FISIOMEDICINA



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
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 Invitados y orales	Comunicaciones Invitados y orales	Comunicaciones Invitados y orales	Mesa redonda No ionizantes Invitados y orales
	Comunicaciones Invitados y orales	Comunicaciones Invitados y orales	Café		Café	
	Café		Comunicaciones Invitados y orales	Comunicaciones Invitados 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 Invitados y orales	Mesa redonda Dosis a pacientes RD / MN	Mesa Redonda Docencia / Formación Continua			
	Excursión		Asamblea SEFM			
			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

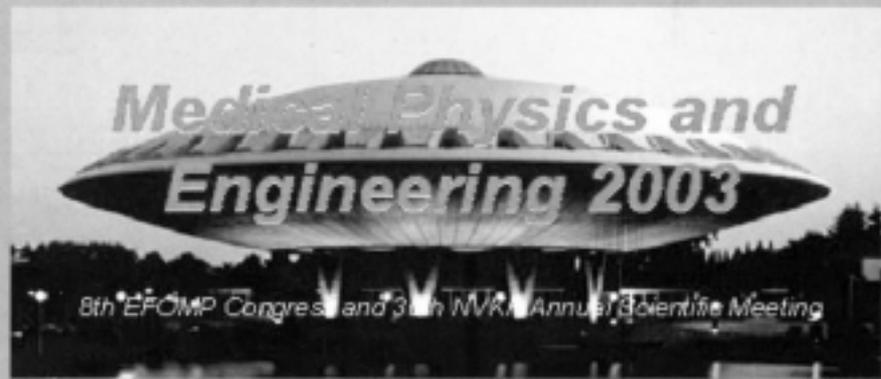
Toda la información sobre el Congreso está disponible en la página www.vigonet.com/CongresoFisicaMedica2003

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,

Manuel Salgado Fernández
Presidente del Comité Organizador



Evoluon Congress Center, Eindhoven, the Netherlands
20-23 May 2003



Nederlandse Vereniging voor
Klinische Fysica

Second Announcement and Call for Papers

Topics:

- Radiotherapy and Applications
- Signal Processing / Patient measurements
- Medical Physics and Clinical Engineering
- Audiology
- Biomedical Engineering
- Diagnostic Imaging and Image Analysis
- Medical Informatics
- Radiation Protection
- Nuclear Medicine
- Quality Assurance
- Education / Training
- Neurophysiology
- Patient Data Management Systems

20 May 2003:
Workshops (separate
registration) and
Major's welcome
reception in City Hall.



Excellent commercial exhibition
facilities in the Evoluon 'rings'

Organizing Committee:
Herman van Kleffens (chairman)
Christiaan van Swol (secretary)
Wim de Jong (treasurer)
Bart ter Haar Romeny
Pieter Wijn

Secretariat Contact:
EFOMP 2003 Secretariat
Mrs. Ria Groenendijk
Eindhoven University of Technology
Department of Medical Physics
PO Box 513
5600 MB Eindhoven, Netherlands
Tel: +31-40 - 247 4248
Fax: +31-40 - 243 2598
E-mail: m.c.groenendijk@tue.nl



Comfortable lecture hall and meeting rooms

www.efomp2003.nl



PHILIPS

Main sponsor

Cursos de Formación Continuada. SEFM. 2003

Acreditados por la Comisión de Docencia de la SEFM

Nombre del curso: GARANTÍA DE CALIDAD EN TC

Código: C01-SEFM/02

Directores: *Alfonso Calzado Cantera*. Doctor en Ciencias Físicas. Profesor Titular. Departamento de Radiología. Universidad Complutense. *Miguel López Tortosa*. Licenciado en Ciencias Físicas. Profesor Titular. Departamento de Ciencias Médicas Básicas. Universidad "Rovira i Virgili".

Fecha y lugar de celebración: 12 al 15 de Febrero de 2003. Universidad Rovira y Virgili. Reus. Tarragona.

Objetivo del curso:

Proporcionar los conocimientos teórico-prácticos necesarios para que los asistentes aprendan a: Identificar los componentes, los modos de adquisición, los modos de reconstrucción y representación de las imágenes en los equipos de última generación de TC. Distinguir entre las diferentes aplicaciones diagnósticas y no diagnósticas de la técnica de TC. Evaluar las dosis de radiación asociadas con el funcionamiento del equipo de TC. Evaluar la calidad de las imágenes mediante la medida de parámetros físicos sobre objetos de prueba. Contrastar los efectos de las características del equipo, de los diferentes modos de adquisición (y de reconstrucción) sobre la calidad de las imágenes y sobre las dosis. Establecer programas para disminuir las dosis impartidas sin pérdida de la calidad de imagen. Aplicar protocolos no invasivos de control de calidad para la verificación del estado de los equipos de TC y proponer medidas correctoras en caso de anomalías en los resultados. Examinar (en representación del comprador) los resultados de las pruebas de aceptación de un equipo nuevo.

Temario:

1. Historia y principios de la exploración con TC.
2. Componentes.
3. Adquisición de datos.
4. Reconstrucción de imagen.
5. Artefactos.
6. Evolución de la TC desde el punto de vista clínico.
7. Calidad de la imagen.
8. Dosimetría I.
9. Dosimetría II (con pacientes).
10. Especificaciones de compra y pruebas de aceptación.
11. Garantía de calidad. Protocolos.
12. TC en Radioterapia.
13. Otras aplicaciones: Pediatría, fluoroscopia, cardiovascular, angiografía.

Prácticas.

- Práctica I. Descripción y manejo de un TC.
- Práctica II. Calidad de la imagen.
- Práctica III. Dosimetría.

Número de puntos de fcp: 28,8 puntos (1,2 puntos/ hora lectiva)

Número de horas lectivas: 24 horas.

Número máximo de plazas: 30.

Participación docente de:

General eléctrica, Philips, Siemens y Toshiba.

Nombre del curso: ULTRASONIDOS. GARANTÍA DE CALIDAD Y APLICACIONES CLÍNICAS

Código: C02-SEFM/02

Director: *Pedro Galán Montenegro*. Doctor en Ciencias Físicas. Jefe del Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga. *Ana Paula Millán Armengol*. Licenciada en Ciencias Físicas. Técnicas Radiofísicas, S.L.

Fecha y lugar de celebración: 27 al 29 de Marzo 2003. Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga.

Objetivo del curso:

Objetivo General:

Familiarizarse con el equipamiento de Ultrasonidos de uso clínico y los procedimientos de control de calidad.

Objetivos Específicos:

Conocer las diferentes características de sondas y producción de haces.

Conocer los diferentes sistemas de formación de imagen y equipos.

Familiarizarse con los objetos de prueba y controles de calidad.

Temario:

1. Introducción: Evolución de los ultrasonidos en medicina.
 - Primeros experimentos con ultrasonidos.
 - Principio del uso clínico de ultrasonidos.
 - Desarrollo y evolución de los ecógrafos.
 - Calibración y maniqués.

2. Física de los ultrasonidos.
 - Naturaleza de los ultrasonidos.
 - Propagación de ultrasonidos en tejidos.
 - Efecto Doppler.
 - Principios de la generación de imágenes.
3. Generación de pulsos de ultrasonidos y formación de haces.
 - Funcionamiento de los transductores. Generación y recepción de ultrasonidos.
 - Efecto piezoeléctrico.
 - Componentes de los transductores: Transductores de un único elemento y Transductores de elementos múltiples: Arrays.
4. Formación de imágenes.
 - Componentes de la instrumentación de formación de imágenes con ultrasonidos.
 - Fundamentos y diseño de los ecógrafos:
 - A-Scan.
 - B-Scan.
 - Real Time: escaners mecánicos, arrays curvilíneos, arrays lineales, arrays acoplados.
 - M-Mode.
 - Spectral Doppler. Efecto Doppler en ondas continuas y en pulsos de ondas.
 - Color Flow Imagin. Método Doppler, Método TDC.
5. Tratamiento y registro de imágenes.
 - Reproducción y estructura de las imágenes. Convertidor analógico digital, matriz de conversión, interpolación, escala de grises y resolución, preprocesamiento y post-procesamiento de imágenes. Sistemas de reproducción.
 - Características de las imágenes, artefactos y medidas de distancias, áreas y volúmenes en las imágenes.
 - Registro y transmisión de imágenes. Sistema DICOM.
6. Nuevas tecnologías.
 - Harmonic imaging.
 - SonoCT.
 - 3D.
7. Principios de Garantía de Calidad.
8. Maniqués y pruebas del Control de Calidad
 - Metodología: pruebas diarias, bianuales, pruebas de aceptación.
 - Integridad general del equipo: chequeo de sistemas de reproducción de imágenes, chequeo eléctrico, integridad de los transductores.
 - Descripción de maniqués y pruebas realizadas.
9. Efectos biológicos y seguridad. Medidas de intensidad y potencia
10. Aplicaciones clínicas.
 - Aplicaciones en diagnóstico clínico: Obstetricia, ginecología, investigaciones sobre fertilidad, estructuras abdominales, oftalmología, sistema cardiovascular.
 - Ultrasonidos en terapia:
 - Implantes permanentes de prostata.
 - Aplicaciones terapéuticas.
11. Adquisición de equipos. Especificaciones de compra. Control y mantenimiento. Toma de decisiones.

Prácticas

Partes de la máquina y controles básicos.
 Aplicación de software en Control de Calidad.
 Control de Calidad.

Número de puntos de FCP: 27,6 puntos (1,2 puntos/hora lectiva)

Número de horas lectivas: 23 horas

Número máximo de plazas: 30

Participación docente de:

Toshiba, General electric

Nombre del curso: "Workshop" en RESONANCIA MAGNÉTICA

Código: C03-SEFM/02

Director: *Jaume Gili i Planas*. Ldo. en Ciencias Físicas. Dr. en Medicina y Cirugía. Profesor titular de Radiología y Medicina Física. Director Técnico del IDI (Institut de Diagnòstic per la Imatge)

Fecha y lugar de celebración: 28 al 30 de Mayo 2003. Barcelona.

Objetivo del curso:

Objetivo general: Seguir los fundamentos de la tecnología involucrada en todas los pasos que intervienen en la técnica de la Resonancia Magnética aplicada a la clínica, desde la generación de la señal, hasta la formación y tratamiento de la imagen, con especial énfasis en:

Puntos de posible intervención del físico.

Significado biofísico y el lenguaje para facilitar la comunicación con los radiólogos.

Establecer la base de un futuro protocolo de garantía de calidad.

Objetivo específico:

Profundizar en lo posible las áreas temáticas en que se ha dividido el curso:

Campo magnético y Gradiente.

Antenas

Generación de la señal RM

Excitación y Relajación nuclear

Significado de los parámetros de relajación

Secuencias clásicas

Secuencias Rápidas

Técnicas especiales

Espectroscopia

Programa de garantía de calidad.

Temario:

1. Campo Magnético, Gradientes
Problemas/medidas de Uniformidad. Comparativa entre tipos de imanes,...
2. Antenas.
Diseños, estructuras en array,.....
3. Generación de la señal
Desde el spin nuclear a la Magnetización del voxel,..
4. Excitación/ Relajación nuclear
Generación de pulsos, ley fundamental,...
5. Significado de los parámetros de relajación.
Leyes de relajación, parámetros D, T1, T2 y T2*
6. Secuencias clásicas
SE,GRE, importancia de los parámetros
7. Reconstrucción de la imagen
Análisis de Fourier, espacio K
8. Secuencias Rápidas
Secuencias en paralelo
9. Técnicas especiales
Angio, Difusión, Perfusión, etc
10. Avances
Substancias de contraste, gases hiperpolarizados,..
11. Espectroscopia
Estado actual de la espectroscopia H-1y P-31
12. Programa de Garantía de Calidad

Número de puntos de FCP: 28,8 puntos (1,2 puntos/hora lectiva)

Número de horas lectivas: 24 horas

Número máximo de plazas: 50

Nombre del curso: BRAQUITERAPIA INTRACORONARIA (BIC)

Código: C04-SEFM/02

Directores: *Eliseo Vañó Carruana*. Dr. en Ciencias Físicas. Departamento de Radiología y Física Médica. Universidad Complutense. Madrid. *Carlos Prieto Martín*. Dr. en Ciencias Físicas. Servicio de Física Médica. Hospital Clínico San Carlos. Madrid

Fecha y lugar de celebración: 16 y 17 Octubre 2003. Hospital Clínico Universitario San Carlos. Madrid

Objetivo del curso:

Familiarizarse con la terminología anatómica y funcional en cardiología.

Conocer:

-Los distintos sistemas que se utilizan actualmente en las técnicas de BIC.

-Las fuentes radiactivas: Pruebas de aceptación, control, calibración y dosimetría.

Radioprotección específica en las técnicas de BIC.

Compartir los resultados y experiencia de tres centros que realizan técnicas de BIC.

Temario:

1. Conceptos cardiológicos básicos para radiofísicos. Anatomía de las coronarias. Proyecciones. Stents, balones.
2. Introducción general a los sistemas de Braquiterapia Intracoronaria.
Sistemas β,γ , stents y balones radiactivos.
Resultados de los ensayos clínicos. Primeros resultados en el Hospital Clínico San Carlos.
3. Sistema β -Cath de Novoste
4. Sistema Galileo de Guidant
5. Pruebas de aceptación de fuentes en BIC. Dosimetría clínica.
6. Aspectos de dosimetría. Experiencia de los hospitales de Valladolid y Murcia
7. Definición de Volúmenes en BIC. IVUS, QCA.
8. Braquiterapia en cardiología. Punto de vista del radiooncólogo
9. Protección radiológica ocupacional
10. Seguimiento a pacientes
11. Protección radiológica. Experiencia de los hospitales de Valladolid y Murcia
12. Monte-Carlo y BIC
13. Dosimetría física en BIC
14. Mesa redonda: Presente y futuro de la BIC. Organización entre servicios. Programa de garantía de Calidad.

Número de puntos de FCP: 14.4 puntos (1.2 puntos/hora lectiva)

Número de horas lectivas: 12 horas

Número máximo de plazas: 40

Participación docente de:

Novoste, Guidant

Nombre del curso: METROLOGÍA Y CALIBRACIÓN EN RADIACIONES IONIZANTES Y EN EL ÁREA DE LA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA

Código: C05-SEFM/02

Directores: *Antonio Brosed Serreta*. Ldo. en Ciencias Físicas. Unidad de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT. Responsable de Metrología en niveles de radioterapia. *Ana María González Leitón*. Lda. En Ciencias Físicas. Unidad de Metrología de las Radiaciones. CIEMAT

Fecha y lugar de celebración: 3 al 7 de Noviembre 2003. Madrid.

Objetivo del curso:

Formación básica en aspectos de metrología y calibración para los profesionales implicados en el área de radiofísica.

- Conocimiento de la estructura metrológica en España y de los laboratorios de calibración existentes.
- Asignación de incertidumbres a las medidas de las magnitudes físicas en las áreas de la radioterapia, radiodiagnóstico, radioprotección y medicina nuclear.
- Perfeccionar el cumplimiento de los Reales Decretos sobre criterios de calidad.

Temario:

1. Metrología: Conceptos básicos y objetivos. 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.

3. Sistema internacional de unidades. Unidades básicas y derivadas. Magnitudes y unidades de la radiación 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. Certificados de comprobación y de conformidad.

6. 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. Tolerancia y nivel de acción.

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

8. Radioterapia. Patrones primarios. Patrones nacionales. Cadena de trazabilidad. Instalaciones. Servicios de calibración disponibles. Procedimientos de cali-

bración. 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.

9. 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 adicionales a tener en cuenta por el radiofísico en el uso del equipo calibrado.

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

11. Medicina Nuclear. Patrones primarios, nacionales y de referencia. Cadena de trazabilidad. Instalaciones. Laboratorios en España: Diagnóstico de la situación. Servicios de calibración disponibles. Monitores fijos y portátiles. 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.

12. Monitores de contaminación: Patrones 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.

Número de puntos de FCP: 33.6 puntos (1.2 puntos/hora lectiva)

Número de horas lectivas: 28 horas

Número máximo de plazas: 30

La hoja de inscripción a los cursos se puede obtener en la página web de la SEFM: www.sefm.es. Para la inscripción a los cursos se seguirá estrictamente la normativa vigente en cada momento, que es la que aparece en la página web de la SEFM. La inscripción y pago del curso, están centralizados en la secretaría técnica de la SEFM, en EDICOMPLET.

Agenda

Próximas convocatorias

Medical Imaging, SPIE International Symposium.

15-20 Febrero 2003, San Diego (USA).

Información: www.spie.org/info/mi/

International Workshop in IMRT.

26-28 Febrero 2003, Río de Janeiro (Brasil).

Información: www.ckes.com

Radiation Protection Training Course.

7-11 Abril 2003, Londres (Reino Unido).

Información: www.icr.ac.uk/physics/courses/Rpcourse.htm

Introduction to Monte Carlo Treatment Planning.

3-5 Abril 2003, Filadelfia (USA).

Información: js_li@fcc.edu

Medical Physics and Engineering. VIII Congress EFOMP.

20-23 Mayo 2003, Eindhoven (Holanda).

Información: www.efomp2003.nl

Intensity Modulated Radiation Therapy. The State of the Art. AAPM Summer School.

22-26 Junio 2003, Colorado Springs, CO (USA).

Información: www.aapm.org

World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering.

24-29 Agosto 2003, Sydney (Australia).

Información: www.wc2003.org

7th Biennial ESTRO Meeting on Physics for Clinical Radiotherapy.

13-18 Septiembre 2003, Ginebra (Suiza).

Información: www.estro.be , www.geneva-tourism.ch

11 Congreso Internacional de la IRPA.

23-28 Mayo 2004, Madrid (España).

Información: www.irpa11.com

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. (Paris)
- 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>

Informe final del Curso Anatomía y Fisiología para Radiofísicos

Durante los días 22 al 28 de Junio de 2002 se celebró en Sevilla el Curso SEFM "*Curso Básico de Anatomía y Fisiología para Radiofísicos*", impartido por profesorado de los Departamentos de Ciencias Morfológicas y Fisiología Médica y Biofísica, de la Universidad de Sevilla y por Especialistas en Oncología Radioterápica y Medicina Nuclear de diversos Hospitales del Servicio Andaluz de Salud. Asistieron un total de 19 alumnos.

La primera parte de Anatomía estuvo constituida por 9 horas teóricas y 3 horas prácticas. En la parte teórica se revisó los aspectos más importantes del cuerpo humano y en la sección práctica se revisaron imágenes radiológicas y secciones reales de órganos insertadas en piezas de metacrilato. El contenido de Fisiología, de 12 horas de duración, describió los aspectos más relevantes de los procesos funcionales del organismo. La tercera parte del curso, y con el objetivo de aplicar los contenidos anteriores a las funciones del radiofísico hospitalario, se analizaron las características anatómo-fisiológicas de las patologías oncológicas de cabeza y cuello, mama, pulmón y abdomen. Finalmente se incluyeron dos temas de Medicina Nuclear para estudiar ciertos aspectos de los Radiofármacos de Afinidad Tumoral y describir las Aplicaciones Oncológicas de la Tomografía por Emisión de Positrones.

La valoración general del curso manifestada por los alumnos en la encuesta, permite calificarlo como muy positivo. Asimismo, he de hacer notar la opinión notoriamente favorable del profesorado en relación al interés y dedicación mostrado por los alumnos.

Juan Carlos Mateos Pérez
Coordinador del Curso

Informe sobre el curso "Dosimetría en Braquiterapia"

Los días 12-14 de Septiembre se ha celebrado en Valencia el Curso de Dosimetría en Braquiterapia de la SEFM con asistencia de 40 compañeros. Los temas se presentaron por varios miembros de la SEFM con experiencia en los distintos campos: Antonio Brosed, Françoise Lliso, J. Pérez-Calatayud, Esther Millán, Jesús de Frutos, Vicente Crispin, Teresa Eudaldo, Arrate Guisasola y Bonifacio Tobarra junto con un oncólogo radioterápico del Hospital La Fe, Alejandro Tormo.

En el curso se han contemplado los temas relativos a calibración, dosimetría física, dosimetría clínica, garantía de calidad y uso de técnicas Monte Carlo en Braquiterapia. Se han realizado dos visitas a los Servicios de Braquiterapia del Instituto Valenciano de Oncología y Hospital La Fe, con exposiciones prácticas de los compañeros Carmen Guardino y Vicente Carmona.

Esperamos que el contenido del Curso y su estancia en Valencia haya sido del agrado de los asistentes.

José Pérez-Calatayud
Coordinador del Curso

Informe del Curso "Metrología y Calibración en Radiaciones Ionizantes y en el Área de la Radiofísica Hospitalaria"

En la semana del 18 al 22 de noviembre de 2002 se celebró en Madrid y en la sede del CIEMAT, el curso sobre "*Metrología y calibración en radiaciones ionizantes y en el área de la radiofísica hospitalaria*". Era el último curso dentro del programa de formación continuada que la SEFM había organizado para el bienio 2001-2002.

Asistieron 27 alumnos de los que 24 pertenecían a distintas Instituciones Hospitalarias Españolas en calidad de especialistas en radiofísica hospitalaria y residentes de los tres años. El curso que fue seguido con mucha atención e interés por parte de los alumnos, fue impartido por especialistas de metrología y calibración del Centro Español de Metrología, Laboratorio de dosimetría y calibración del Instituto de Técnicas Energéticas de la Universidad Politécnica de Cataluña y Unidad de Metrología de Radiaciones Ionizantes del Centro de Investigaciones Energéticas, Mediambientales y Tecnológicas.

A la vista de los resultados de la evaluación de conocimientos y de la encuesta de evaluación del curso, todo parece indicar que el curso ha sido muy provechoso, especialmente en la adquisición de nuevos conocimientos. Esto se puede traducir en un mejor cumplimiento de los Reales Decretos sobre criterios de calidad y en alcanzar el objetivo último del curso que no es otro que llegar a expresar el resultado de una medición, en cualquiera de las áreas de radiofísica hospitalaria, a través de su cuantía y la incertidumbre asignada.

Esperamos y deseamos que el curso haya cumplido con los objetivos deseados y haya sido fructífero para todos los alumnos y profesores. Por último, los directores del curso quieren agradecer muy sinceramente el esfuerzo y dedicación mostrado por los profesores así como las facilidades prestadas por las Instituciones a las que pertenecen y la colaboración del Instituto de Estudios de la Energía y del grupo de Relaciones Públicas de la Dirección Comercial, ambos del CIEMAT, y por supuesto agradecer también el interés, curiosidad y atención mostrados por todos los alumnos que han asistido al curso, puesto que sin ellos el curso no hubiera llegado a buen término. Muchas gracias a todos.

Antonio Brosed Serreta
Ana M^a González Leitón

Resumen del curso: “Dose determination in modern radiotherapy: beam characterisation, calculation and verification”

Entre los días 21 y 25 de abril de este año tuvo lugar en Perugia, una ciudad situada en la Umbria italiana, el curso impartido por la ESTRO: “Dose determination in modern radiotherapy: beam characterisation, calculation and verification”. Participaron 113 alumnos, de muy variadas procedencias, desde gente de Estados Unidos o Canadá hasta gente de Bielorrusia o Macedonia, con una clara mayoría italiana. La participación española constó de dos residentes y un radiofísico.

Todos los profesores eran físicos destacados en el mundo de la radioterapia. Como directores del curso estaban André Bridier y Hans Svensson. Entre el profesorado se encontraban Anders Ahnesjö, Diezmar Georg, Ben Mijnheer y Jörgen Olofsson.

La idea principal del curso es presentar el formalismo de la ESTRO para el cálculo de unidades de monitor. Este formalismo es el fruto de un largo trabajo comenzado en diciembre de 1992 y que finalmente fue publicado en el boletín de la ESTRO nº 3: “Monitor unit calculation for high energy photon beams”, que puede bajarse gratuitamente de la página web de la ESTRO www.estro.be.

El objetivo del formalismo es obtener las unidades de monitor necesarias para dar una determinada dosis absorbida en un punto para una geometría concreta, pasando de la dosis por unidad de monitor en las condiciones de referencia a la dosis por unidad de monitor en las condiciones de tratamiento. Para este paso de las condiciones de referencia a las condiciones de tratamiento es necesario realizar un gran número de medidas, que pueden ser diferentes según qué acercamiento de los dos propuestos por la ESTRO se escoja. El primero es el más empleado e implica medir todas las cantidades necesarias (factores de campo, factores de transmisión, etc.) en un maniquí de agua grande. El segundo método, menos usado, implica medir algunos datos empleando un mini-maniquí que cumpla las siguientes condiciones: ser suficientemente grande como para proporcionar equilibrio electrónico y tan pequeño como sea posible para evitar radiación dispersa lateral. Este tipo de maniquí permite obtener medidas que nos proporcionen información únicamente de la contribución a la dosis de la radiación dispersa en la cabeza del acelerador y no en el propio maniquí. Esta información junto con la que proporcionan las medidas en un maniquí de agua grande se pueden combinar y de esta forma se separan la contribución a la dosis debida al maniquí y la debida a la cabeza del acelerador.

Después de este desarrollo la siguiente pregunta lógica es si las medidas en mini-maniquí son necesarias. La respuesta a esto la dio Ben Mijnheer en una de sus charlas comentando que son útiles para chequear nuestro procedimiento de medida. Los factores de corrección debidos a la radiación dispersa en el maniquí son muy bien conocidos hoy en día y varían muy suavemente con el índice de calidad del haz. Por

tanto, las medidas en maniquíes de agua grandes se pueden combinar con valores tabulados que tengan en cuenta la influencia de la radiación dispersa sólo en el maniquí y obtener así unos factores de corrección debidos a la radiación dispersa únicamente en la cabeza del acelerador. Si posteriormente realizáramos unas medidas en mini-maniquí que coincidiesen con las calculadas podríamos concluir que nuestro procedimiento de medida es adecuado.

El formalismo de la ESTRO para el cálculo de unidades de monitor se desarrolló para puntos en el eje del haz, tanto para campos abiertos como para campos con cuñas y con bloques. Se hicieron en cada caso varios ejercicios prácticos. Además hubo charlas que trataron el cálculo de unidades de monitor en campos con multiláminas y campos asimétricos.

Un punto en el que se insistió a lo largo de todo el curso es en la importancia de referir todas las cantidades dosimétricas a medidas hechas a 10 cm. de profundidad para todas las energías de haces de fotones. De esta forma se evita la contaminación electrónica que depende críticamente de cambios en la geometría del haz.

Por otro lado todo el mundo comentó la importancia de comprobar de manera totalmente independiente las unidades de monitor proporcionadas por el sistema de planificación.

Hubo muchísimas charlas destacadas. En algunas se trató detalladamente la influencia en el haz de cada una de las partes de la cabeza del acelerador. Por supuesto no faltó el tema estrella de la IMRT y las dificultades que todavía presenta. Además en el último día se incluyeron dos charlas, una sobre dosimetría de película y otra sobre dosimetría *in vivo*. Solo faltó tratar el tema de los electrones, tema que los propios organizadores comentaron tener pendiente.

Este año el curso se repite y tendrá lugar en Barcelona, lo cual creo que es una oportunidad estupenda para asistir a un curso muy recomendable.

M^a Trinidad García Hernández

Informe sobre el curso de la E.S.T.R.O. “IMRT and other conformal techniques in practice”

A finales del pasado mes de junio tuvo lugar en Amsterdam la edición anual del curso organizado por la E.S.T.R.O. “IMRT and other conformal techniques in practice”. Este curso está dirigido a físicos, médicos y técnicos que trabajan en radioterapia.

La organización del mismo corre a cargo del Netherlands Cancer Institute (N.C.I.), con B. Mijnheer al frente, y consta de varias actividades:

- *Visita al Servicio de Radioterapia del N.C.I.*: el objetivo es enseñar a los participantes del curso cómo son las diferentes etapas de la planificación y desarrollo del tratamiento en este centro. Se recorren las salas de simulación y las unidades de tratamiento, describiendo para

cada patología la técnica de tratamiento, inmovilizaciones y verificaciones que realizan. Se complementa con una visita a la sala de fabricación de protecciones y un ejemplo de cálculo de una dosimetría con intensidad modulada. La duración es de 3 horas aproximadamente.

- *Conferencias:* los temas tratados cubren los siguientes temas: técnicas de tratamiento con RT conformada en 3D e IMRT en varias patologías, verificaciones y control de calidad en RT, resultados clínicos de estudios realizados con diferentes técnicas, modelos de TCP y NTCP y su utilización.

- *Casos prácticos:* a fin de promover la discusión entre los participantes la organización envía un CD con las imágenes CT de 3 casos clínicos para que planifiquen el tratamiento. En estas sesiones se ponen en común las diferentes maneras de trabajar de cada centro y los problemas que surgen a la hora de implementar la RT conformada y la IMRT.

- *Presentaciones de las casas comerciales:* cada empresa muestra su propuesta para abordar la creciente complejidad de los tratamientos en RT.

Con estas líneas quiero recomendar a los residentes de Radiofísica la asistencia a este curso al que he tenido la oportunidad de asistir gracias a una beca de la S.E.F.M. Creo que es una ayuda importante para la formación, ya que matrícula, alojamiento y viaje suponen un gasto importante para el residente.

Alejandro Seoane Ramallo

El pasado mes de junio tuve la ocasión de asistir al curso organizado por la ESTRO: "IMRT and Other Conformal Techniques in Practice" celebrado entre el Netherlands Cancer Institute y la Vrije Universiteit de Amsterdam gracias a una beca que me fue concedida por la Sociedad.

La primera jornada del curso tuvo lugar en el Netherlands Cancer Institute donde se nos mostraron los aspectos básicos y prácticos de la IMRT y radioterapia conformada. Un amplio equipo formado por médicos radioterapeutas, físicos y técnicos especialistas nos introdujeron *in situ* en su práctica diaria: scanners, sistemas de inmovilización, sistemas de planificación, taller de moldes, aceleradores, etc., para lo cual fuimos divididos en pequeños grupos.

A partir de la segunda jornada, el curso tuvo lugar en la Vrije Universiteit donde se fueron alternando charlas teóricas, demostraciones prácticas de varias casas comerciales y casos clínicos concretos preparados previamente por los asistentes y presentados para su posterior debate.

Las charlas teóricas cumplieron ampliamente los objetivos del curso: equipamiento, modelos radiobiológicos, planificación inversa de tratamientos, intensidad modulada mediante técnica step-and-shoot y sliding window, garantía de calidad de planificadores 3D, etc. Asimismo, la mayor de los ponentes nos comentaron cuestiones y problemas surgidos en sus centros durante la puesta en marcha de es-

tas técnicas, lo cual es de gran utilidad para aquellos que se encuentren en esas circunstancias actualmente.

En mi opinión, ha faltado alguna ponencia más sobre dosimetría física para la IMRT con colimador multiláminas pero es comprensible debido a la amplitud del programa.

Me gustaría destacar la notable organización del curso llevada a cabo por el Dr. B. Mijnheer y la hospitalidad y cordialidad con la que nos han tratado.

José A. Font Gómez

Impresiones sobre el Curso de Anatomía y Fisiología para Radiofísicos

Antes de presentar mis impresiones sobre el curso, quisiera agradecer al profesorado el esfuerzo que hizo al condensar en unas cuantas horas toda la materia que da en un año y el material preparado para el curso.

El curso se realizó en el Decanato de la Facultad de Medicina de la Universidad de Sevilla entre el 24 y 28 de junio. Fuera de todo pronóstico hizo bastante frío. Afortunadamente, compañeras del curso me prestaron algo para que no me resfriara. Los asistentes éramos, mayoritariamente, residentes de la especialidad, aunque también participaron estudiantes de doctorado de física médica. Entre nosotros el ambiente fue agradable y cordial, lo que nos permitió intercambiar opiniones sobre los temas que dábamos en el curso y su utilidad en nuestra formación, sobre las diferentes formas de trabajar de cada hospital, etc.

El curso empezó con una introducción general de anatomía y siguió con temas más concretos, como anatomía de Cabeza y Cuello, Tronco y Extremidades. Para acabar este bloque se hicieron unas prácticas de visualización de regiones anatómicas. A partir del tercer día comenzó la parte de fisiología, durante un par de días se trató el aparato Circulatorio y la Sangre, el Aparato Digestivo, el aparato Respiratorio, el Aparato Urinario, el Sistema Nervioso y el Sistema endocrino. Para finalizar el curso se analizaron anatomofisiológicamente las planificaciones de radioterapia más relevantes y se estudiaron las bases anátomo-fisiológicas de la afinidad tumoral y los fundamentos de la tomografía PET. La distribución de las clases del curso fue acertada porque vimos las planificaciones de radioterapia y los estudios de medicina nuclear después de haber estudiado los conceptos básicos de anatomía y fisiología, estos últimos especialmente útiles para los residentes de radiofísica que recibimos formación en estos temas durante los estudios universitarios. Como ejemplo, el primer tema de introducción a la anatomía te sirve para familiarizarte con el vocabulario básico que emplean los médicos.

No me puedo olvidar de la cena que hicimos los compañeros, profesores y organizador del curso que empezó en el barrio de Triana y acabó en una terracita a orillas del Guadalquivir, con una maravillosa vista de la Giralda.

Por último, gracias a la Sociedad Española de Física Médica por facilitar y promover la participación de residentes en este tipo de cursos con su organización y ayudas económicas.

Irene Torres Espallardo

Informe sobre el curso "Physics for Clinical Radiotherapy"

El curso "Physics for Clinical Radiotherapy" organizado por la ESTRO, se impartió durante los días 25 a 29 de Agosto de 2002 en Lovaina (Bélgica). A esta nueva edición asistimos 102 alumnos de 41 países, algunos tan lejanos como Australia o la India. La mayoría éramos físicos, médicos radioterapéuticos y en menor número técnicos especialistas en radioterapia e ingenieros. El profesorado estaba compuesto por físicos y médicos de diversos países, todos con gran formación y experiencia profesional en radioterapia.

En este curso se repasaron una gran variedad de conceptos básicos de la física aplicada a la radioterapia y se nos introdujo en técnicas más complejas como la radioterapia conformada, IMRT, estereotaxia o radioterapia intraoperatoria entre otras. Se compuso por tanto de un programa muy amplio donde los temas fueron expuestos de forma general.

Las clases prácticas se desarrollaron por las tardes. Consistieron en la presentación de los sistemas de planificación que actualmente están en el mercado y en lo que considero la parte más interesante del curso: la puesta en común y discusión de los casos clínicos. El interés de esta actividad se debió al intercambio de conocimientos y opiniones, permitiendo conocer y contrastar lo que se hace más allá de nuestro entorno. Todo ello favorecido por la diversidad de participantes y la cercanía de los profesores.

Entre las actividades complementarias contamos con la visita al departamento de Radioterapia del Hospital de Lovaina. También tuvimos la oportunidad de conocer la fábrica de cerveza de Lovaina "Interbrew Brewery", donde degustamos su conocida cerveza "Stela Artois". Para finalizar pasamos unos momentos muy agradables en la tan esperada "Boost Party".

Todo se desarrolló en un ambiente relajado, comunicativo y sobre todo muy ameno propiciado por la animación y el buen humor del director de curso el Dr. D. Huykens.

Hay que destacar la calidad de las exposiciones y la organización en general del curso, el cual, además de proporcionar un gran valor formativo, ha favorecido la apertura hacia otras culturas y filosofías.

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

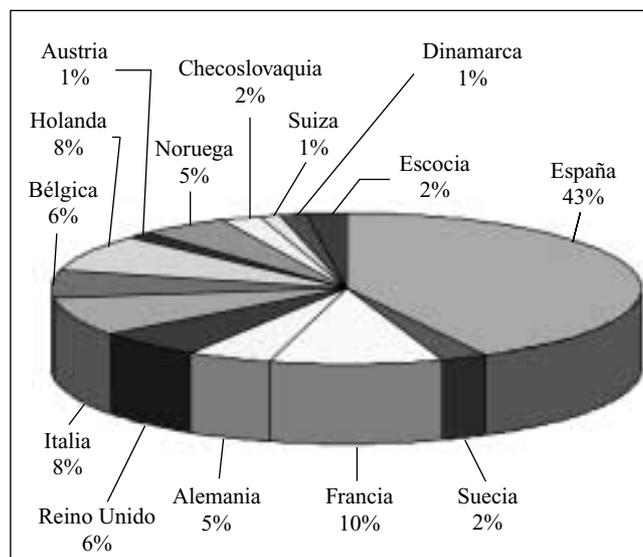
Montserrat Baeza Trujillo

Informe sobre la Reunión Europea 6th European Alara network Workshop Occupational Exposure Optimisation in the Medical Field And Radiopharmaceutical Industry

Aspectos generales

Entre los días 23 a 25 de octubre de 2002 se ha celebrado en el CIEMAT una reunión europea sobre optimización de la exposición ocupacional en instalaciones radiactivas médicas y de radiofarmacia.

Con un total de 85 inscripciones, aunque no todas las personas inscritas acudieron, el reparto de inscripciones por nacionalidades se adjunta en la gráfica siguiente:



La reunión se desarrolló en el CIEMAT, dividiéndose en 7 sesiones, 3 el día 23, 3 el día 24 y 1 el día 25. Las sesiones fueron:

- Estableciendo el escenario
- Impacto de las nuevas tecnologías de Medicina Nuclear en la exposición ocupacional
- Impacto de las nuevas tecnologías de Radioterapia (implantes permanentes y radioterapia intraoperatoria) y de Radiología (radiología intervencionista y braquiterapia endovascular)
- Producción, transporte y distribución de radiofármacos
- Equipos y estrategias de vigilancia de dosis
- Cómo impulsar positivamente la cultura de seguridad: Compromiso de responsables
- Cómo impulsar positivamente la cultura de seguridad: Formación e intercambio de información

En cada sesión se desarrolló la exposición oral de los diferentes ponentes, seguida de la correspondiente ronda de preguntas y respuestas. También se presentaron carteles relativos a cada sesión, que permanecieron expuestos durante toda la reunión en la zona reservada al efecto.

Se entregó la documentación correspondiente en forma de libro de actas ("proceedings"), que incluye el trabajo completo en el caso de las ponencias y el resumen del trabajo en el caso de los carteles.

Además, cada día se reunieron 8 grupos de trabajo, compuestos de unas 10 personas, sobre temas prefijados, entre las sesiones de mañana y las de tarde, justo tras la comida. Dichos temas fueron:

Grupo 1. Impacto de las BSS (*Basic Standard Safety*) en la PR del campo médico

Grupo 2. Entrenamiento de PR en el campo médico

Grupo 3. Idem

Grupo 4. Vigilancia de la Dosis y médica

Grupo 5. Cómo mejorar la cultura de seguridad en el campo médico

Grupo 6. Idem

Grupo 7. Exposición ocupacional en trabajadoras embarazadas

Grupo 8. Enlaces entre la dosis del paciente y la dosis de los trabajadores

Los jefes de grupo redactaron las correspondientes conclusiones, que expusieron el último día, antes de la presentación final de recomendaciones que recogieron dichas conclusiones.

Estas Recomendaciones finales resultaron un excelente resumen de la reunión, y fueron elaboradas por Mr. John Croft, (NRPB, UK) y el presidente de la reunión Mr. Christian Lefauve (CEPN; France; EC). Ya que la matización de estas Recomendaciones Finales, de gran trascendencia en todos los países miembros, requiere una atenta consideración, se pidió al Sr. Manuel Rodríguez Martí del Consejo de Seguridad Nuclear como organizador del evento, que pasaran el borrador de las mismas a nuestra SEFM, antes de su publicación definitiva.

Sesiones

Se resumen a continuación las ponencias presentadas y los aspectos que, subjetivamente, más llamaron la atención en relación con la toma de medidas de PR inmediatas:

Impacto de las nuevas tecnologías de medicina nuclear en la exposición ocupacional

P.E.T.:

Las dosis en manos son muy altas además de que las dosis beta no se están evaluando. Se proponen pensadores de actividad completamente automáticos, que al parecer ya existen en el mercado.

Ganglio Centinela:

La exposición del personal en quirófano y patología es inferior a 1 mSv/año. La dosis que recibe el paciente en

todos los casos de diagnóstico SLN está en el rango más bajo de las dosis médicas, del orden de magnitud de la dosis anual por exposición natural.

Otro trabajo indica valores de dosis absorbida en SLN y ROLL (localización radiológica de lesiones ocultas no palpables), en tejidos sanos muy bajas, del orden de las dosis en mama: 0,05-3,25 mGy, que pueden compararse con la dosis recibida en la misma en mamografía estándar de 1,5-8 mGy. Para las manos del cirujano se alcanzan valores de 0,45 mGy/100 intervenciones y la dosis efectiva media de 0,09 mSv; como se realizan unas 300 al año, resulta que estos profesionales pueden clasificarse como no expuestos.

En general se concluye que el riesgo asociado a estos procedimientos es despreciable tanto para los pacientes, como para los trabajadores, como para la población en general.

El principio ALARA en estos procedimientos incluye:

- Inyectar la mínima actividad compatible con el procedimiento
- Esperar el mayor tiempo posible entre la extracción del ganglio y su análisis patológico
- Utilizar guantes convencionales y batas que eviten la contaminación cutánea

Radiosinoviortesis:

Según un trabajo del PTB alemán, la dosimetría beta en tratamientos con emisores no encapsulados como el Y-90, Er-169, Re-186 (Sinoviortesis por ejemplo), pone de manifiesto la posibilidad real de que se están superando los límites aplicables a las manos de los trabajadores expuestos. Es urgente su medida, ya que con los actuales dosímetros oficiales, se está midiendo sólo la dosis gamma sin considerar la dosis beta, lo que tiene dos consecuencias, por una parte no considerar dicha contribución beta, y por otra parte medir la dosis gamma de forma incorrecta, ya que se contabiliza la energía impartida en el dosímetro por las partículas beta con la correspondiente calibración para energía gamma. También es urgente dicha estimación beta mediante cálculo y/o medida, ya que de otra forma no se puede prevenir.

En otro trabajo presentado en la sesión de monitores y dosímetros, los mismos autores concluyen que para las terapias con Ru-106, Sr-90, Y-90, Re-188 y los mencionados arriba:

- Existen dosímetros de partículas beta pero necesitan mejorarse en cuanto a la optimización de detección, espesor que los cubre, ergonomía, robustez, esterilización y aceptabilidad del personal.
- Deben desarrollarse dosímetros de vigilancia de área para radiación beta con semiconductores de pequeño tamaño y alta sensibilidad. Por ejemplo, los dosímetros electrónicos personales pueden ser modificados para este propósito mediante la separación del detector semiconductor (silicio).

- Debe mejorar el conocimiento de las características y aplicaciones de los dosímetros (entrenamiento, intercambio de información y de experiencia).

- Deben realizarse análisis espectrométricos y dosimétricos de los lugares de trabajo para encontrar relaciones entre los lugares de máxima exposición y los lugares de utilización de dosímetros.

Anticuerpo monoclonal CD20 marcado con Y-90:

- Es necesario estudiar las condiciones de trabajo antes de comenzar cualquier nuevo protocolo clínico.

- Deben usarse dosímetros complementarios en las regiones más expuestas, (dedos).

- Es interesante efectuar dosimetría operacional en estas situaciones para la información directa del operador.

- Se deben utilizar dosímetros electrónicos adaptados a cada situación, en este caso sensibles a la radiación beta.

- La cultura de PR en un hospital, donde existan medios humanos y materiales para ello, contribuye de forma significativa a la realización de este tipo de estudios.

Impacto de las nuevas tecnologías de radioterapia (implantes permanentes y radioterapia intraoperatoria) y de radiología (radiología intervencionista y braquiterapia endovascular)

Braquiterapia prostática con semillas de I-125:

Niveles de radiación muy bajos ya que tanto las actividades por semilla como la energía de emisión son muy bajas.

Las dosis TLD registradas en el personal de operación son similares a las de otro personal que no trabaja con I-125.

En otro trabajo de G. Tosi del Instituto Europeo de Oncología de Milán se recogen valores de dosis efectivas recibidas en un año con 56 tratamientos, por radioterapeutas y técnicos de PR de 0,08, 0,075 y 1 mSv, respectivamente, y de dosis equivalente en ojos y en manos de 0,025, 0,025, 1,3 mSv y 1,35, 1,05 y 4,35 mSv, también respectivamente. En cuanto a la tasa de kerma en aire en torno al paciente se obtienen valores de 15-100 $\mu\text{Gy/h}$ en contacto, 4-50 $\mu\text{Gy/h}$ a 20 cm y de 2-10 $\mu\text{Gy/h}$ a 50 cm, lo que indica que el implante es compatible con una vida social normal del paciente en tratamiento.

Implante de semillas con planificador 3D de tiempo real conectado a un proyector de carga diferida y dispositivo de cc (Nucletron):

Según sus fabricantes el dispositivo FIRST representa un paso hacia delante en las técnicas de implante de semillas. La implantación del sistema satisface plenamente los requerimientos del oncólogo, de protección del paciente frente a errores de administración y de máxima seguridad del paciente y del personal implicado en el procedimiento.

LINAC móvil dedicado a Radioterapia Intraoperatoria (Novac 7):

Se describe una de estas instalaciones en la que el diseño y los procedimientos desarrollados conducen a una dosimetría TLD en las paredes y losas exteriores de la sala de operaciones, con valores próximos al fondo natural. Incluso en las paredes interiores se obtienen valores $< 6 \text{ mSv/año}$.

Tratamiento endovascular del aneurisma abdominal aórtico (AAA):

- Registrar siempre el producto dosis área, pues las dosis en piel del paciente pueden ser muy altas, con expresión de efectos deterministas.

- Gran variabilidad de valores según cada hospital en valores de DAP, dosis en piel del paciente y en dedos del intervencionista. Los autores midieron un valor sorprendentemente bajo para estos últimos, 0,17 mSv en promedio, pero creen que se pueden superar los 500 mSv (límite aplicable).

Dosis en las extremidades de Radiología Intervencionista:

En Radiología intervencionista, un trabajo de físicos ingleses recomienda el uso de dosímetro TLD de muñeca orientado hacia la palma de la mano, y además uno de anillo en el dedo meñique (little finger), además de incorporar cortina plomada en la base de la camilla para evitar las dosis en las piernas que pueden llegar a ser importantes, 2-3 veces la de las manos (sin cortina).

Dosis en pacientes y médicos que efectúan protocolos de biopsia guiada con fluoroscopia CT:

Un trabajo noruego relaciona 10 reglas de PR en estos protocolos.

1. Justificación: Considerar las indicaciones clínicas. Excepto que se necesite efectuar la biopsia en cavidades de aire o en huesos, se debe utilizar US.

2. Técnica de trabajo. Efectuar la inserción de la aguja en pequeños incrementos fuera del estativo, vigilando mediante flash de fluoroscopia el extremo de la aguja en vez de una intervención en tiempo real.

3. Evitar que los dedos estén bajo el haz primario. La tasa de dosis en este es más de 100 veces la tasa de dosis 1-2 cm fuera del haz. En tiempo real se debe usar un alargador de la aguja para reducir las dosis en dedos.

4. Distancia. Considerar que personas deben estar en la sala y su posición relativa al paciente.

5. Parámetros de exposición. No se necesita la misma calidad de imagen que para diagnóstico así que, en muchos casos, se podrá reducir la corriente del tubo.

6. Restringir el tiempo de exposición.

7. Utilizar delantales plomados
8. Usar protectores personales de tiroides, gafas y guantes.
9. Considerar el incorporar una pantalla de blindaje de plomo
10. Vigilar la dosis. Colocar el dosímetro personal del cuello de la camisa en la parte exterior del mandil. Utilizar dosimetría de anillo en técnicas de tiempo real.

Braquiterapia intra-coronaria con fuentes beta:

Según un trabajo presentado por Carlos Prieto del Hospital de San Carlos de Madrid, las dosis en el personal se producen por el tiempo de escopia utilizado más que por la exposición a dichas fuentes. El número de imágenes registradas puede ser un 63% superior a una angioplastia del tipo PTCA. Las mayores dosis detectadas durante una aplicación llegan a 2,14 mSv al tobillo, 1,21 mSv a la rodilla y 0,9 mSv al antebrazo del cardiólogo, izquierdos en los 3 casos.

Capilaroscopia paramétrica de las uñas de las manos de trabajadores expuestos: ¿un precursor para la vigilancia de la exposición crónica?:

La red capilar cutánea en los pliegues de las uñas de la mano es un marcador muy sensible de alteraciones producidas por la radiación ionizante.

El trabajo del Instituto Curie de Francia propone la utilización de estas características vasculares para vigilar las manos de los trabajadores ocupacionalmente expuestos a repetidas dosis bajas de radiación a lo largo de varios años de su desempeño profesional. Su informe recoge un método fácil de usar, barato y seguro de vigilancia radiopatológica, investigando los parámetros significativos durante la observación capilarométrica. Sólo se requiere un microscopio con pequeña magnificación (10 a 100), un foco potente de luz de fibra óptica y transparentar la zona cutánea mediante un aceite de inmersión microscópico.

Equipos y estrategias de vigilancia de las dosis

Guía de uso de mandiles plomados y factores de corrección para dosimetría personal:

Un trabajo holandés del Centro de PR de la Universidad de Heindhoven, indica que la forma más plausible de evaluar la dosis efectiva que recibe un operador que usa delantal plomado (supuesto idóneo para su técnica concreta), es utilizar un dosímetro personal sobre el delantal, en la línea media frontal, sobre el collarín o sobre el pecho, y después dividir por 5 la lectura correspondiente. Para la protección del embrión durante el embarazo de la trabajadora, se recomienda utilizar un delantal plomado que reducirá las dosis al mismo en un factor de 5-10, y

vigilar la exposición del embrión con un dosímetro específicamente designado para ello, que debe llevarse bajo el mandil.

Utilización de un dosímetro electrónico de dedo para optimizar las dosis en dedos:

Cuando se utilizan radionucleidos en los hospitales las dosis que se reciben en manos deben ser optimizadas. Un grupo inglés de físicos médicos, físicos clínicos y bioingenieros de Glasgow han desarrollado un dispositivo electrónico que se coloca en el extremo del dedo índice, que es el que mayor dosis suele recibir, con varias sondas de medida y filtros para cubrir el rango energético de fotones desde 24 keV hasta 1 MeV con respuesta casi constante en energía, (AEGIS). Con el mismo han analizado las dosis en dedos del personal que manipula radionucleidos, en particular durante la preparación del metil difosfonato (MDP) en una unidad de radiofarmacia. El dispositivo AEGIS es una herramienta que permite la optimización de las dosis en manos, ayudando a identificar las actividades que resultan en una dosis mayor, y evaluando las consecuencias de cambios en la técnica seguida. También permite determinar las dosis en diferentes partes de la mano para diseñar la mejor estrategia en la vigilancia de la dosis.

El mismo grupo presentó además dos trabajos más.

Reducción de las dosis en dedos para una Unidad de Radiofarmacia mediante jeringa blindada y dispensador automático. Mediante una pequeña sonda semiconductor se registra la lectura continua de la tasa de dosis, concluyendo que la reducción en los dosis que reciben los dedos utilizando un cristal plomado y el dispensador automático (AZ1600) es del 90%. Desde que se redactó este trabajo, ha sido desarrollado otro dispensador más rápido que el considerado. Las medidas se efectuaron en la unidad de radiofarmacia de Glasgow que produce unas 40000 dosis individuales para pacientes, manipulando diariamente unos 100 GBq de Tc-99m (el 40% para óseas con MPD). Los 6 técnicos que trabajan en el recibe dosis en las manos de 50 a 200 mSv.

Opciones para proteger la mano durante el preparado y la administración del radiofármaco. Los mismos autores comparan aquí las dosis que se reciben en manos en el proceso de preparación y administración en el departamento de Medicina Nuclear, midiendo ahora con el dispositivo AEGIS, la diferencia en la distribución de dosis en torno a las 2 manos utilizando y no utilizando el blindaje de vial y el protector plomado de la jeringuilla. Concluyen que el uso de vial blindado es adecuado para la preparación de fármaco desde un vial que contenga mayor actividad pero no lo es para la inyección individual al paciente; además el protector de jeringa debe usarse si no imprescindible ver el contenido de la misma

o su escala, lo que no es habitual. Como consecuencia de ello las dosis en las manos de los técnicos de Medicina Nuclear son del orden de 4 mGy/10 GBq, mucho mayores que las recibidas en el dispensario del trabajo anterior, por los técnicos correspondientes que son del orden de 0,2 mGy/10 GBq. Esto se explica por la protección mencionada arriba, por el tiempo invertido en el proceso de 10-20 s en el caso de MN frente a 5 s en el caso de la UR, por la necesidad de evitar burbujas en MN y de que la aguja toque el líquido antes de pinchar al paciente, y por la pericia adquirida por los técnicos de la UR incluyendo una técnica más perfeccionada en la disposición de los dedos al final del émbolo de la jeringa.

Vigilancia personal en la República Checa:

El método óptimo de vigilancia personal para cirujanos vasculares:

Recomienda el uso de TLD de anillo, dosímetros de película y dosímetros de lectura directa con señal de aviso si se superan 1 mSv/h. Los límites aplicables en la legislación checa son:

Para efectos estocásticos se limita la dosis efectiva a 50 mSv por año y 100 mSv en 5 años.

Para efectos deterministas se limita la dosis equivalente anual en cristalino con 150 mSv, en piel con 500 mSv y en manos y pies con 500 mSv.

La optimización de la dosis al paciente para los procedimientos diagnósticos con RX reduce la exposición ocupacional en el campo médico:

Este trabajo presentado por la oficina estatal de seguridad nuclear checa, indica que la exposición profesional asociada a técnicas dentales, radiografías, mamografías y CT es despreciable y no requiere optimización ya que las dosis están por debajo de 1 mSv, que es el límite recomendado como indicador para la optimización de profesionales. Por el contrario las dosis significativas ocupacionales se producen en fluoroscopia clásica, DSA o procedimientos intervencionistas. En la República Checa se han llevado a cabo diferentes estudios sobre la exposición de los pacientes, obteniendo resultados que se han implementado en los correspondientes programas de garantía de calidad en las instalaciones diagnósticas. La optimización de las dosis a los pacientes asegura también la reducción de las dosis a recibir por los profesionales, sobre todo en el campo de la fluoroscopia.

Como impulsar la cultura de seguridad positiva: compromiso de responsables

El FORO del CSN:

El CSN español ha establecido un foro permanente sobre PR en el ámbito médico para favorecer la comunica-

ción entre el organismo regulador y los responsables de PR, participando en el mismo dicho CSN y las Sociedades nacionales de PR y de Física Médica. La comunicación presentada por Carmen Álvarez, presento los temas abiertos en dicho Foro, las publicaciones realizadas entre las que figuran el documento de PR de embarazadas, el Manual de PR, la guía de residuos sólidos, etc.

Algunas consecuencias de la nueva normativa sueca en el sector médico:

Se analizan las implicaciones de la Directiva 29/96 en los hospitales suecos que debe realizar la autoridad para PR sueca (SSI).

Importancia de los Servicios de PR en la optimización de las dosis ocupacionales:

En este trabajo francés de la SFRP se refleja la importancia de las funciones del SPR en el correcto entrenamiento de los profesionales sanitarios en materia de riesgos por radiación, en el establecimiento de criterios y resolución de dudas, etc. La conclusión del mismo es que el Jefe de PR es un enlace operacional entre los diferentes usuarios de radiación y la institución médica, teniendo que tratar con fuentes muy variadas, con servicios muy diferentes y con trabajadores muy diferentes. También tiene que ser un experto técnico y en leyes, ser un buen profesor y asesor en la toma de decisiones del hospital. Es también un enlace entre la institución médica y los organismos nacionales de PR. Por otra parte, aunque se supone que la protección del paciente no es de su competencia, tiene que tener muy presente la misma, ya que la mayor fuente de radiación para los trabajadores hospitalarios son precisamente los pacientes.

Gestión de la exposición ocupacional de las trabajadoras embarazadas en España:

El trabajo fue presentado por Emilio Casal resumiendo del documento elaborado al efecto por el Foro CSN-EPR-SEFM.

Fue muy comentada por los asistentes la dificultad inherente de clasificar los puestos de trabajo en función de su riesgo, a efectos de poder asegurar que no se reciben dosis significativas para el embrión, dado el bajo límite aplicable para el mismo.

Reglamentación del trabajo con radiación ionizante en el sector médico británico:

Se concluye que aunque existe reglamentación en GB desde 1985 para el control del trabajo con radiaciones ionizantes, en el campo médico es necesario tomar acciones relativas a inspección e investigación de incidentes notificados, producción de guías en aspectos se haya identifica-

do la necesidad de ello, comunicación entre profesionales, asociaciones y autoridades reguladoras y toma de acción inmediata cuando se detecte la necesidad de las mismas.

Evolución de la vigilancia dosimétrica de los trabajadores expuestos en el campo médico francés:

De los 26.000 trabajadores con vigilancia individual de Francia, alrededor de 14.000 corresponden al campo médico de RX, MN y RT. En los últimos 20 años la exposición ha disminuido progresivamente, lo que se espera reforzar con la implantación en 1998 y 1999 de nuevas recomendaciones, que consisten esencialmente en: cambiar los dosímetros fotográficos, utilización de dosímetros activos en tiempo real en zonas controladas, y el establecimiento de una base de datos (SISERI) de datos dosimétricos accesible sólo a servicios de vigilancia médica y profesionales autorizados. El trabajo muestra mediante datos estadísticos como se han establecido las mismas en el campo médico.

Elaboración de guías de buena práctica en PR médica:

Este trabajo francés del INRS-SFRP resume los aspectos más significativos de su elaboración que responden a la necesidad de transcribir la compleja normativa a la práctica clínica, asegurar el correcto análisis de riesgos y racionalizar las medidas de control necesarias. Se publicarán en la página web del INRS.

Como impulsar la cultura de seguridad positiva: entrenamiento e intercambio de información

Formación en PR en Radiología Intervencionista:

El trabajo presentado por Eduardo Guibelalde describe el programa MARTIR financiado por la Comunidad Europea, que se plasma en dos videos y un CD-ROM interactivo de difusión gratuita en las principales lenguas de Europa. En la misma línea la CE ha promovido un foro durante el año 2002 con las principales Sociedades Médicas Europeas con procedimientos intervencionistas.

PR en prácticas médicas: mito y realidad desde el punto de vista de los TER franceses:

Se concluye que como los TER son los profesionales que imparten la mayoría de las dosis, resulta de importancia prioritaria su inclusión en las redes de PR.

Experiencia en la aplicación de la escala INES a los sucesos de instalaciones radiactivas españolas:

El trabajo presentado por M^a Luisa Ramírez recogió la experiencia del CSN desde principios del año 2001 aplicando dicho sistema a las instalaciones radiactivas españolas, con 31 sucesos notificados y clasificados se-

gún la escala INES, y un informe enviado a la IAEA para publicar dicha experiencia. El sistema resulta una herramienta útil para dichas instalaciones permitiendo una aproximación sistemática a los sucesos mencionados.

Informe de un accidente ocurrido en una instalación de Medicina Nuclear en Italia

El trabajo presentado por G. Tosi del IEO de Milán, narra un suceso de radiodermatitis en un dedo de un técnico nuclear al preparar cantidades terapéuticas de Y-90 (15 GBq) en tratamientos de radioinmunoterapia con anticuerpos monoclonales (MoAbs). La dosis recibida en el dedo era del orden de 9-21 Gy distribuidos en unos 2-3 mm, lo que se estimó mediante un código de Monte Carlo para el transporte de partículas betas (FLUKA). 4 años después del accidente no puede apreciarse apenas lesión en el dedo afectado.

Revisión del desarrollo de bases de datos de incidentes y mecanismos de retroalimentación: IRID, RELIR, EURAIDE, RADEV:

El trabajo de elaboración conjunta NRPB, CEPN, IAEA revisa el desarrollo de estas bases de datos sobre incidentes junto con las iniciativas de la Unión Europea y de la IAEA para mejorar los mecanismos de información consiguiente. Estas iniciativas cubren un rango amplio de usos de radiación, con una importante contribución de incidentes y accidentes en instalaciones de radiografía industrial, aunque suministrando mecanismos para "aprender la lección".

Recomendaciones

Como se menciona al principio del informe resulta esencial conseguir su redacción previa a la publicación definitiva, pues recogieron de forma eficiente las conclusiones más importantes de su reunión.

Algunos de los aspectos que recogían y de especial significado son:

- *Experto cualificado*, criterios de armonización, formación continuada, entrenamiento.
- *Físicos médicos*, es la figura idónea para responsabilizarse de la PR hospitalaria (propuesta de la FRG). Su responsabilidad debe estar clara y bien establecida.
- *Dosimetría en extremidades: ALARA.*
- *Recomendaciones sobre mandiles plomados.*
- *Dosis internas, ¿las conocemos? Paciente y trabajadores. ¿ligadas al programa SMOPIE?*
- *Niveles de referencia para nuevas prácticas.*
- *Mecanismos de realimentación de accidentes.*
- *Recomendaciones para la trabajadora embarazada.*

Raquel Barquero Sanz
Natividad Ferrer García

Página www con parámetros dosimétricos de fuentes de Cs-137 e Ir-192 en braquiterapia

En el Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear de la Facultad de Física de la Universidad de Valencia, María de las Mercedes Lis Boada ha realizado un Trabajo de Investigación en el campo de la Dosimetría en Braquiterapia dirigido por Facundo Ballester Pallarés y José Pérez Calatayud dentro de su Programa de Doctorado y en el seno del Grupo de Física Médica de este Departamento.

El trabajo se titula "Confección de un conjunto completo actualizado de parámetros dosimétricos para todos los modelos de fuentes existentes de Cs-137 e Ir-192 utilizadas en braquiterapia para uso clínico" y ha consistido en la confección de distintas hojas en formato EXCEL en las que se incluye la información dosimétrica completa de las fuentes de los citados isótopos en uso clínico, que se han puesto en la WWW

Para cada modelo de fuente se presentan las pestañas "Información general", "Esquema de la fuente (geometría y materiales)", "Constante de tasa de dosis", "Tabla

along-away de tasa de dosis", "Función de anisotropía", "Función radial de dosis", "Función geométrica", "Factor de anisotropía", "Constante de anisotropía", "Parámetros de Sievert" y "Otras referencias". Esta información ha sido extraída de una referencia elegida con criterios de suficiente aceptabilidad y expansión en cuanto datos necesarios para los Sistemas de Planificación.

Dado el formato en EXCEL, estas tablas son fácilmente importables para utilizarse como entrada y/o test completo de los cálculos de los Sistemas de Planificación.

La dirección de la página web es: http://www.uv.es/fisato/brachytherapy_dosimetric_parameters para cualquier cuestión o información que se crea oportuno dirigirse a:

malisbo@alumni.uv.es
Facundo.Ballester@uv.es
Jose.Perez-Calatayud@uv.es

María de las Mercedes Lis Boada
Facundo Ballester Pallarés
José Pérez Calatayud