

Este año 2005 ha sido declarado por la ONU como año mundial de la física conmemorando el centenario de uno de los *annus mirabilis* de la física y de toda la ciencia, 1905 en el que Albert Einstein publicó tres trabajos que revolucionaron la física. Hemos querido unir este acontecimiento con las directrices establecidas en el Plan Estratégico de la SEFM para la Revista de Física Médica, publicando tres ejemplares en lugar de los dos números tradicionales. Para alcanzar finalmente este objetivo este año y consolidarlo en años sucesivos, va a ser necesaria la participación de todos, incrementando el nivel de producción científica y el de difusión de los resultados.

Esta celebración nos lleva casi involuntariamente a hacer un balance acerca de la actividad que venimos desarrollando. Son múltiples los campos que abarca la física y muchos más la física aplicada, y entre ellos la física médica ha merecido una especial atención en nuestro país en las últimas décadas. Si recordamos que fue en 1974 cuando se constituyó la Sociedad Española de Física Médica, para algunos parecerá que fue el otro día y, en cambio a otros les puede sonar a viejo. Lo cierto es que desde los balbuceos de la radioterapia con las mal nombradas "bombas de cobalto" que precisaron de "un físico" (material complementario), hasta nuestros días se ha recorrido un gran trecho. La tecnología se ha encargado de estirar este período de una forma inconcebible hace treinta años, para llegar a un presente que ocupa a más de 400 profesionales en este sector de la física aplicada. También es motivo de satisfacción el disponer de nuestro propio órgano de difusión, ésta Revista nuestra; asimismo queremos constatar la satisfacción que produce la

presencia de apellidos españoles en las publicaciones internacionales.

"Es de bien nacidos ser agradecidos" dice un refrán popular y, al observar que se están produciendo las primeras jubilaciones entre nuestros colegas, sería grato para ellos saber que los que permanecemos en el ejercicio de nuestra profesión solo tenemos palabras de reconocimiento y gratitud para ellos. Tal vez no sea necesario que se celebre un año internacional de la física para hacer balance pero sí que anima el hecho de recordar que la Física Médica en este país sigue bastante viva.

Por otra parte, tenemos el XV Congreso Nacional de Física Médica a la vuelta de la esquina. Además de ser una magnífica ocasión para encontrarnos y consolidar antiguas y nuevas amistades, esperamos que desde el punto de vista científico sea una fuente extraordinaria de aportaciones, y para la Revista un soplo de ánimo con el que se genere material adecuado para ser publicado y dado a conocer a la mayor cantidad posible de colegas. Tanto el Comité organizador del Congreso como el de Redacción de la Revista de Física Médica, albergamos la esperanza de contar con el concurso de colegas de más allá de nuestras fronteras, no en vano somos, tal vez, uno de los pocos referentes en habla hispana. Sirva esto de invitación a todos los colegas hispanoamericanos tanto para conocer la Sociedad Española de Física Médica a través del XV Congreso, como para abrir las puertas de nuestra Revista, que estaría encantada de contar con su colaboración.

Con la esperanza de que nos veamos pronto os saludamos hasta la próxima.

Evaluación del detrimento radiológico en el programa de prevención del cáncer de mama de la Comunidad Valenciana

M. Ramos¹, S. Ferrer¹, J.I. Villaescusa², G. Verdú¹, M.D. Salas³, M.D. Cuevas⁴

¹Departamento de Ingeniería Química y Nuclear. Universidad Politécnica de Valencia.

²Servicio de Protección Radiológica. Hospital La Fe de Valencia.

³Dirección General de Salud Pública. Consellería de Sanidad de Valencia.

⁴Dirección General de Prestación Asistencial. Consellería de Sanidad de Valencia.

Resumen

El Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana (PPCMCV) comenzó en 1992. Actualmente, se encuentran en funcionamiento 24 unidades mamográficas, en centros de salud y hospitales públicos de toda la Comunidad. El cribado mamográfico supone un riesgo para la salud de las mujeres examinadas, que es necesario estimar y controlar. Se ha desarrollado una metodología para el cálculo aproximado del detrimento radiológico haciendo uso de los métodos de Monte Carlo, aplicado a ciertas condiciones de trabajo del Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana. Como indicadores cualitativos del Programa, se han obtenido las dosis medias glandulares promediadas (*DMG*) de tres muestras poblacionales, de 100 mujeres por cada una de las 24 unidades del programa. Además, se ha estimado el detrimento o riesgo radiológico asociado a estos exámenes mamográficos, en términos de la probabilidad de inducción de cáncer de mama por mujer-año y mSv, empleando el informe UNSCEAR 2000, para poder seguir la evolución del riesgo entre estas muestras. Los resultados dosimétricos se han comparado con otros estudios en Galicia, Italia y el Reino Unido, obteniéndose valores similares. El detrimento radiológico estimado del programa es inferior a 6 cánceres y a 4 cánceres mortales por 100.000 mujeres, similar a los valores presentados en un trabajo previo, siendo inferior a los aproximadamente 4 cánceres detectados por 1.000 mujeres, en la primera vuelta, lo que justifica el programa desde una perspectiva basada en el beneficio obtenido y el riesgo inducido. Estos resultados muestran que es posible controlar el

riesgo radiológico realizando controles de calidad periódicamente a los equipos mamográficos.

Palabras clave: Cribado mamográfico. Monte Carlo. Riesgo radiológico.

Evaluation of radiological detriment in the Valencia Breast Cancer Early Detection Programme

Abstract

In 1992 the Valencian Breast Cancer Screening Program (VBCSP) started in the Valencian Community. Up to now, twenty-four mammography units are installed in public hospitals, all over the region. Breast screening presents in the studied women health risks which have to be estimated and controlled. A methodology to calculate approximately radiological detriment in the Valencian Breast Cancer Screening Program has been presented based on Monte Carlo techniques. As qualitative parameters in the Program, the average mean glandular doses (*MGD*) from three representative sample populations of 100 women undergoing screening mammography from each of the twenty-four units in operation have been obtained. Furthermore, the UNSCEAR 2000 report has been employed to estimate the radiological risk or detriment, in terms of the probability of radioinduced breast cancer mortality per woman-year and mSv, associated with these mammography examinations, and to follow the risk evolution between these sample populations. The dosimetric results have been compared with others studies in the Galician Community, in Italian or in the United Kingdom, showing similar values. The radiological detriment, measured as the number of screen-induced total and fatal breast cancers, is lower than 6 and 4 per 100000 women, respectively, similar to the values presented in a previous work, being lower than the approximately 4 detected cancers per 1000 women, in the first round. These results justify the screening program from a benefit to risk perspective and show that it is possible to control the radiological risk assessment by making quality control testing periodically at the mammography units.

Key words: Breast screening. Monte Carlo. Radiological risk.

Correspondencia: M. Ramos. Departamento de Ingeniería Química y Nuclear. Universidad Politécnica de Valencia. Camino de Vera, s/n. 46022 Valencia.

E-mail: mirapas@iqn.upv.es

Fecha de recepción: 8-1-2004.

Fecha de aceptación: 23-12-2004.

Introducción

El Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía¹ es el documento que recoge los principios y procedimientos que aseguran el control y seguimiento de las dosis glandulares recibidas por los grupos de mujeres que participan en un programa de cribado mamográfico. La dosis media en tejido glandular (DMG) es un parámetro aceptado generalmente como indicador de riesgo². Sin embargo, el riesgo o detrimento radiológico de una exposición mamográfica no depende exclusivamente de la dosis, existiendo otros factores de riesgo, como por ejemplo la edad de exposición, que influyen en la probabilidad de padecer en un futuro un cáncer de mama radioinducido³.

En un artículo previo⁴, los autores desarrollaron un primer modelo para estudiar el detrimento radiológico asociado al Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana (PPCMCV), empleando los datos existentes hasta 1998 de 11 unidades mamográficas, y utilizando el código de Monte Carlo MCNP-4B⁵. En el presente artículo, el modelo matemático de exposición se ha modificado para obtener estimaciones de riesgo en las 24 unidades del PPCMCV, basándose en la anatomía de la mama de la mujer de la Comunidad Valenciana, la composición glandular y un nuevo catálogo de espectros de rayos X. Además, el detrimento radiológico se ha estimado con nuevos modelos de proyección de riesgo.

En el informe UNSCEAR 1994⁶ se analizan los riesgos radiológicos derivados de estudios epidemiológicos de poblaciones expuestas a la radiación ionizante. En este informe se realizó un seguimiento de incidencia y mortalidad por cáncer a los supervivientes de las bombas atómicas de Hiroshima y Nagasaki, a pacientes expuestos a radiación durante tratamiento médico y diagnóstico y a trabajadores de instalaciones radiactivas. Muchos de los estudios epidemiológicos a baja LET fueron revisados en el informe UNSCEAR 1994, pero recientemente se ha publicado el informe UNSCEAR 2000⁷, donde se realiza una comparación más exhaustiva y detallada de los riesgos asociados a cánceres específicos radioinducidos. En este informe, se incluyen los nuevos casos observados durante los últimos años del extenso seguimiento realizado a los supervivientes de las bombas atómicas⁸. En particular, para el cáncer de mama, se estudian cohortes de incidencia y mortalidad de un gran número de estudios epidemiológicos, como el seguimiento a los pacientes de fluoroscopia para el tratamiento de tuberculosis realizados en Canadá⁹ y en Massachussets¹⁰, los estudios a pacientes de Suecia con enfermedades benignas de mama¹¹ o los casos de pacientes irradiados durante su infancia para el tratamiento del hemangioma de piel en Estocolmo¹² y Gothenburg¹³, entre otros.

En el presente artículo, los autores han desarrollado una metodología, dividida en dos etapas, para estimar de forma cualitativa el riesgo o detrimento radiológico aso-

ciado al Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana. En una primera etapa se realizaron controles de calidad a los equipos mamográficos y se extrajeron tres muestras poblacionales de los datos registrados durante la exposición a un total de 100 mujeres por cada uno de los centros del programa para el análisis dosimétrico. En una segunda etapa se utilizaron modelos de proyección de riesgo basados en el informe UNSCEAR 2000 para estimar el detrimento radiológico del programa, empleando los datos dosimétricos obtenidos en la etapa anterior.

Materiales y métodos

El Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana (PPCMCV)

El Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana (PPCMCV) comenzó en 1992. Actualmente, se encuentran en funcionamiento 24 unidades mamográficas, en centros de salud y hospitales públicos de toda la Comunidad. El PPCMCV está dirigido a mujeres asintomáticas con edades comprendidas entre los 45 y los 69 años, siendo la edad de inicio inferior a otros programas de cribado nacionales e internacionales. El examen mamográfico consiste en la realización de dos proyecciones, craneocaudal (CC) y oblicuo-mediolateral (OML), de cada mama en la primera citación, y en una proyección OML por mama en citaciones posteriores, con una densidad óptica de referencia de 1,4. El periodo de cribado es cada dos años y se realiza una doble lectura¹⁴.

Controles de calidad a los equipos mamográficos

Los equipos mamográficos del PPCMCV son fijos y la mayoría de las unidades son de la marca Instrumentarium Alpha RT. En tres unidades se utiliza el Philips Mammodiagnostic UC, en otras tres, el GE Senographe DMR, en dos el Siemens Mammomat 3000 y en otras dos el GE Senographe 700 T. Cada mamógrafo está equipado con un dispositivo de control automático de exposición (CAE), una rejilla antidispersora y un display de post-exposición del voltaje y la carga del tubo. En algunos mamógrafos, la lectura del espesor de mama comprimida es directa. Algunos de los equipos permiten la selección manual o automática de la combinación ánodo/filtro, entre molibdeno/molibdeno (Mo/Mo), molibdeno/rodio (Mo/Rh) o rodio/rodio (Rh/Rh), antes de realizar la exposición. En los cálculos realizados en este estudio sólo se ha considerado la combinación ánodo/filtro Mo/Mo, ya que fue la seleccionada en el 95% de las exposiciones clínicas en las que se tomó nota de este parámetro.

Cada año, se realiza un control de calidad a cada uno de los mamógrafos de las unidades de cribado del pro-

Tabla 1. Valores típicos de CHR (mm Al) para un ánodo de Mo y filtración de 30 μm de Mo y diferentes voltajes (Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía¹)

Voltaje (kV)	CHR (mm Al) sin compresor	CHR (mm Al) con compresor (3 mm PMMA)
25	0,28	0,34
28	0,32	0,37
30	0,34	0,38
31	0,35	0,39
34	0,36	0,40

grama, siguiendo las Directrices Europeas de Garantía de Calidad en Mamografía¹⁵. En dicho control se verificaron diferentes parámetros de los mamógrafos como el rendimiento, el valor de la capa hemirreductora, la densidad óptica, la distancia foco-tablero y la carga del tubo durante el CAE.

La medida de la capa hemirreductora (*CHR*) se realizó a una única tensión de 28 *kV*, con diferentes láminas de aluminio con una pureza del 99,9%, y con una carga de 200 *mAs*. La *CHR* para otras tensiones se ha estimado a partir del ajuste obtenido entre los valores de la tensión y de la *CHR* que figuran en el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía¹ (tabla 1) corregidos por el valor de la *CHR* medida a 28 *kV*, según

$$CHR = CHR_{med} \frac{(A_2 kV^2 + A_1 kV + A_0)}{(A_2 kV_{med}^2 + A_1 kV_{med} + A_0)} \quad (1)$$

donde *kV* es el voltaje del tubo durante una exposición normal, *kV_{med}* es el voltaje real que muestra el mamógrafo durante la medida del valor de la *CHR* a la tensión de referencia de 28 *kV*. Las constantes del ajuste son $A_0 = -0,2191$, $A_1 = 0,0339$ y $A_2 = -0,0005$, con un error cuadrático de $R^2 = 0,9943$.

La medida del rendimiento Γ se realizó en un rango de tensiones entre 25 y 31 *kV* a una carga del tubo fija de 50 ó 100 *mAs*, situando la cámara de ionización bajo y en contacto con el compresor, en aire, es decir, sin maniquí. Los valores del rendimiento se han ajustado de forma lineal en cada una de las unidades y muestras, obteniéndose un R^2 superior al 0,99 en la totalidad de unidades y muestras.

El kerma en aire incidente sobre la superficie de entrada (*KASE*) de la mama se estimó a partir de los rendimientos medidos manteniendo la placa de compresión en su sitio y corregidos por la distancia de acuerdo con

$$KASE = \Gamma_{DFC} \left(\frac{DFC}{DFT - b} \right)^2 mAs \quad (2)$$

donde Γ_{DFC} es el rendimiento o kerma en aire incidente por unidad de carga del tubo, medido en *mGy/mAs* a la

distancia foco-cámara (*DFC*), *DFT* es la distancia focotablero, *b* es el espesor de mama comprimida y *mAs* es la carga del tubo de rayos X durante una exposición en condiciones clínicas.

La *CHR* y el *KASE* se han medido con una cámara de ionización RadCal 10X5-6M, con una precisión de $\pm 4\%$ a 20 *kVp* y 0,26 *mm Al*, con un rango entre 0,01 μGy y 600 *Gy*.

Muestras poblacionales

Entre noviembre de 2000 y marzo de 2001 se extrajo una muestra poblacional de 100 mujeres de cada una de las unidades en funcionamiento del PPCMCV después de la realización de un control de calidad a cada equipo mamográfico, para calcular la dosis media glandular (*DMG*). Los datos recogidos en la muestra para cada mujer y proyección fueron el voltaje (*kV*) y la carga del tubo de rayos X (*mAs*), el espesor de mama comprimida (*b*) y la edad de cada mujer. Algunos mamógrafos no tienen indicador del espesor de mama bajo compresión, por lo que se estimaron con una regla graduada. Una segunda muestra se extrajo entre octubre y noviembre de 2001, mientras que entre octubre y noviembre de 2002 se extrajo una tercera muestra poblacional, ambas de 100 mujeres de cada una de las unidades en funcionamiento del programa, después de la realización de otros controles de calidad a los mamógrafos.

Estimación del factor de conversión con el código MCNP-4c2

La dosis media glandular por proyección se ha calculado según

$$DMG = g_c KASE \quad (3)$$

donde g_c es un factor de conversión entre el kerma medido en la superficie de entrada y la dosis media glandular.

El código MCNP permite la simulación de escenarios para la obtención de diferentes magnitudes dosimétricas, normalizadas por partícula emitida por la fuente. El factor g_c se ha obtenido a partir de diferentes simulaciones con el código de Monte Carlo MCNP-4c2¹⁶. Dicho factor se ha calculado como la relación entre la dosis media glandular (δ) y el kerma sin retrodispersión (k_0), ambos por fotón emitido, en función de la *CHR*, el espesor de mama comprimida, *b*, y la glandularidad, *G* (porcentaje en masa de tejido glandular en la región central de la mama), según

$$g_c(CHR, b, G) = \frac{\delta}{k_0} \quad (4)$$

Para la obtención del factor g_c se han simulado dos escenarios con el código de Monte Carlo MCNP-4c2. El

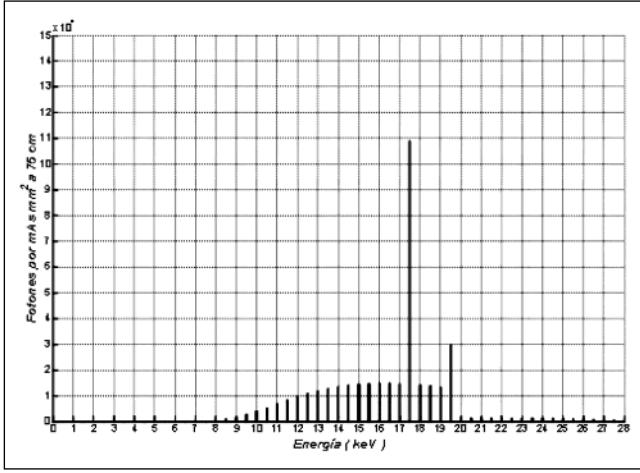


Fig. 1. Espectro a 28 kV con filtración de 1 mm Be + 30 μ m Mo. El flujo de fotones por mAs y mm² está medido a una distancia de 75 cm.

escenario 1 simula las condiciones de la medida del *KASE*, libre en aire, durante los controles de calidad, incluyendo únicamente el compresor y un modelo matemático de detector. Este escenario se ha creado para medir el kerma en aire a la entrada sin retrodispersión por partícula emitida, k_0 . El escenario 2 simula las condiciones de exposición en condiciones clínicas, haciendo uso de un modelo matemático de mama de mujer. Este escenario se ha utilizado para calcular la dosis glandular media por partícula emitida, δ .

El escenario 1 está compuesto por una fuente puntual de rayos X, el compresor de PMMA y un rectángulo de 1 cm², que modela la cámara de ionización. La placa de compresión se ha modelado como polimetilmetacrilato (PMMA), con un espesor de 3 mm y una densidad de 1,19 g cm⁻³.

El espectro de rayos X emitido por la fuente puntual de los escenarios se ha obtenido del *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and other Data*¹⁷, para un rango de voltajes entre 25 y 31 kV, con ánodo de molibdeno y filtración de 1 mm berilio y 0,03 mm molibdeno. La capa de 1 mm de berilio modela la ventana del tubo de rayos X. La fig. 1 muestra el flujo de fotones por mm² y mAs a 75 cm, para una tensión de 28 kV.

El kerma en aire por partícula emitida se ha estimado en el escenario 1 con una tarjeta F2 (flujo de fotones en una superficie), en un rectángulo de 1 cm², simulando la cámara de ionización. La contribución individual a la dosis de cada elemento i , δ_i , se ha calculado empleando una tarjeta F4 (flujo de fotones promediado en la mama). Estos valores se han modificado con una tarjeta FM para normalizar el flujo en cm² partícula⁻¹ a un valor en MeV (g partícula)⁻¹. Los coeficientes de la tarjeta FM se indican en la tabla 2.

El escenario 2 está compuesto por una fuente puntual de rayos X, un compresor de PMMA y una mama de es-

Tabla 2. Coeficientes para la *tally FM*, donde ρ_a es la densidad atómica y ρ_m es la densidad molecular del elemento

Elemento	$\rho_a \rho_m^{-1}$
Hidrógeno	0,60230
Carbono	0,05019
Nitrógeno	0,04302
Oxígeno	0,03764

pesor, radio y glandularidad variable. La mama se ha modelado para representar una proyección cualquiera (CC u OML), simulándose como un semicilindro de radio variable en un rango de espesores de mama entre 2 y 11 cm y con un espesor de tejido adiposo de 0,5 cm, simulando la piel de la mujer¹⁸.

El código MCNP no permite el cálculo separado de la dosis en cada uno de los tejidos que componen la mama. Por ello, se ha calculado en el escenario 2 la dosis glandular media δ como la suma de las dosis absorbidas en cada uno de los átomos de los elementos que componen el tejido glandular,

$$\delta = \frac{\rho_g}{\rho_{mezcla}} \sum_{i=1}^4 [C_{ig}] \delta_i \quad (5.1)$$

$$\rho_{mezcla} = \frac{\rho_a \rho_g}{G \rho_a + (1-G) \rho_g} \quad (5.2)$$

donde ρ_g y ρ_a son las densidades de los tejidos glandular y adiposo, respectivamente, ρ_{mezcla} es la densidad de la región central de la mama, G es la glandularidad, δ_i es la contribución individual por fotón emitido a la dosis del elemento i (oxígeno, carbono, nitrógeno e hidrógeno) obtenida directamente de la salida del código MCNP, en MeV (g partícula)⁻¹ y C_{ig} es la contribución en peso de cada elemento i en el tejido glandular, según Hammersstein et al².

La figura 2 muestra la variación del factor g_c en un rango de espesores de mama comprimida entre 2 y 11 cm y un rango de glandularidades entre 0,01 y 0,99 a 0,37 mm Al, donde se observan los valores puntuales obtenidos con MCNP.

Se han comparado para todos los espesores los valores del factor g dados en el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía a una CHR de 0,37 mm Al y 50/50 de composición glandular con el factor g_c obtenido con MCNP, obteniéndose una diferencia máxima inferior al 5%. Aunque los valores de los factores de conversión obtenidos son aceptables para la estimación del riesgo, serían necesarios estudios posteriores para analizar la sensibilidad al código, a la librería de secciones eficaces o a las tarjetas escogidas, como los realizados por Zoetelief et al¹⁹.

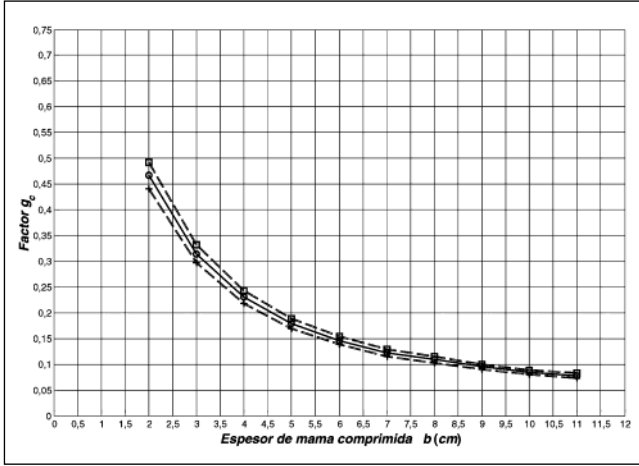


Fig. 2. Factor g_c obtenido con el código MCNP-4c2 a una glandularidad del 1% (\square), del 50% (\circ) y del 99% ($+$) (0,37 mm Al, ánodo Mo y filtración 30 μ m Mo).

La dosis media glandular por proyección se ha calculado de acuerdo con (3) utilizando los valores del factor g_c obtenidos en este trabajo en función de la CHR y del espesor y glandularidad de la mama.

La glandularidad de cada una de las mujeres en cada una de las muestras poblacionales extraídas se determinó haciendo uso de los resultados de un estudio²⁰ desarrollado en el Reino Unido (Guildford y en Northern Region) sobre una muestra de mujeres entre 40 y 64 años de edad. En este estudio se obtuvo la siguiente relación entre la glandularidad (porcentaje de masa de tejido glandular en la región central de la mama) y el espesor de mama:

$$G(\%) = a_3 \left(\frac{b}{10} \right)^3 + a_2 \left(\frac{b}{10} \right)^2 + a_1 \frac{b}{10} + a_0 \quad (6)$$

donde b es el espesor de mama en cm. El valor de los parámetros de ajuste, a_0 , a_1 , a_2 , y a_3 depende del grupo de edad de la mujer, siendo distinto para los grupos con edades comprendidas entre 40-49 años y 50-64 años.

El valor promedio de la dosis glandular media (\overline{DMG}) se ha calculado sumando los valores medios de las dosis por mujer y proyección de todas las unidades activas durante la toma de la muestra i . Por simplificación, las proyecciones adicionales, aquellas exposiciones asociadas a estudios complementarios al diagnóstico, y realizadas en otros centros externos a las unidades de cribado, no se han incluido en el cálculo.

Estimación del número de cánceres radioinducidos en el PPCMCV

Se denomina riesgo de muerte o mortalidad a , a una edad a , a la probabilidad de que un individuo muera en

un pequeño intervalo $(a, a+\delta)$, dividido por la longitud del intervalo (δ), suponiendo que el individuo está vivo en a . La probabilidad de que una mujer muera por cáncer de mama en ausencia de exposición se llama riesgo base de mortalidad por cáncer de mama a una edad a , y se representa como $m_0(a)$. De una forma similar, la probabilidad de que una mujer sufra un cáncer de mama a la edad a se denomina riesgo base de incidencia, y se representa como $i_0(a)$.

La probabilidad de que una mujer muera por cáncer de mama en la edad a después de una exposición en la edad e , se representa como $m_d(a)$. Análogamente, se representa como $i_d(a,e)$ la probabilidad de que una mujer sufra un cáncer de mama después de una exposición en e . Ambas probabilidades incluyen los casos de cánceres de mama radioinducidos así como los cánceres de mama debidos a otros factores de riesgo (genéticos, dieta, calidad de vida...). Por esta razón se introduce el concepto de exceso absoluto de riesgo, definido como la probabilidad de que una mujer padezca, EAR_{in} , o muera, EAR_m , a la edad a únicamente por un cáncer radioinducido en la edad e , es decir

$$EAR_{in}(a,e) = i_d(a,e) - i_0(a) \quad (7.1)$$

$$EAR_m(a,e) = m_d(a,e) - m_0(a) \quad (7.2)$$

donde $m_d(a,e)$ es la función de riesgo para cánceres mortales de mama, después de la exposición, y que dependerá del riesgo base de la población expuesta, $m_0(a)$, e $i_d(a,e)$ es la función de riesgo de incidencia de cáncer de mama después de la exposición.

El exceso absoluto de riesgo se estima a partir de un modelo de transporte que transfiera las funciones de riesgo conocidas a partir de un estudio epidemiológico de una población expuesta a la radiación, a la población bajo estudio, de la que se desconoce su comportamiento frente a la radiación. Se ha escogido para transportar riesgos un modelo multiplicativo o de Cox²¹, empleado en gran cantidad de análisis biomédicos y de supervivencia por su relativa simplicidad matemática. De esta forma, el exceso absoluto de riesgo se estimaría a partir del exceso relativo de riesgo como

$$EAR_{in} = i_0(a)ERR_{in} \quad (8.1)$$

$$EAR_m = m_0(a)ERR_m \quad (8.2)$$

donde ERR_{in} y ERR_m son el exceso relativo de riesgo de incidencia y de mortalidad por cáncer de mama de una población con riesgos conocidos, i_0 y m_0 .

Los excesos relativos de riesgo (ERR_{in} y ERR_m) son parámetros que dependen exclusivamente del estudio epidemiológico. Así, en el informe UNSCEAR 2000 se emplean dos modelos diferentes para estimar el ex-

ceso relativo de riesgo (ERR_{in} y ERR_m), basados en el seguimiento de la incidencia y la mortalidad por cáncer de mama entre los supervivientes de Hiroshima y Nagasaki hasta el año 1990. En el modelo de edad de exposición, el exceso relativo de riesgo se estima como

$$ERR(e) = \alpha \theta_s \frac{DMG}{DDREF} \exp\{\lambda(e-t')\} \quad (9)$$

donde e es la edad de exposición, θ_s es una función que depende del sexo ($\theta_s = 1$ para el cáncer de mama, ya que en los estudios epidemiológicos sólo se han observado casos en mujeres) y DMG es la dosis media en tejido glandular, siendo α , λ y t' constantes de ajuste. En el modelo de edad alcanzada, el exceso relativo de riesgo se estima como

$$ERR(a) = \beta \theta_s \frac{DMG}{DDREF} \left(\frac{a}{50}\right)^\gamma \quad (10)$$

donde a es la edad alcanzada, y β y γ son constantes del ajuste. En todos los modelos se ha dado validez a la hipótesis de linealidad con la dosis efectiva, asumiendo un factor de eficiencia de dosis y tasa de dosis, $DDREF$, unitario. Para el caso de incidencia, el informe UNSCEAR 2000 propone un modelo de edad alcanzada, mientras que en el caso de mortalidad, propone un modelo de edad de exposición y otro de edad alcanzada.

En el informe UNSCEAR 1988²² se define el riesgo de muerte radioinducida ($REID$) como la probabilidad de que un individuo muera en algún momento de su vida por un cáncer radioinducido a una edad de exposición e . El periodo de latencia L se define como el periodo de tiempo entre una exposición y el diagnóstico clínico de un cáncer. Asumiendo que la muerte por cáncer de mama no ocurre súbitamente, sin examen y diagnóstico clínico, el $REID$ se estimaría como

$$REID(e) = \int_{e+L}^{\infty} (1-h_0(a')) EAR_m(e, a') da' \cong \cong ERR_m(e) \sum_{j=e+L}^{e+L+P} \left(\prod_{k=e}^j [1-h_0(k)] \right) m_0(j) \quad (11)$$

donde P es la meseta para el cáncer de mama, e es la edad de exposición y h_0 es la tasa de mortalidad de la población expuesta a la radiación, debida a cualquier tipo de causa. El periodo de latencia y la meseta para el cáncer de mama se obtienen a través de los datos presentados en el ICRP (1991)²³. En (12), el término entre paréntesis reduce el riesgo considerando la supervivencia de la

mujer hasta la edad j en la que muere debido al cáncer radioinducido.

Una magnitud similar es el $REIC$, o riesgo de cáncer radioinducido, que se define como la probabilidad de que un individuo padezca en cualquier momento de su vida un cáncer radioinducido debido una exposición a una edad e , estimándose como

$$REIC(e) = \int_{e+L}^{\infty} (1-h_0(a')) EAR_{in}(e, a') da' \cong \cong ERR_{in}(e) \sum_{j=e+L}^{e+L+P} \left(\prod_{k=e}^j [1-h_0(k)] \right) i_0(j) \quad (12)$$

donde $i_0(j)$ es la tasa de incidencia a la edad j .

Se ha asumido que la tasa de mortalidad en la población de mujeres bajo cribado es igual a la tasa de mortalidad en toda la Comunidad Valenciana. La fuente de los datos de mortalidad y mortalidad por cáncer de mama en la Comunidad Valenciana ha sido la base de datos del Instituto Nacional de Estadística²⁴. La tasa de incidencia por cáncer de mama se ha estimado a partir de la letalidad por cáncer de mama, f , según la ICRP (1991), y del riesgo base de mortalidad por cáncer de mama, según

$$i_0 = f^1 m_0 \quad (13)$$

En las figuras 3 y 4 se muestran el $REIC$ y el $REID$ por 100.000 mujeres-año a 1 mSv , en función de la edad de exposición, según los tres modelos de proyección de riesgo por edad para cáncer de mama que aparecen en el informe UNSCEAR 2000. En todos los modelos, el riesgo disminuye cuando la edad de exposición aumenta, siendo mayor la mortalidad para el modelo de edad alcanzada.

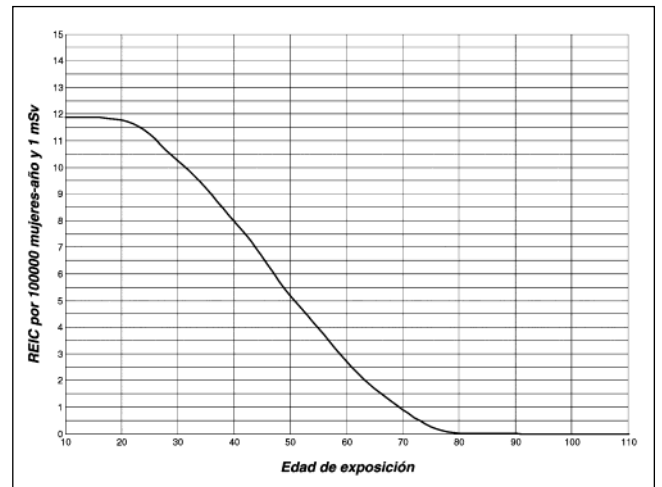


Fig. 3. Riesgo de inducción de cáncer ($REIC$) por mujer-año a 1 mSv en función de la edad de exposición ($DDREF = 1$ y $L = 10$ años) (Modelo de edad de exposición).

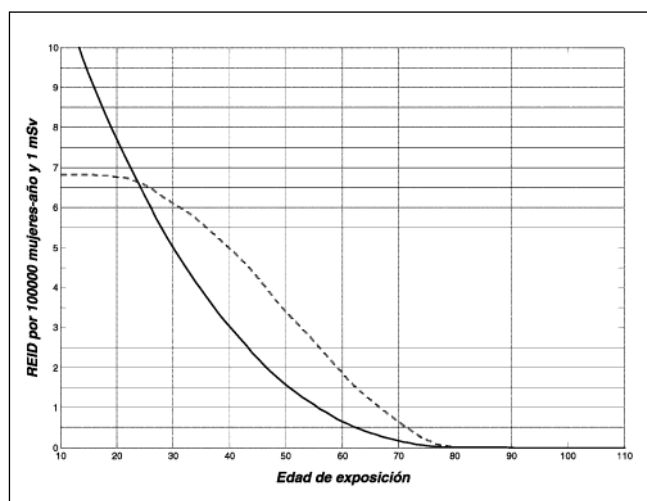


Fig. 4. Riesgo de muerte por cáncer radioinducido (*REID*) por mujer-año a 1 *mSv* en función de la edad de exposición (*DDREF* = 1 y *L* = 10 años) (Modelo de edad de edad alcanzada (--) y de edad de exposición (—)).

Resultados

La tabla 3 muestra los valores promedio y la desviación típica de los datos registrados y de la dosis estimada en cada una de las muestras poblacionales. Durante la realización de los controles de calidad de las tres muestras, la *CHR* medida promedio de todos los mamógrafos fue de 0,33 mm *Al*, inferior a la referencia de 0,37 mm *Al* que indica el Protocolo Europeo durante la medida con soporte compresor, y la densidad óptica (*DO*) promedio de 1,40. El valor promedio de la exactitud de la tensión fue de 28,3 *kV*, ligeramente superior a la referencia de 28 *kV*. Si se analizan los valores dosimétricos de cada muestra se observa una disminución en el valor medio y en la desviación típica durante las extracciones sucesivas. Los

valores de dosis dependen de muchos factores (parámetros técnicos de la exposición, densidad óptica de las imágenes, tipo de receptor utilizado, características de las mujeres) por lo que es difícil determinar a que se debe la reducción observada en este parámetro con cada muestra. Sin embargo, el coeficiente de variación de las dosis glandulares estimadas disminuye, lo que demuestra que la dispersión en las estimaciones ha disminuido.

El detrimento radiológico medio para cada muestra poblacional por mujer se ha estimado como el número medio de cánceres totales y mortales radioinducidos, empleándose

$$\Omega_{in} = \frac{1}{M} \sum_{j=45}^{69} REIC(j) v(j) w(j) \overline{DMG}(j) \quad (14.1)$$

$$\Omega_m = \frac{1}{M} \sum_{j=45}^{69} REID(j) v(j) w(j) \overline{DMG}(j) \quad (14.2)$$

donde $\overline{DMG}(j)$ es la contribución a la dosis debida a una exposición en la edad *j*, *REIC(j)* es el riesgo de cáncer y muerte radioinducida, respectivamente, por *mSv* a la edad de exposición *j*, *v(j)* es el número de proyecciones por mujer para una edad *j*, *w(j)* es el número de mujeres de edad *j*, mientras que *M* es la población diana de la Comunidad Valenciana, es decir, la suma total de mujeres entre 45 y 69 años.

Se ha calculado el detrimento radiológico con dos hipótesis diferentes en la edad de inicio del cribado (45 y 50 años). En la tabla 4 se muestra el detrimento radiológico, estimado como el número de cánceres totales y mortales radioinducidos, en cada una de las tres muestras poblacionales, según la edad de inicio del cribado. Como puede observarse, el número de cánceres totales y mortales disminuye a través de las extracciones, debido par-

Tabla 3. Valores promedio y desviación típica de los datos registrados y estimados en cada una de las muestras poblacionales

Muestra poblacional	Edad	<i>kV</i>	<i>mAs</i>	<i>b</i> (cm)	<i>G</i> (%)	\overline{DMG} (mGy)
1ª muestra	56 ± 2	26,7 ± 1,6	107 ± 23	5,12 ± 0,79	36 ± 20	1,59 ± 0,79
2ª muestra	56 ± 2	27,5 ± 1,9	96 ± 38	5,20 ± 0,64	36 ± 20	1,46 ± 0,63
3ª muestra	55 ± 1	27,6 ± 1,8	91 ± 32	5,57 ± 0,60	31 ± 18	1,29 ± 0,55

Tabla 4. Número de cánceres totales y mortales por 100.000 mujeres-año en las tres muestras poblacionales con una edad de inicio de cribado de 45 y 50 años

Modelo		Edad de inicio	1ª (2000-2001)	2ª (2001)	3ª (2002)
Incidencia (cánceres totales)	Edad alcanzada	45	5,88	5,46	4,77
		50	3,73	3,38	3,08
Mortalidad (cánceres mortales)	Edad exposición	45	1,67	1,56	1,35
		50	0,98	0,89	0,81
	Edad alcanzada	45	3,92	3,63	3,18
		50	2,53	2,30	2,09

cialmente a la disminución en el valor de la dosis media glandular. Se demuestra que, independientemente del modelo de riesgo elegido, un aumento en la edad de inicio supone una reducción en el riesgo del programa. Por tanto, la justificación para iniciar el cribado a edades inferiores a los 50 años radica en demostrar que la tasa de detección de cáncer de mama supera el riesgo para estas edades.

En la tabla 4 se observa que el riesgo radiológico es muy sensible al modelo de proyección de riesgo utilizado, como puede observarse en los dos modelos de mortalidad. De todos modos, estos resultados deben considerarse como estimadores cualitativos de calidad, ya que están sujetos a toda clase de incertidumbres, y en ningún caso como estimadores cuantitativos.

Discusión y conclusiones

La dosis media en tejido glandular es un parámetro objetivo para establecer comparaciones entre las distintas unidades mamográficas. Además, el modelado por Monte Carlo es una herramienta muy útil para estimar las contribuciones a la dosis en diferentes condiciones, pudiendo relacionarse magnitudes dosimétricas teóricas con resultados reales medidos en los controles de calidad de los equipos mamográficos.

Los resultados dosimétricos se han comparado con los valores dosimétricos estimados en otros programas de cribado implantados en nuestro país y en la Comunidad Europea. El valor medio de la *DMG* (1,2 *mGy*) del Programa Gallego de Detección Precoz del Cáncer de Mama para mujeres entre 50 y 64 años es muy similar al obtenido en nuestro estudio²⁵. En Trento (Italia), se obtuvo un valor de 1,3 *mGy* para la dosis glandular media impartida a una mama estándar²⁶ y en el Reino Unido²⁷⁻²⁹, de 1,56 *mGy*. Todos estos valores son muy similares a los obtenidos en nuestro estudio, aunque en todos estos casos, la estimación de la dosis se realizó suponiendo que todas las mujeres tenían la misma composición de mama (50%/50%, tejido glandular/tejido adiposo).

La disminución en la dosis media glandular promediada y en la desviación típica asociada a este valor entre la primera muestra poblacional y la última demuestra la necesidad de realizar de forma continua controles de calidad en el Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana. Un seguimiento continuo de las dosis impartidas y de la calidad de la imagen mamográfica es esencial para mejorar el nivel de calidad de un programa de cribado mamográfico. Como consecuencia de la reducción de dosis entre las diferentes muestras, el detrimento radiológico en el programa también ha disminuido.

La edad inicial en el cribado es una variable crítica en la estimación del exceso absoluto de riesgo. El detrimento radiológico aumenta exponencialmente a edades menores, según el modelo de proyección de riesgo UNSCE-

AR 2000. Una edad inicial de 45 años produce mayores riesgos en la población estudiada, pudiendo conseguirse una reducción de, aproximadamente un 25% en el riesgo del programa, con un cambio en la edad de inicio hasta los 50 años.

En definitiva, de forma estimada, el riesgo radiológico del programa es inferior a 6 cánceres totales y a 4 cánceres mortales por 100.000 mujeres en todas las muestras, observándose una disminución progresiva. Además, independientemente de la edad de inicio o del modelo escogido, el detrimento radiológico es muy inferior a la tasa de detección, estimada en aproximadamente 4 cánceres detectados por cada 1.000 mujeres examinadas en el año 2001, lo que justifica el programa de cribado desde una perspectiva del beneficio obtenido y el riesgo inducido. En esta línea, se están desarrollando estudios para analizar y optimizar la relación cánceres detectados / cánceres inducidos a través del control de la calidad de la imagen, y poder estimar el beneficio del cribado entre los 45 y los 50 años.

En este artículo se ha estudiado el detrimento radiológico asociado al PPCMCV desde un punto de vista cualitativo, no pudiendo asumirse los valores de forma precisa. Los resultados presentados están sujetos a incertidumbres y fuentes de error como el efecto de la radiación a bajas dosis, las diferencias entre los espectros reales y teóricos, las medidas de los controles de calidad o los modelos de proyección de riesgo escogidos. No obstante, la necesidad de obtener un orden de magnitud del riesgo justifica este trabajo.

Agradecimientos

Los autores agradecen los comentarios emitidos de forma anónima por los evaluadores y al Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana (PPCMCV) por la colaboración prestada dentro de la European Cancer Network (EBCN 2001 Project 4.3). El trabajo de M. Ramos está financiado por una beca FPI del Ministerio de Ciencia y Tecnología.

Referencias

1. European Commission 1996. European Protocol on Dosimetry in Mammography. European Commission Report EUR 16263 EN (Luxembourg, 1996).
2. Hammerstein GR, Miller DW, White DR, Masterson ME, Woodard HQ, Laughlin JS. Absorbed Radiation Dose in Mammography. *Radiology* 1970;130:485-491.
3. Schneider T, Hubert D, Degrange J, Bertin M. Use of risk projection models for the comparison of mortality from radiation-induced breast cancer in various populations. *Health Physics* 1994;11:452-459.
4. León A, Verdú G, Cuevas MD, Salas MD, Villaescusa JI, Bueno F. Study of radiation induced cancers in a breast screening program. *Radiation Protection Dosimetry* 2001;93:19-30.

5. Briesmeister JF. MCNPTM- A General Monte Carlo N-Particle Transport Code - v.4B. LA-12625-M (Manual) March 1997.
6. United Nations. Sources and Effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 1994 Report to the General Assembly, with scientific annexes. United Nations sales publication E.94.IX.11. United Nations. (New York, 1994).
7. United Nations. Sources and Effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with scientific annexes. United Nations sales publication E.00.IX.3. United Nations (New York, 2000)
8. Pierce DA, Shimizu Y, Preston DL et al. Studies of the mortality of A-bomb survivors. Report 12, Part 1. Cancer: 1950-1990. Radiat Res 1996;146:1-27.
9. Howe GR, McLaughlin J. Breast Cancer Mortality between 1950 and 1987 after exposure to fractionated moderate-dose-rate ionizing radiation in the Canadian Fluoroscopy Study and a Comparison with Breast Cancer Mortality in the Atomic Bomb Survivors Study. Radiat Res 1996;145:694-707.
10. Miller AB, Howe GR, Sherman GJ, Lindsay JP, Yaffe MJ, Dinner PJ, Risch HA, Preston DL. Mortality from breast cancer after irradiation during fluoroscopic examinations in patients being treated for tuberculosis. New Engl J Med 1989;321:1285-1289.
11. Mattsson A, Ruden BI, Hall P, Wilking N, Rutqvist LE. Radiation-induced breast cancer: Long-term follow-up of radiation therapy for benign breast disease. J Natl Cancer Inst 1993;85:1679-1685.
12. Lundell M, Mattsson A, Hakulinen T et al. Breast cancer after radiotherapy for skin hemangioma in infancy. Radiat Res 1996;145:225-230.
13. Lindberg S, Karlsson P, Arvidsson B et al. Cancer incidence after radiotherapy for skin hemangioma during infancy. Acta Oncol 1995;34:735-740.
14. Salas MD, Miranda J, Ibáñez J, Cuevas MD, Antón C, Bueno FJ. Informes de Salud. Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana. Resultados 1992-1998, 54. Direcció General de Salud Pública. ISBN 84-482-2449-3.
15. European Commission 2001. European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening. 3rd Edition. European Commission Report. ISBN 92-894-1145-7.
16. Briesmeister JF. MCNPTM- A General Monte Carlo N-Particle Transport Code - v.4C. LA-13709-M (Manual) (March 2000).
17. Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and other Data © The Institute of Physics and Engineering in Medicine ISBN 0 904181 88X.
18. Dance DR. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Phys Med Biol 1990;35:1211-1219.
19. Zoetelief J, Jansen JTM. Calculation of Air Kerma to Average Glandular Tissue Dose Conversion Factors for Mammography. Rad Prot Dos 1995;57:397-400.
20. Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, CJ Kotre. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. Phys Med Biol 2000;45:3225-3240.
21. Cox DR. Regression models and life-tables (with discussion). J R Statist Soc 1982;34:187-220.
22. United Nations. Sources and Effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 1988 Report to the General Assembly, with scientific annexes. United Nations sales publication E.88.IX.7. United Nations. (New York, 1988).
23. ICRP (1991). International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, Annals of the ICRP 21 (Pergamon Press, Elmsford, New York).
24. Instituto Nacional de Estadística. Análisis y Estudios Demográficos. Demografía y Población (www.ine.es).
25. Chevalier M, Morán P, Pombar M, Lobato R, Vañó E. Breast dose measurements on a large group of patients: results from a 4 year period. Rad Prot Dos 1988;80:187-190.
26. Nassivera E, Nardin L. Quality control program in mammography: second level quality controls. Br J Rad 2001;70:612-618.
27. Young and Birch. Radiation doses received in the UK Breast Screening Programme in 1997 and 1998. Brit Jour Radiol 2000;73: 278-287.
28. Law J. Cancers detected and induced in mammographic screening: new screening schedules and younger women with family history. Brit Jour Radiol 1997;70:62-69.
29. Law J, Faulkner K. Cancers detected and induced, and associated risk and benefit, in a breast screening program. Brit Jour Radiol 2001;74:1121-1127.

Calidad de imagen y dosis a pacientes en exploraciones de tórax en un equipo digital *flat panel* para diferentes sensibilidades y filtraciones añadidas de Cu

P. Ruiz Manzano, M.A. Rivas Ballarín, A. García Romero, J.A. Font Gómez, F. Pizarro Trigo, S. Fernández Cerezo

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

Resumen

El objetivo de este trabajo es evaluar y comparar la dosis aire en la superficie de entrada del paciente (DSE) y la calidad de imagen en las exploraciones de tórax (proyecciones PA y LAT) realizadas con el sistema digital *flat panel* del Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza, con y sin filtración añadida de Cu y para las diferentes sensibilidades del sistema. También se comparan las DSE con las de un equipo convencional en el que se utiliza una combinación película-pantalla de velocidad 400.

Se ha estimado la DSE de 50 pacientes estándar en cada uno de los equipos. En el equipo digital, sin filtración añadida y con 0,1 mm de Cu, para la sensibilidad 400. En el equipo convencional no se ha añadido filtración.

Las dosis y la calidad de imagen en el equipo digital se han comparado también a partir de las imágenes obtenidas del maniquí antropomórfico *QC Phantom for digital and conventional chest radiography*.

Como consecuencia de los resultados de este estudio, se decidió continuar utilizando la sensibilidad 400 pero con 0,1 mm Cu de filtración añadida. De esta manera se consigue una reducción de la DSE en los pacientes entre el 20 y el 25 %, con calidad de imagen similar a la anterior.

Palabras clave: Radiología digital. Dosis de radiación. Calidad de imagen.

Imagen quality and dose to patients in chest examinations in a digital flat panel x-ray equipment with various sensitivities and added Cu filtration

Abstract

The aim of this study is to evaluate and compare the patient Entrance Surface Dose (DSE) and image quality in chest examinations (two projections PA and LAT) carried out with a flat-panel digital X-ray equipment in Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" of Zaragoza, with and without 0.1 mm Cu added filtration, selecting different system sensitivities. DSE is also compared with that imparted by conventional X-ray equipment using a 400-speed screen-film receptor.

For each equipment, DSE estimation has been carried out for 50 standard patients. In the digital one, both with and without 0.1 mm Cu added filtration, for sensitivity 400. In the conventional one, without added filtration.

Dose and image quality from digital X-ray set have been also compared through the images obtained with a *QC Phantom for digital and conventional chest radiography*.

As a result of this study, it was decided to continue using 400 sensitivity but with a 0.1 mm Cu added filtration. In this way a dose reduction of about 20-25% is achieved, while maintaining similar image quality.

Key words: Digital Radiology. Radiation dose. Image Quality.

Correspondencia: P. Ruiz Manzano. Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. San Juan Bosco, 15. 50009 Zaragoza.
E-mail: fpro-pr@hcu-lblesa.es
Fecha de recepción: 30-3-2004.
Fecha de aceptación: 22-11-2004.

Introducción

La radiología digital mediante sistema de *flat panel* se está implantando progresivamente en la práctica médica. Los beneficios de esta tecnología son múltiples: posibilidad de manipular las imágenes adquiridas para un diagnóstico óptimo, transmisión inmediata de las imágenes,

sin necesidad de repetir exploraciones a causa de técnicas inadecuadas....

A diferencia de los sistemas convencionales, los sistemas digitales *flat panel* responden a un rango de exposición mucho mayor que cualquier combinación película- pantalla. La cantidad de radiación no está limitada por la subexposición o sobreexposición del sistema de imagen, sino por el nivel de ruido que se considere tolerable en la imagen. Además, estos sistemas tienen una eficiencia de detección cuántica (DQE) más elevada, por lo que es posible obtener imágenes con el mismo nivel de ruido que en un sistema convencional pero con dosis de radiación inferiores¹. Por ello, la dosis de radiación impartida a los pacientes en estos sistemas suele ser inferior a la de los convencionales.

Existen numerosos artículos en los que se estudia la relación entre dosis de radiación y calidad de imagen en los diferentes sistemas de tecnología digital, basándose en el análisis de las imágenes realizadas con maniqués^{2,3} o con animales⁴. Algunos autores⁵ relacionan los espectros de salida del tubo en equipos digitales con la calidad de imagen y las dosis a los pacientes. Estos autores establecen que el espectro óptimo para la radiografía de tórax es el de 120 kVp y 0,2 mm de Cu de filtración añadida, ya que a pesar de incrementar los mAs necesarios en un 50%, se reduce la dosis en la superficie de entrada (DSE) a los pacientes en un 25% aproximadamente, con una calidad de imagen prácticamente igual a la obtenida con un espectro convencional. No obstante, para obtener un conocimiento de las dosis que realmente se están impartiendo en la práctica clínica con dichos sistemas se requiere realizar medidas o estimaciones de dosis en pacientes sometidos a este tipo de exploraciones.

El documento *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*⁷ y el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico⁶ proporcionan valores de referencia de dosis para distintas exploraciones de rayos X, a partir de las medidas realizadas en una amplia muestra de pacientes^{6,7}. No se recogen, sin embargo, valores de referencia para exploraciones simples realizadas con equipos digitales *flat panel*.

El objetivo de este trabajo es evaluar y comparar la DSE y la calidad de imagen en las exploraciones de tórax PA y LAT con el sistema digital *flat panel* del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza con y sin filtración añadida de Cu y para las diferentes sensibilidades del sistema. También se comparan las DSE con las de un equipo convencional con la combinación película-pantalla de velocidad 400 actualmente en uso en el citado Hospital.

Material y métodos

El equipo digital utilizado tiene un generador Siemens Polydoros LX 50 Lite y un tubo Siemens Optilix 150/30/50 C. Se puede utilizar sin y con filtración añadida de 0,1 mm de Cu, 0,2 mm de Cu o 0,3 mm de Cu. El

Tabla 1. Valores de filtraciones estimadas (mm Al) y rendimientos ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m.) del equipo digital

	Digital 0 mm Cu añadido	Digital 0,1 mm Cu añadido	Convencional
Filtración estimada (mm Al)	3,2	6,6	3,5
Rendimiento a 80 kVp	62,3	28	60,2
Rendimiento al kVp utilizado	132,8	89,9	130,9

detector digital de silicio amorfo está desarrollado por Trixell y tiene un tamaño 43 x 43 cm, con matriz de 3000 por 3000 pixels, CsI como centelleador y una rejilla de 80 l/cm, focalizada a 180 cm y $r=15$ (relación entre la profundidad y el espesor entre láminas). Dispone de un medidor de dosis por área incorporado cuyo funcionamiento se verificó previamente frente al conjunto electrometro-cámara RADCAL calibrado por el CND. La sensibilidad del sistema de imagen puede variar desde 200 hasta 800. La impresora utilizada ha sido una Fuji FM-DP L.

Al inicio de este trabajo, este equipo se utilizaba con sensibilidad 400 y sin filtro de Cu añadido. Posteriormente se decidió utilizar el filtro de 0,1 mm de Cu, con la misma sensibilidad.

El equipo convencional tiene un generador Philips Medio 50 CP CD, un tubo Philips SRO 25/50. La combinación película-pantalla utilizada es Fuji film SUPER HR-GB y Fuji film HR regular (velocidad 400) y el chasis de 35 x 43 cm. En este equipo se ha utilizado un medidor de dosis por área PTW Diamentor M2, verificado igualmente frente al equipo RADCAL.

Los valores de filtración estimada y rendimiento de los equipos en las condiciones de uso se muestran en la tabla 1.

El equipo utilizado para la medida de los rendimientos y para la estimación de las filtraciones ha sido un PMX III con detector R 25 calibrado.

Los equipos están sometido a los controles de calidad periódicos establecidos en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (aspectos técnicos) y todos sus parámetros se hallan dentro de tolerancias⁶.

En el equipo digital se ha estimado la DSE de 50 pacientes de tamaño estándar en las exploraciones de tórax, proyecciones PA y lateral, con sensibilidad 400 sin y con 0,1 mm Cu de filtración añadida. En estas condiciones la dosis a la entrada del detector digital es aproximadamente igual a 2,5 μGy . En el equipo convencional el proceso se ha realizado sin filtración de Cu añadida.

La DSE se determina a partir del rendimiento y de los datos técnicos de cada exposición (kV seleccionado, mAs, espesor de paciente y distancia del foco al sistema de imagen) según la ecuación:

$$DSE(mGy) = \frac{R(mGy \cdot m^2 / mAs) \cdot C(mAs) \cdot f_R}{DFPa^2(m^2)}$$

Siendo R el rendimiento a 1 metro a la tensión aplicada, C la carga, DFPa la distancia foco-paciente, y f_R el factor de retrodispersión que se supone igual a 1,35. También se tomaron los datos de la dosis por área correspondientes a cada proyección. Los radiólogos, a su vez, evaluaron y compararon la calidad de imagen de las películas obtenidas en el equipo digital con y sin filtración añadida.

Las dosis impartidas y la calidad de imagen de las exploraciones realizadas en el equipo digital se han comparado también a través de las imágenes del maniquí antropomórfico "QC phantom for digital and conventional chest radiography". Se obtuvieron imágenes con sensibilidades de 400, 650 y 800 así como sin filtración añadida y con 0,1 mm de Cu, o 0,2 mm de Cu. La evaluación de las imágenes se ha realizado sobre el formato en que se trabaja, es decir sobre película impresa. Se ha llevado a cabo por cinco Radiofísicos y seis Radiólogos, y se ha valorado la resolución limitante, el contraste-detalle y el nivel de ruido.

Se ha utilizado el programa PCXMC 14 (versión demo)⁸ para simular las dosis en pulmón y la dosis efectiva en tórax PA y LAT en las condiciones de uso.

Resultados y discusión

La tensión utilizada ha sido 125 kVp en el equipo digital y 120 kVp en el convencional. Los valores medios de los espesores y mAs (desviaciones estándar entre paréntesis) se muestran en las tablas 2 y 3. En ellas se observa que todas las muestras tienen espesores muy parecidos.

Los valores medios de DSE y DPA (desviaciones estándar entre paréntesis) se muestran en las tablas 4 y 5. Se observa, en primer lugar, que los valores de DSE son, en todos los casos, muy inferiores a los valores de referencia. En segundo lugar, que los valores de DSE obtenidos en el equipo digital sin filtración añadida son la mitad de los obtenidos en el convencional. Y en tercer lugar, que el uso de 0,1 mm de Cu añadido reduce la DSE

Tabla 2. Valores medios de mAs y espesores tórax PA

	Digital 0 mm Cu añadido	Digital 0,1 mm Cu añadido	Convencional
mAs	1,05 (0,19)	1,25 (0,19)	2,24 (0,8)
Espesores (cm)	24 (1,8)	24,3 (1,8)	25,4 (2,6)

Tabla 3. Valores medios de mAs y espesores tórax LAT

	Digital 0 mm Cu añadido	Digital 0,1 mm Cu añadido	Convencional
mAs	3,4 (1)	3,83 (1)	7,1 (2,75)
Espesores (cm)	34 (2,3)	33,4 (2,4)	34,3 (3)

Tabla 4. Valores medios de DSE y DPA tórax PA

	Digital 0 mm Cu añadido	Digital 0,1 mm Cu añadido	Convencional	Referencia
DSE (mGy)	0,08 (0,015)	0,065 (0,01)	0,16 (0,06)	0,3
DPA (μGym^2)	6,2 (1,13)	4,7 (0,8)	15,3 (6,7)	

Tabla 5. Valores medios de DSE y DPA tórax LAT

	Digital 0 mm Cu añadido	Digital 0,1 mm Cu añadido	Convencional	Referencia
DSE (mGy)	0,3 (0,093)	0,23 (0,064)	0,6 (0,24)	1,5
DPA (μGym^2)	21,5 (5,99)	14,4 (3,9)	46,2 (20,3)	

en torno al 20-25% en las exploraciones realizadas en el equipo digital. En las figuras 1 y 2 se muestran los histogramas comparativos de la DSE del equipo digital con y sin filtro añadido para cada exploración.

Por otra parte, se ha utilizado el programa PCXMC 14 Demo⁸ para simular las dosis en pulmón y la dosis efec-

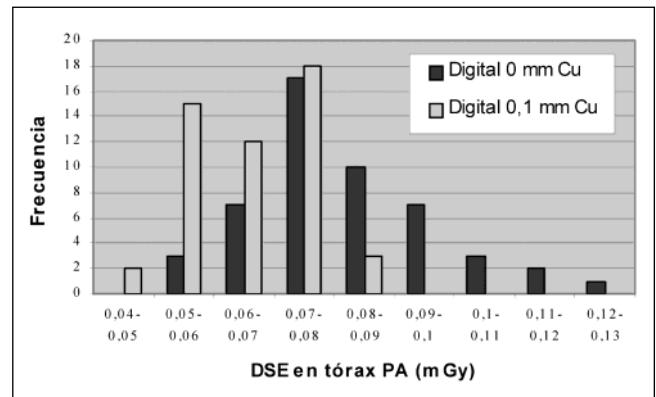


Fig. 1. Histograma de DSE en el equipo digital para la exploración de tórax PA.

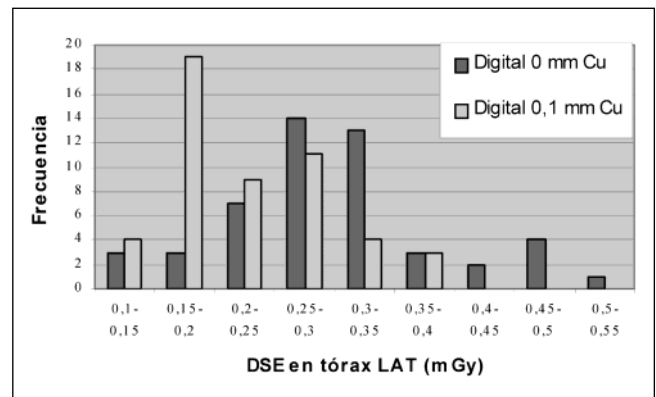


Fig. 2. Histograma de DSE en el equipo digital para la exploración de tórax lateral.

Tabla 6. Valores medios de DSE, DPA y porcentaje de reducción en la DSE y DPA respecto a la sensibilidad 400 sin filtro añadido de Cu

Sensibilidad	Filtración Cu añadida (mm)	DSE (mGy)	DPA (μGym^2)	Reducción DSE (%)	Reducción DPA (%)
400	0	0,099	9,1	-	-
	0,1	0,075	6,4	24	30
	0,2	0,063	5,1	36	44
560	0	0,073	6,6	26	27
	0,1	0,057	4,6	42	49
	0,2	0,047	3,6	52	60
800	0	0,058	5	41	45
	0,1	0,042	3,4	57	63
	0,2	0,036	2,7	63	70

tiva en tórax PA y LAT en las condiciones de uso del equipo digital. Al introducir en este programa los valores medios de DSE de las citadas muestras se observa que el uso del filtro adicional de 0,1 mm Cu reduce la dosis en pulmón sólo un 5% y un 10% en las proyecciones PA y LAT respectivamente. En cuanto a la dosis efectiva, la reducción es del 3,3% en PA y del 10% en LAT. El nivel de reducción de estos indicadores de dosis es muy inferior al observado en la DSE, lo cual es coherente con la mayor penetración del haz más filtrado. Por ello, aunque la dosis a la entrada del paciente es un concepto útil y fácil de medir, es insuficiente a la hora de comparar dosis impartidas por sistemas con espectros de radiación diferentes.

Por otro lado, se estimó la DSE en el maniquí antropomórfico *QC phantom for digital and conventional chest radiography* en las diferentes combinaciones de sensibilidades y filtros de Cu añadidos, utilizando el protocolo de Tórax PA. Los valores de DSE, DPA y el porcentaje de reducción de ambos parámetros respecto a la sensibilidad 400 sin filtro añadido de Cu se muestran en la tabla 6. La reducción de la DSE al utilizar el filtro de 0,1 mm de Cu es del 24%, valor que concuerda con los obtenidos en las muestras de pacientes.

Los facultativos del servicio de radiología evaluaron

las imágenes de los pacientes obtenidas en el equipo digital, con y sin filtro añadido de 0,1 mm de Cu, llegando a la conclusión de que la calidad era satisfactoria en ambos casos.

Los resultados de la evaluación del contraste detalle en las imágenes obtenidas con el maniquí antropomórfico se muestran en las figuras 3, 4 y 5. Se representa el número medio de detalles observados por Radiofísicos y

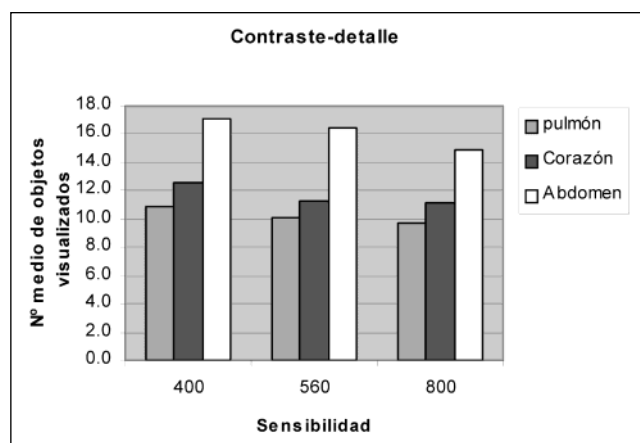


Fig. 4. Valor medio de los objetos contraste-detalle visualizados con el maniquí antropomórfico en función de las sensibilidades.

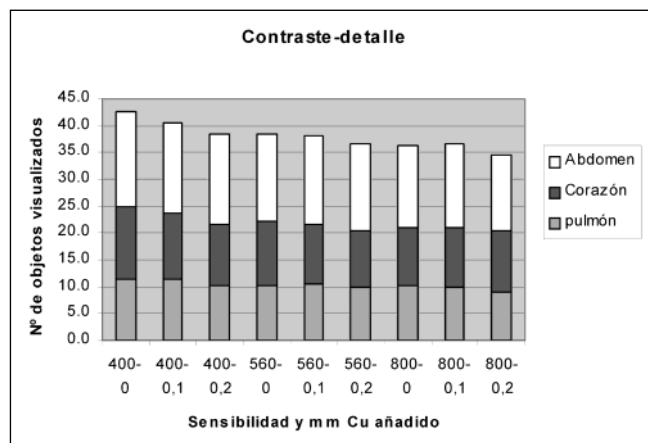


Fig. 3. Valor medio de los objetos contraste-detalle visualizados con el maniquí antropomórfico.

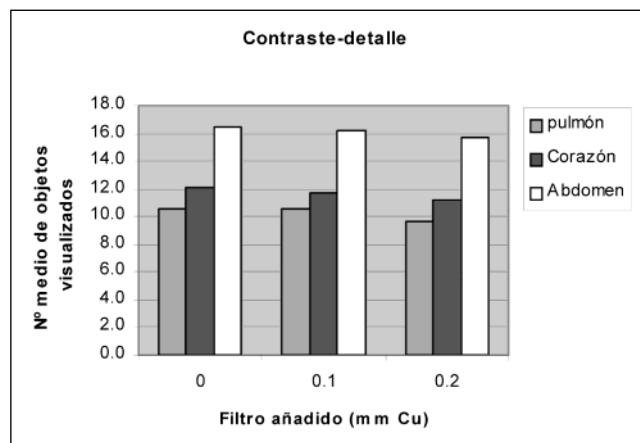


Fig. 5. Valor medio de los objetos contraste-detalle visualizados con el maniquí antropomórfico en función de la filtración añadida de Cu.

Tabla 7. Valores de nivel de ruido (desviación estándar/valor medio de píxel)

Sensibilidad	Filtración Cu añadida (mm)	Nivel de ruido
400	0	0,028
	0,1	0,029
	0,2	0,029
560	0	0,032
	0,1	0,034
	0,2	0,031
800	0	0,039
	0,1	0,039
	0,2	0,038

Radiólogos. Como era de esperar, el número de detalles observados disminuye al aumentar la sensibilidad del sistema y la filtración de Cu añadida. Esta disminución es más acentuada al aumentar la sensibilidad del sistema que al añadir filtración.

La resolución espacial límite (3,5 μm) para todas las combinaciones evaluadas es consistente con el tamaño de píxel del detector (143 micrómetros), que determina el valor de la frecuencia de corte o frecuencia Nyquist.

En la tabla 7 se muestran los valores de nivel de ruido en las imágenes del maniquí antropomórfico. El nivel de ruido se ha obtenido como el cociente entre la desviación estándar y el valor medio de píxel, correspondientes a una región de interés de 0,2 cm^2 situada en la región circular uniforme de la zona del corazón. También, como era de esperar, el nivel de ruido aumenta conforme aumenta la sensibilidad del sistema, pero apenas muestra variación con los diferentes espectros de radiación estudiados.

Conclusiones

Las DSE impartidas en las exploraciones de tórax realizadas en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza son inferiores a los valores de referencia. En el sistema digital *flat panel*, con sensibilidad 400 y sin filtración añadida, la DSE es la mitad que la del sistema convencional con película-pantalla de velocidad 400. El uso de un filtro añadido de 0,1 mm de Cu en el equipo digital supone una reducción del orden del 20% en la DSE, aunque la reducción en la dosis efectiva es sólo del 3,3% en la proyección PA y del 10% en la LAT, debido a la mayor energía efectiva del haz más filtrado.

De las imágenes del maniquí antropomórfico se deduce que el número de detalles observados disminuye al aumentar la sensibilidad y la filtración de Cu, dependiendo más fuertemente del primer parámetro que del segundo. La resolución espacial límite no sufre variaciones

apreciables en las diferentes combinaciones evaluadas, ya que depende básicamente del tamaño de píxel.

Como era de esperar, el nivel de ruido aumenta conforme aumenta la sensibilidad del sistema pero apenas muestra variación con los diferentes espectros de radiación estudiados.

La evaluación, por parte del servicio de radiología, de la calidad de las imágenes de pacientes en el equipo digital, ha dado resultados satisfactorios al incluir el filtro de 0,1 mm Cu.

Como consecuencia de este estudio, se comenzó a utilizar el equipo digital con la sensibilidad 400 y filtro de 0,1 mm Cu, ya que se consigue una reducción de la DSE en los pacientes con una calidad de imagen aceptable.

Agradecimientos

Agradecemos a Ricardo Torres Cabrera, del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. H. U. Río Hortega de Valladolid, su colaboración y el préstamo del maniquí antropomórfico.

Agradecemos a los Radiólogos del servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Clínico Universitario de Zaragoza su esfuerzo en la valoración de la calidad de las imágenes del maniquí antropomórfico y al Dr. Estaban Jiménez Ayllón su evaluación de la calidad de las imágenes sobre pacientes en el equipo digital.

Referencias

1. Chotas HG, Dobbins JT, III, Ravin CE. Principles of digital radiography with large-area, electronically readable detectors: a review of the basics. *Radiology* 1999; 210:595-599.
2. Hamer OW, Volk M, Zorger N, Feuerbach S, Strotzer M. Amorphous Silicon, Flat-Panel, X-Ray Detector Versus Storage Phosphor-Based Computed Radiography: Contrast-Detail Phantom Study at Different Tube Voltages and Detector Entrance Doses. *Invest Radiol* 2003;38:212-220.
3. Marshall NW, Faulkner K, Busch HP, Marsh DM, Pfenning H. A comparison of radiation dose in examination of the abdomen using different radiological imaging techniques. *Br J Radiol* 1994;67: 478-84.
4. Ludwig K, Ahlers K, Wormanns D et al. "Lumbar spine radiography: Digital Flat Panel detector versus scree-film and storage-phosphor systems in Monkeys as a pediatric model. *Radiology* 2003;229:140-144.
5. Dobbins JT, Samei E, Chotas HG, Warp RJ, et al. Chest radiography: Optimization of X-ray spectrum for cesium iodide-amorphous silicon flat panel detector. *Radiology* 2003;226:221-230.
6. Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. (Revisión 1). Aspectos técnicos. SEFM-SEPR 2003.
7. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR 16260 EN. Junio 1996.
8. Tapiovaara M, Lakkisto M, Servomaa A, PCXMC: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations, report STUK-A139, (Helsinki: Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, 1997). <http://www.stuk.fi/pcxmc/>

Programa de garantía de calidad del equipamiento de radioterapia. Pruebas para un colimador multiláminas

M. Beltrán Vilagrasa, M.T. García Hernández, A. Seoane Ramallo,
M. Hermida López, C. Sáez Picó

Servicio de Física. Hospital Universitario Vall d'Hebron. Barcelona.

Resumen

En este trabajo presentamos las pruebas de aceptación y fijación del estado de referencia inicial específicas para un colimador multiláminas (CML) Varian para incluirlas dentro del programa de garantía de calidad del equipamiento de radioterapia. También proponemos la tolerancia y periodicidad de dichas pruebas con la finalidad de garantizar su constancia a lo largo de la vida útil del CML. Realizamos pruebas geométricas y dosimétricas que nos permiten afirmar que el CML funciona correctamente y que no introduce alteraciones significativas respecto a la colimación convencional del propio acelerador.

Palabras clave: Colimador multiláminas. Pruebas de aceptación. Programa garantía de calidad.

Quality assurance program of radiotherapy equipment. Tests for a multileaf collimator

Abstract

Specific acceptance and initial tests for a Varian multileaf collimator (MLC) are presented in order to be included in a quality assurance program of radiotherapy equipment. We also propose tolerance values and periodicity for such tests, in order to guarantee the long term constancy of the MLC. Geometric and dosimetric tests were performed and the obtained results confirmed the MLC proper operation and that no significant alterations were introduced in relation to conventional collimation of the linear accelerator.

Key words: Multileaf collimator. Quality control. Radiotherapy.

Introducción

En los últimos diez años los avances técnicos han permitido una evolución importante en los colimadores multiláminas (CML) mejorando su resolución y flexibilidad. La gran ventaja del CML es que permite administrar un tratamiento de radioterapia conformada controlado por ordenador, lo que significa un incremento importante de la eficiencia en la administración del tratamiento y ha abierto un enorme potencial en las posibles aplicaciones de este tipo de dispositivos.

Un CML está formado por un conjunto de láminas, cada una con motor propio, colocadas una al lado de la otra de manera que dichas láminas se mueven individualmente controladas por ordenador.

Las firmas comerciales han desarrollado CML con distintas configuraciones; en algunos casos se sustituyen los colimadores superiores (Elekta), o los colimadores inferiores (General Electric, Siemens, Scanditronix) o se añade el CML como un colimador adicional justo debajo de los colimadores convencionales como en el caso de los CML Varian. El diseño de este tipo de colimadores está detalladamente documentado¹⁻³.

Las aplicaciones básicas de los CML están ampliamente documentadas en la bibliografía y se podrían agrupar en tres;

- a) La sustitución o reducción sustancial de los bloques convencionales usados para conformar el campo de tratamiento con el fin de proteger los tejidos sanos,

Correspondencia: Mercè Beltrán Vilagrasa. Servicio de Física. Hospital Universitario Vall d'Hebron. Paseo Vall d'Hebron, 119-129. 08035 Barcelona.

E-mail: mbeltran@vhebron.net

Fecha de recepción: 12-5-2004.

Fecha de aceptación: 1-2-2005.

reduciendo así de forma considerable el coste del material y personal dedicado a esta labor

- b) La adaptación continuada de la forma del campo según la proyección del volumen de tratamiento durante un tratamiento rotacional de arcoterapia
- c) La posibilidad de realizar tratamientos con intensidad modulada (IMRT) en los que además de adaptar la forma del campo se puede modular la intensidad del haz de manera que se ajuste a las necesidades dosimétricas del tratamiento.

Los aceleradores disponibles actualmente llevan incorporados este tipo de dispositivos por lo cual se deberán realizar pruebas para comprobar que no se ha alterado ninguno de los parámetros mecánicos o dosimétricos de la unidad y a su vez verificar el correcto funcionamiento del CML. El resultado de dichas pruebas permitirá establecer el estado de referencia inicial del CML a partir del cual, fijando las tolerancias y la periodicidad de los controles, se podrá asegurar la estabilidad del equipo a lo largo de su vida útil. Las pruebas deberán adaptarse a las particularidades del propio CML y a las aplicaciones clínicas en las que se vaya a utilizar.

En la normativa española, Real Decreto 1566/1998⁴ (RD-1998), que establece los criterios de calidad en radioterapia no aparecen pruebas específicas para CML y queda a criterio del especialista en radiofísica hospitalaria realizar las pruebas adicionales que considere necesarias y proponer una tolerancia y periodicidad de dichas pruebas.

En este estudio analizamos las pruebas de aceptación y de puesta en servicio realizadas en un CML Varian para ser usado en RT conformada estática. Estas pruebas nos permitirán verificar que el CML cumple las especificaciones del fabricante y además nos servirán para fijar el estado de referencia inicial de nuestro CML. También propondremos, a partir de las recomendaciones nacionales e internacionales, la periodicidad y tolerancias para cada una de las pruebas descritas de forma que se pueda asegurar la constancia de los parámetros iniciales a lo largo de la vida útil del CML.

Material y métodos

Colimador multiláminas

El colimador multiláminas que estudiaremos está acoplado a un acelerador Varian Clinac 600C/D con una calidad de fotones de 6MV de energía nominal. Las distancias de la fuente a la base de los colimadores estándar son 35,7 cm para el colimador superior y 44,4 cm para el colimador inferior.

El colimador multiláminas consiste en dos bancos opuestos con 26 láminas cada uno, colocado por debajo de los colimadores convencionales a una distancia de 53,6 cm de la fuente a la base de la lámina, de modo

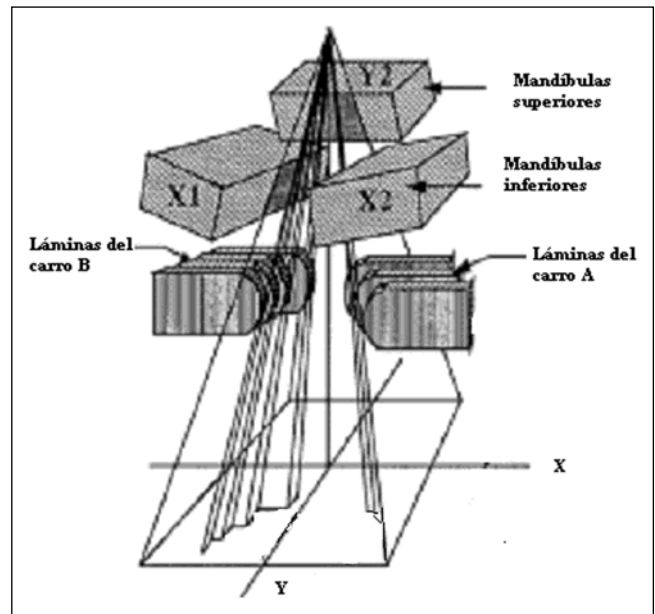


Fig. 1. Esquema de la disposición de los colimadores convencionales y el CML para un acelerador Varian. La mandíbula Y1 se ha omitido para una mejor visualización. Figura cedida por la *American Association of Physicist in Medicine*.

que el movimiento de las láminas se realiza en sentido transversal. En la Figura 1 se muestra un esquema de la disposición geométrica de los colimadores convencionales y el CML acoplado para un acelerador Varian. El campo máximo conformable es de 40 cm x 26 cm (ancho x largo) dependiendo de la forma del campo conformado, ya que la máxima distancia que las láminas pueden sobrepasar el eje central del campo es de 16 cm, y la máxima separación entre la lámina más retraída y la menos del mismo banco no puede exceder los 14,5 cm. La anchura de las láminas es de 1 cm en el isocentro, el grosor es de 5,53 cm y el material tungsteno. En la Figura 2 se muestra el esquema de una lámina, se ob-

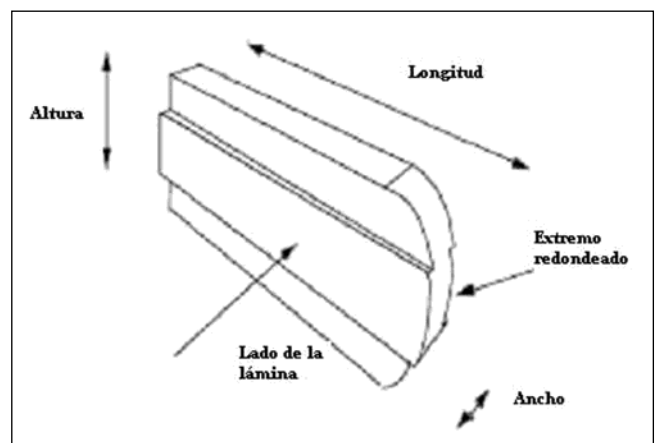


Fig. 2. Esquema de una de las láminas de un CML Varian. Se aprecia la curvatura de la parte frontal y el diseño de las caras laterales. Figura cedida por la *American Association of Physicist in Medicine*.

serva que la cara lateral de las láminas no es plana sino que tiene una hendidura en una de las caras y un saliente en la otra. Este diseño favorece el acoplamiento entre láminas consecutivas de modo que el movimiento se realiza sin impedimento y además se minimiza la transmisión de radiación entre dos láminas continuas. Como el CML de Varian no es focalizado, para controlar la anchura de la penumbra en el sentido del movimiento de las láminas, éstas están diseñadas con la parte frontal de las láminas redondeada. La curvatura de la lámina está optimizada de modo que la parte de curva que atraviesa el haz de radiación sea siempre la misma para cualquier posición de la lámina. Los inconvenientes que presenta esta forma de las láminas se pondrán de manifiesto en este trabajo, básicamente son: el posible aumento de la anchura de la penumbra y la variación de la misma en función de la distancia de la lámina al eje del haz, la dificultad para lograr la coincidencia entre el campo luminoso y el campo de radiación definido por la isodosis del 50% de la dosis en el centro del haz, y la transmisión entre dos láminas opuestas totalmente cerradas.

Al seleccionar un haz conformado con el CML la aplicación informática que controla el CML, con la finalidad de disminuir la radiación transmitida, recomienda una abertura de colimador estándar que se calcula de forma automática en función de la posición de las láminas. En el sentido transversal, que es el que coincide con el movimiento de las láminas, la abertura del colimador convencional recomendada es 2 mm superior respecto la posición de la lámina más retraída en cada uno de los bancos y en el sentido longitudinal, que coincide con la parte lateral de la lámina, la abertura del colimador convencional recomendada es 8 mm superior respecto la última lámina que conforma el campo. En todo caso, el uso o no de esta recomendación dependerá de la dinámica de trabajo de cada servicio, ya que puede resultar más práctico para un tratamiento de varios haces dejar una abertura de colimador estándar fija en lugar de ir cambiándola unos pocos milímetros en función de la posición de las láminas para cada uno de los campos.

Los colimadores convencionales y las láminas se denominarán siguiendo la nomenclatura de la Figura 1, para la abertura de campo el primer número indicará el campo en el sentido transversal X, y el segundo el campo en sentido longitudinal Y. Cuando la posición de una de las láminas sobrepase el eje central se indicará con el signo negativo.

Equipo dosimétrico

El equipo analizador de haces utilizado es el RFA-300 de Scanditronix, con una exactitud en el posicionamiento menor que 0,5 mm. Este valor se obtiene de la pruebas de control de calidad que se realizan en nuestro servicio

dentro del programa de garantía de calidad de equipamiento de medida.

Los rendimientos en profundidad se han medido con cámaras de ionización cilíndricas modelo RK de volumen 0,12 cm³ y los perfiles con diodos tipo p de Si de diámetro 2,5 mm, ambos detectores son de Scanditronix.

En cuanto a las verificaciones geométricas, para determinar la variación de la penumbra según la posición de la lámina y para el factor de transmisión del CML, se ha utilizado película radiográfica Kodak XV2 y el escáner Vidar VXR-12.

Los factores de campo se han medido con una cámara de ionización cilíndrica, tipo Farmer, modelo NE 2505/3B, dentro de una funda impermeable, posicionada en el mismo maniquí RFA-300, y un electrómetro NE modelo Farmer 2570.

Tolerancia de las pruebas

Para escoger la tolerancia de las pruebas propuestas, nos basamos en las tolerancias publicadas en el RD 1566/1998 asociadas a otras pruebas, pero que repercuten de forma similar sobre las características mecánicas y dosimétricas de la unidad. En todos los casos los valores propuestos se contrastarán con las especificaciones del fabricante y con los valores publicados en la bibliografía.

Las tolerancias deben entenderse como desviación máxima admisible y las expresaremos en %, que significa porcentaje del valor de referencia normalizado o como \pm que indica semiamplitud simétrica respecto al valor de referencia.

1. Pruebas para la aceptación y el establecimiento del estado de referencia inicial del CML

Las pruebas de aceptación que proponemos son aquellas que permitan comprobar las especificaciones del fabricante y establecer un estado de referencia inicial del CML⁴.

Asumimos que todas las pruebas de aceptación y puesta en servicio del acelerador se han realizado anteriormente.

Antes de realizar ninguna de las pruebas se ha comprobado que el movimiento de las láminas se realiza dentro del rango especificado por el fabricante y que los mecanismos de seguridad del software del CML, que impiden configuraciones impracticables debido al diseño del propio CML, funcionan correctamente.

1. Pruebas geométricas

Como se ha comentado anteriormente, el CML Varian está acoplado solidariamente al cabezal del acelerador,

por consiguiente en la determinación de los ejes mecánicos de rotación del colimador, brazo y mesa, cuya intersección determina el isocentro mecánico de la unidad, ya ha repercutido la presencia del CML. Para aquellos multiláminas que actúan como accesorios adicionales, o bien se incorporan a la unidad después de haber realizado las pruebas geométricas de la misma, se debe verificar que su presencia no altere la alineación geométrica de la propia unidad.

Para las pruebas 1.1 y 1.2, que se refieren a coincidencia de los ejes de rotación del CML respecto a los ejes de rotación mecánicos del colimador y del brazo de la unidad, se han seguido los mismos procedimientos empleados para la determinación de los ejes correspondientes a los colimadores convencionales y descritos en el documento Sefm nº1-1984⁵.

1.1 Coincidencia de los ejes de radiación y luminoso del CML con el eje mecánico del colimador en el plano del isocentro

Tolerancia: proponemos la misma tolerancia que se aplica en la determinación del eje de rotación para las mandíbulas convencionales^{4,5}, es decir el diámetro máximo del círculo derivado de las exposiciones a diferentes angulaciones de colimador no debe exceder los 2 mm. La distancia máxima del eje de rotación del CML al eje mecánico no debe superar los 2 mm en el plano del isocentro.

Para verificar la coincidencia entre los ejes de radiación y luminoso, definidos con las láminas del CML, y el eje de giro del colimador realizamos dos pruebas. Primeramente con el brazo de la unidad a 0°, se coloca una película radiográfica a la distancia foco superficie (DFS) de 100 cm, sobre ella marcamos la proyección de los láseres, que previamente se ha verificado que coincide con el isocentro de la unidad, cerramos todas las láminas del CML dejando una pequeña abertura de 0,5 cm (0,25 cm por lado) entre cada par de láminas opuestas; para evitar la transmisión a través del CML se cierra el colimador convencional hasta una abertura de 2 cm (1 cm por lado) x 26 cm. Rotando el colimador desde la posición 0° hasta 150° se realizan exposiciones cada 30°. Sobre la misma película se vuelven a realizar exposiciones cada 30°, rotando en sentido contrario, desde la posición 345° hasta 195°. En la Figura 3 se muestra la imagen de la estrella obtenida de las líneas derivadas de cada exposición sobre la placa radiográfica. Dichas líneas deben intersecar dentro de un círculo de diámetro máximo de 2 mm cuyo centro determinará el punto del plano del isocentro por donde pasa el eje de radiación definido por la parte frontal de las láminas del CML.

Se repite la prueba pero ahora con la parte lateral de las láminas, para ello se dejan abiertas las dos láminas centrales del CML, lo cual representa una abertura de

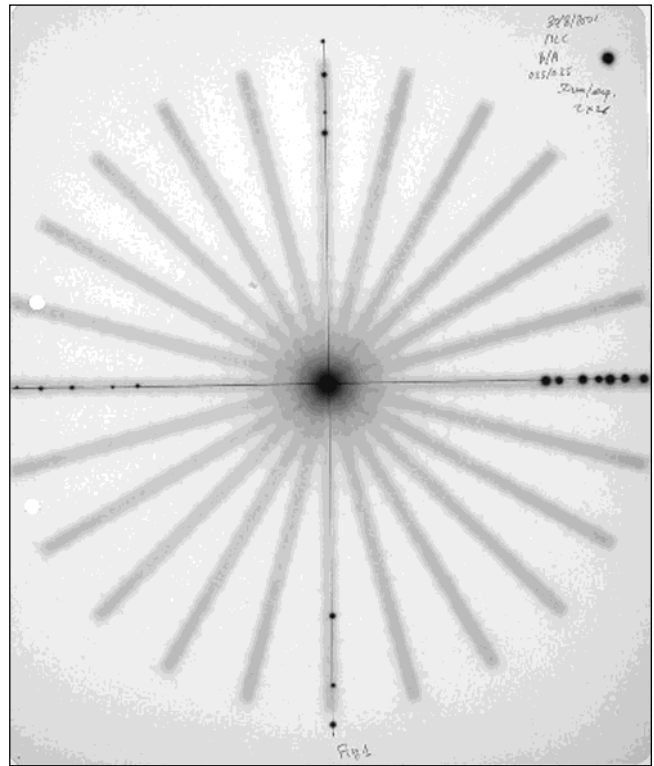


Fig. 3. Coincidencia entre los ejes de radiación y luminoso definidos por la parte frontal de las láminas con el eje de giro del colimador. Película expuesta en las condiciones descritas en la prueba 1.1. Los puntos negros a los cuatro lados indican la proyección de los láseres mientras que el punto en la parte derecha superior nos permite orientar la placa.

2 cm en el plano del isocentro, y se cierran el resto de láminas, la abertura del colimador convencional será de 26 cm x 3 cm. Se realizan exposiciones cada 45° desde 0° hasta 135° en sentido horario y en sentido antihorario cada 44° desde 337° hasta 203°. Se escogen estos ángulos para que la imagen de la estrella sea lo más simétrica posible respecto las exposiciones obtenidas cada 45°. En la Figura 4 se muestra la imagen de la estrella obtenida de las líneas derivadas de cada exposición sobre la placa radiográfica, igual que en el apartado anterior todas las líneas deben coincidir en un círculo de diámetro máximo de 2 mm cuyo centro determinará el punto del plano del isocentro por donde pasa el eje de radiación definido por la parte lateral de las láminas del CML.

En ambos casos el punto que determina el eje de radiación del CML no debe distar más de 2 mm del punto perteneciente al eje mecánico de la unidad, ambos en el plano del isocentro.

Para comprobar la coincidencia con el eje luminoso las dos pruebas anteriores se realizan de igual modo, solo que, en lugar de exponer una película, se va dibujando la proyección luminosa del campo definido por el CML sobre un papel a los mismos ángulos de colima-

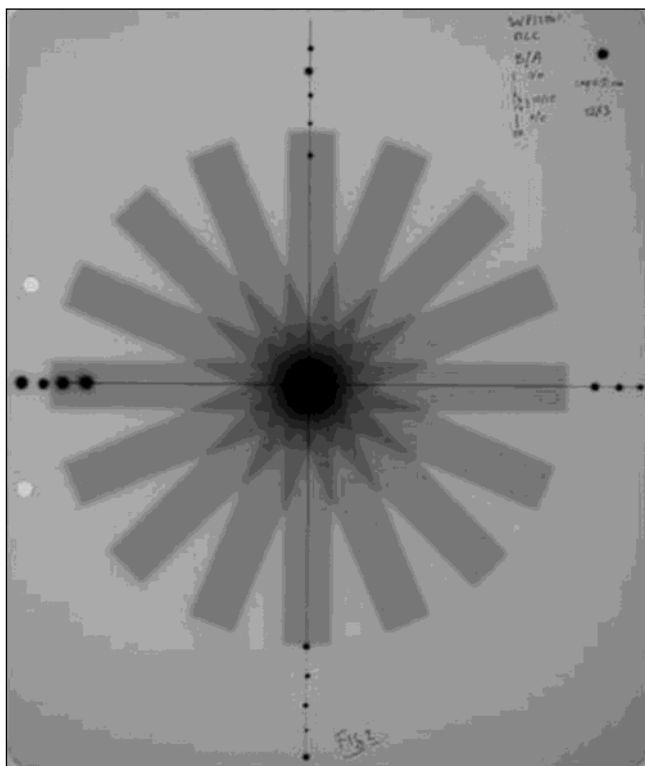


Fig. 4. Coincidencia entre los ejes de radiación y luminoso definidos por la parte lateral de las láminas con el eje de giro del colimador. Película expuesta en las condiciones descritas en la prueba 1.1. Los puntos negros a los cuatro lados indican la proyección de los láseres mientras que el punto en la parte derecha superior nos permite orientar la placa.

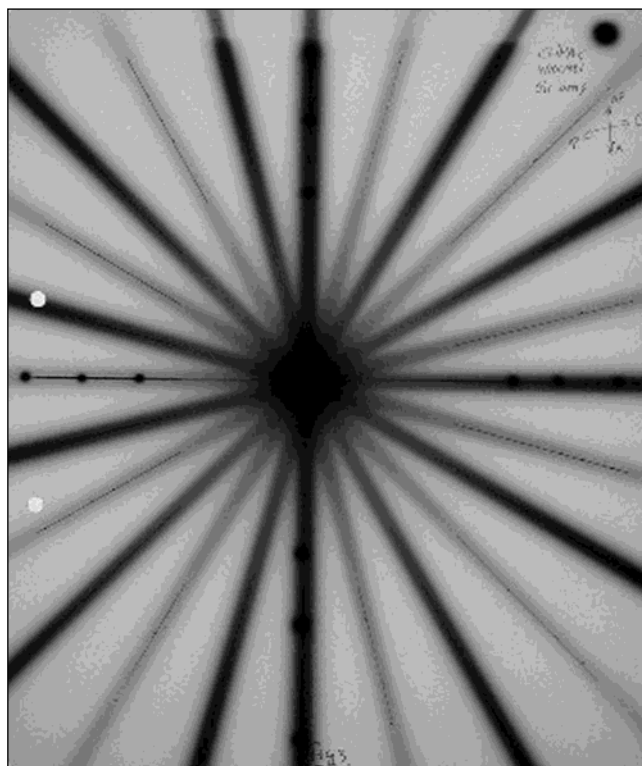


Fig. 5. Coincidencia entre los ejes de radiación y luminoso con el eje mecánico del brazo. Película expuesta en las condiciones descritas en la prueba 1.2. Los puntos negros a los cuatro lados indican la proyección de los láseres mientras que el punto en la parte derecha superior nos permite orientar la placa.

dor en que se ha realizado una exposición. Como el eje luminoso del CML es un indicador del eje de radiación del CML la separación entre ambos ejes no debe exceder los 2 mm⁴.

1.2 Coincidencia de los ejes de radiación y luminoso del CML con el eje mecánico del brazo en el plano del isocentro

Tolerancia: proponemos la misma tolerancia que se aplica en la determinación del eje de rotación para las mandíbulas convencionales⁴⁻⁶, es decir el diámetro máximo del círculo derivado de las exposiciones a diferentes angulaciones de brazo no debe exceder los 2 mm. La distancia máxima del eje de rotación del CML al eje mecánico de la unidad no debe superar los 2 mm.

Se coloca una película radiográfica de modo que quede paralela al eje del haz de radiación, de tal manera que el isocentro quede aproximadamente en el centro de la película. Las láminas y las mandíbulas se disponen de igual modo que en la primera prueba apartado 1.1, también los ángulos de brazo en los que se realizan exposiciones coinciden con los de la prueba 1.1. En la Figura 5 se muestra la imagen de la es-

trella obtenida de las líneas derivadas de cada exposición sobre la placa radiográfica, todas las líneas se deben intersectar en un círculo de diámetro máximo 2 mm cuyo centro determinará el punto por donde pasa el eje de radiación del CML respecto al giro de brazo de la unidad y no debe distar más de 2 mm del isocentro de la unidad.

1.3 Alineación del CML con los colimadores

1.3.1. Alineación con las mandíbulas inferiores

Tolerancia: separación entre cada una de las láminas y la mandíbula no debe exceder los 2 mm.

Se comprueba que todas las láminas del carro B están alineadas con el colimador X2. Para ello con el colimador y el brazo a 0°, se colocan todas las láminas del carro B en la posición -1 cm y la mandíbula opuesta a dicho carro, mandíbula X2 en la posición abierta 1 cm. Con la proyección del haz luminoso sobre un papel, se mide la separación de todas las láminas a la mandíbula.

Se debe verificar lo mismo con el haz de radiación. Para ello, en estas mismas condiciones, se irradia una película centrada sobre los ejes principales. En la Figura 6 se muestra la imagen obtenida sobre la placa radio-

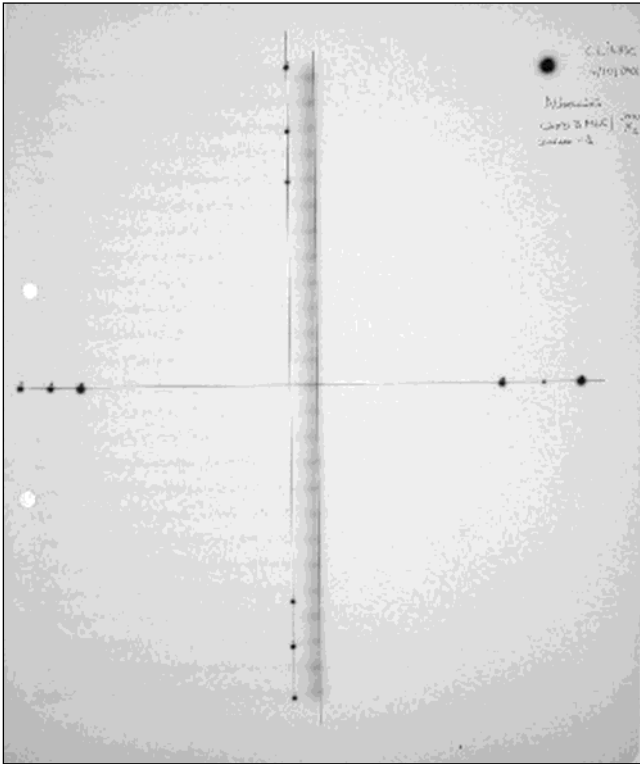


Fig. 6. Alineación de las láminas con las mandíbulas inferiores. Película expuesta a DFS=100 cm con el colimador y el brazo de la unidad a 0°. Todas las láminas del carro derecho están retraídas y el colimador convencional derecho está cerrado dejando una abertura de 1 cm desde el centro del haz, las láminas del colimador izquierdo están todas en la posición -1 cm, es decir sobrepasan 1 cm el centro del haz.

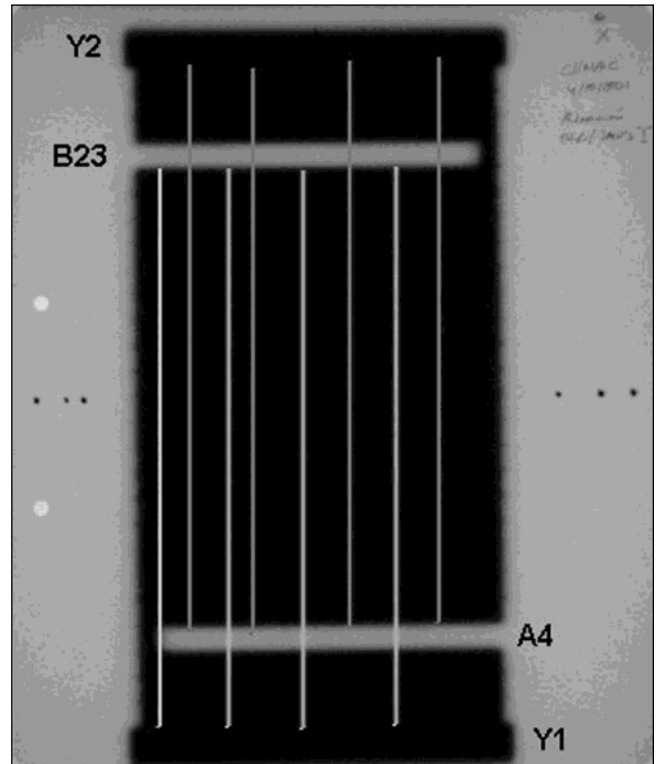


Fig. 7. Alineación de las láminas con las mandíbulas superiores. Película expuesta a DFS=100 cm con el colimador y el brazo de la unidad a 0°, todas las láminas en la posición 7 cm excepto las láminas A4 y B 23 que se posicionan a -6,5 cm, el tamaño de campo es de 15 cm x 29 cm. Sobre las líneas rojas se han medido las distancias entre la lámina A4 y la mandíbula Y2 y sobre las líneas verdes entre la lámina B23 y la mandíbula Y1.

gráfica. Igualmente la separación entre la posición de todas las láminas respecto la mandíbula no debe superar los 2 mm.

La prueba se debe repetir para el carro A y el colimador X1.

1.3.2. Alineación con las mandíbulas superiores

Tolerancia: distancias entre la lámina y la mandíbula no debe exceder los 2 mm.

Se realiza la prueba descrita por Mubata⁷ que consiste en posicionar todas las láminas en la posición 7 cm excepto las láminas A4 y B23 que se posicionan a -6,5 cm, el tamaño de campo definido por las mandíbulas debe ser de 15 cm x 29 cm. Se expone una película en estas condiciones, con el escáner, se miden las distancias entre la lámina A4 y la mandíbula Y2 y entre la lámina B23 y la mandíbula Y1 a diferentes separaciones del centro del haz, para asegurar que las mandíbulas están alineadas con el CML dichas distancias no deben diferenciarse en más de 2 mm. En la Figura 7 se puede ver la película irradiada y las líneas sobre las que se han medido las distancias entre la lámina y la mandíbula.

1.4 Posicionamiento de las láminas

Tolerancia: La diferencia entre la posición seleccionada y la medida debe ser inferior a ± 1 mm. Para definir esta tolerancia previamente se comprobó que posicionando la lámina 1 mm por exceso o por defecto respecto una posición predeterminada, visualmente se podía diferenciar claramente las dos situaciones tanto con la proyección del campo luminoso, como con el campo de radiación sobre una placa radiográfica.

Las posiciones que se verifican deben cubrir todo el rango del recorrido de la lámina, las que aquí se proponen son las siguientes; 20 cm, 16 cm, 12 cm, 8 cm, 4 cm, 0,5 cm, -4 cm, -8 cm, -12 cm y -16 cm. Para realizar esta prueba cómodamente se crea un archivo definiendo las diferentes posiciones de las láminas de modo que todas las láminas se coloquen automáticamente en las posiciones seleccionadas. Alineando una plantilla de papel milimetrado con el eje del haz a DFS de 100 cm con el brazo y el colimador a 0°, se comprueba que las láminas se colocan en las posiciones preseleccionadas midiendo la separación entre la proyección del campo luminoso y la posición de la lá-

Tabla 1. Hoja de trabajo para registrar la posición de las láminas siguiendo el procedimiento descrito en la prueba 1.4. El signo negativo indica que la lámina sobrepasa el eje central

Nº lámina	Posición de las láminas respecto el eje central (cm)																			
	CARRO B										CARRO A									
	20	16	12	8	4	0,5	-4	-8	-12	-16	20	16	12	8	4	0,5	-4	-8	-12	-16
1																				
2																				
3																				
·																				
·																				
·																				
26																				

Tabla 2. Posición de las láminas para cada uno de los campos de radiación seleccionados para comprobar que las láminas se colocan correctamente en las posiciones programadas. Prueba 1.4

Campo 1	Campo 2	Campo 3	Campo 4	Campo 5	Campo 6	Campo 7	Campo 8
B/A ¹	B/A	B/A	B/A	B/A	B/A	B/A	B/A
20/-15,1	14,9/-10,1	9,9/-5,1	4,9/-0,1	-0,1/4,9	-5,1/9,9	-10,1/14,9	-15,1/20

¹ B/A indican el posicionamiento de todas las láminas de los carros B y A respectivamente. El signo negativo indica que la lámina sobrepasa el eje central.

mina marcada sobre la plantilla. La posición de cada lámina se anota en una hoja de trabajo previamente elaborada. En la Tabla 1 se muestra un ejemplo de ho-

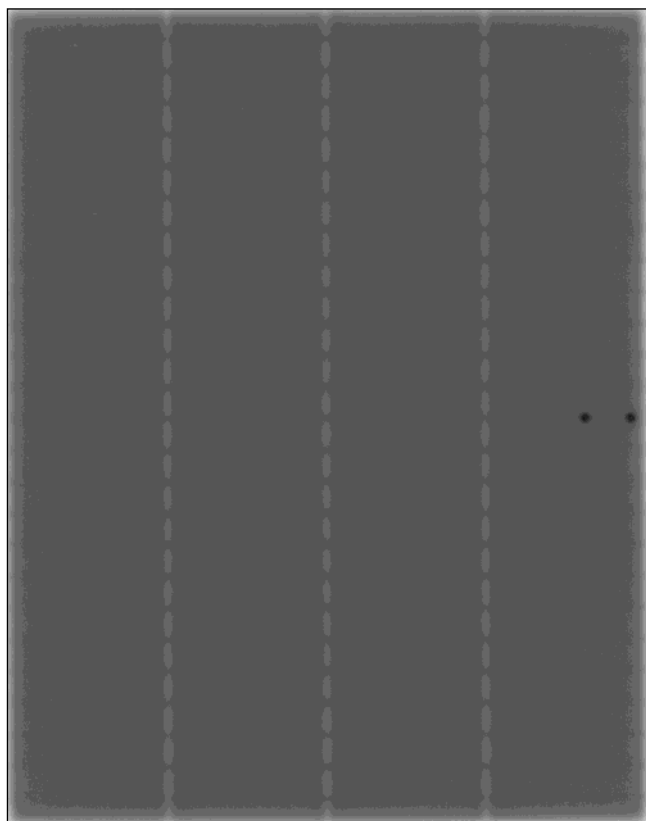


Fig. 8. Posicionamiento de las láminas en el plano del isocentro. Exposición de los campos 3,4,5 y 6 de la tabla 2 a DFS de 90 cm, a 10 cm de profundidad en maniquí de PMMA. Prueba 1.4.

ja de trabajo para registrar la posición de cada una de las láminas.

Para realizar esta prueba con el campo de radiación se seleccionan una serie de campos de modo que entre las láminas del banco que conforma un campo y las láminas del banco opuesto que conforma el campo consecutivo quede una separación de 2 mm, en la Tabla 2 se muestran los campos escogidos. Se marca la proyección de los láseres en la placa y se irradian varios campos en una misma película, a DFS de 90 cm y 10 cm de profundidad en maniquí de PMMA. Debido a que la distancia entre las posiciones que se verifican supera las dimensiones de la placa radiográfica, para realizar la prueba se necesitan tres películas. Se irradian los campos de la tabla 2 distribuidos de la siguiente forma: en la primera película se irradian los campos 1,2,3, en la segunda los campos 3,4,5 y 6, y la tercera los campos 6,7 y 8. En la Figura 8 se muestran los campos correspondientes a la segunda película. Para verificar el correcto posicionamiento de las láminas se comprueba visualmente que la separación entre las láminas de carros opuestos se mantiene para todas las láminas y en todas las posiciones.

Las dos pruebas descritas en este apartado deben realizarse con el brazo de la unidad a 90°, 270° y 180° para descartar posibles anomalías en el posicionamiento de las láminas debido al efecto de la gravedad.

1.5 Repetibilidad en el posicionamiento de las láminas

Tolerancia: La diferencia entre la posición seleccionada y la medida debe ser inferior a ± 1 mm.

Esta prueba consiste en repetir 20 veces la primera parte de la prueba 1.4, donde con la proyección del campo luminoso se verifica que las láminas se colocan a las posiciones preseleccionadas.

1.6 Dispositivos de entrada

Tolerancia: La coincidencia de la posición de la lámina indicada por el software del CML, y la proyección del campo luminoso sobre el campo de una plantilla debe ser de ± 1 mm.

En nuestro caso como dispositivo de entrada solamente se utiliza el disquete. Se debe verificar que el conformado diseñado en el sistema de planificación y cálculo (SPC) se copia correctamente y que el software del CML lo reproduce adecuadamente

A partir de una plantilla se diseña un campo conformado con CML desde el SPC. A partir de la indicación de posición del software del propio CML se comprueba la coincidencia entre la posición de cada lámina con el conformado diseñado en la plantilla y también se superpone la proyección del campo luminoso sobre dicha plantilla.

En el caso que la información del conformado se pase directamente a través de la red, se debe comprobar que toda la información se ha transmitido correctamente, la prueba se puede realizar de igual forma.

Si se dispone de un digitalizador para diseñar los conformados, la exactitud de éste se debe examinar diariamente y debe ser de ± 1 mm como mínimo.

2. Pruebas dosimétricas

Teniendo en cuenta que el sistema de planificación y cálculo empleado (CadPlan y Eclipse de Varian) utiliza las medidas de la configuración de la unidad sin tener que realizar medidas adicionales por el hecho de usar un CML, salvo el factor de transmisión, analizaremos las diferencias entre rendimientos, perfiles y factores campo obtenidos con los colimadores secundarios y con el CML⁸⁻¹¹.

2.1. Rendimientos en profundidad

Tolerancia: diferencias inferiores al $\pm 2\%$.

Obtenemos los rendimientos en profundidad en el eje del haz para los campos 4×4 cm², 6×6 cm², 10×10 cm², 20×10 cm², 20×20 cm², 30×26 cm² a la DFS de 90 cm. La medida se realiza en sentido ascendente, desde la posición inicial de la cámara situada a 30 cm de profundidad hasta la superficie del agua, adquiriendo puntos cada 2 mm. Para el análisis de los resultados, los valores porcentuales de la dosis obtenidos, serán interpolados cada mm y normalizados al valor correspondiente a la profundidad de 10 cm. En todas las medidas la abertura del colimador convencional es la recomendada por el software.

Tabla 3. Posición de las láminas para cada uno de los campos de radiación para estudiar el comportamiento de la penumbra en función de la distancia al eje central. Prueba 2.2

Campo 1	Campo 2	Campo 3	Campo 4	Campo 5
B/A ¹	B/A	B/A	B/A	B/A
15/-10	10/-4	-4/10	-10/15	5/5

¹ B/A indican el posicionamiento de todas las láminas de los carros B y A respectivamente. El signo negativo indica que la lámina sobrepasa el eje central.

2.2 Perfiles

Tolerancia: diferencias inferiores al $\pm 2\%$.

Utilizando detectores de diodo se miden perfiles a lo largo de los ejes X e Y de los campos cuadrados 4×4 cm², 10×10 cm², 20×20 cm² a la DFS de 90 cm y 10 cm de profundidad. Los perfiles no se realizan exactamente por los ejes principales de haz sino a $\pm 0,5$ cm del centro del haz, en el sentido transversal para asegurar que el perfil se realiza por el centro de la lámina y no en una zona correspondiente a la unión entre dos láminas consecutivas, y en el perfil longitudinal para evitar medir en la zona de unión entre láminas de carros opuestos. Los perfiles se normalizan respecto la dosis en el centro del haz. El tamaño de campo de radiación se define como la distancia comprendida entre los valores de dosis correspondientes al 50% de la dosis en el centro del haz, y la penumbra como la distancia entre los valores del 80% y 20% de la dosis en el centro del haz.

También se estudia el comportamiento de la penumbra a diferentes distancias del eje central y en situaciones en que las láminas sobrepasan el eje central del haz. Para ello se usan películas radiográficas que serán analizadas con el escáner. Previamente se ha verificado que la diferencia entre las penumbras medidas con placa radiográfica y con diodo es inferior a ± 1 mm. Las posiciones estudiadas para las láminas de cada carro son: 2, 5, 10, 15, -4 y -10 centímetros del eje central, según los campos de la Tabla 3. La película se irradia en maniquí de PMMA a 10 cm de profundidad y DFS de 90 cm.

2.3 Factores campo

Tolerancia: diferencias inferiores al $\pm 2\%$.

Se determina el factor campo definido como la relación entre un campo cualquiera respecto a un campo de referencia, que en nuestro caso es el campo 10×10 cm² obtenido con los colimadores convencionales y con el CML retraído. Los campos estudiados son 4×4 cm², 6×6 cm², 8×8 cm², 10×10 cm², 20×20 cm², 30×30 cm² obtenidos con el CML. La profundidad de medida es de 10 cm en agua a la DFS de 90 cm. Se comparan los factores campo obtenidos con CML con los obtenidos con los colimadores estándar.

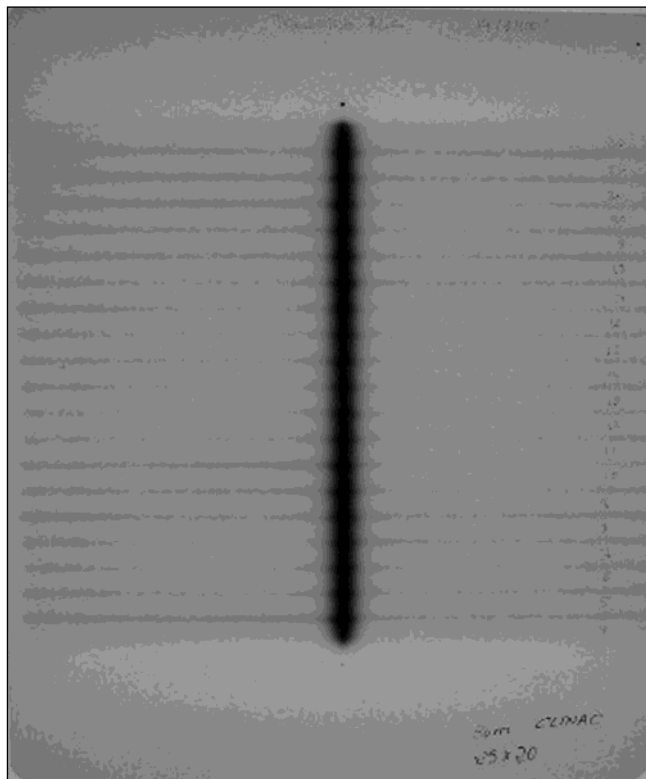


Fig. 9. Transmisión a través del CML. Película expuesta a DFS de 90 cm a 10 cm de profundidad de PMMA. Todas las láminas están cerradas excepto las láminas de los extremos del CML. El colimador convencional está abierto a un campo de 20 x 25 cm².

2.4 Transmisión

Se mide, utilizando placa radiográfica, la transmisión a través de las láminas del CML promediando entre la zona cubierta por las láminas y las zonas entre láminas consecutivas. Previamente se ha obtenido la curva sensitométrica que relaciona la dosis absorbida con la densidad óptica medida en la placa. Después se expone una película con una abertura de colimador convencional de 20 x 25cm² y el CML cerrado. En el caso del multiláminas Varian, al cerrar todas las láminas se cierra también el carro que soporta dichas láminas, para evitar esto basta con que alguna de las láminas de cada carro no se encuentre en la posición totalmente cerrada, por este motivo, la medida de la transmisión se realiza con las láminas 1 a 3 y 24 a 26 retraídas y el resto de láminas totalmente cerradas. La placa se sitúa en maniquí de PMMA a 10 cm de profundidad a una distancia a la superficie del maniquí de 90 cm y la exposición es de 300 u.m, que equivale a una dosis de 2,4 Gy en condiciones de referencia (DFS=90 cm, campo 10 x 10 cm², 10 cm de profundidad en agua). En la Figura 9 se presenta la placa obtenida, el oscurecimiento en el centro de la película corresponde a la radiación transmitida entre las láminas de carros opuestos. Ésta se debe a la radiación que pasa a través del borde redondeado de las láminas

y al espacio que queda entre dos láminas opuestas, configurado para evitar la colisión entre dichas láminas. Observando la figura se aprecian con claridad las líneas correspondientes a la transmisión entre láminas adyacentes.

Resultados

Pruebas geométricas

Los círculos determinados en las Figuras 3, 4 y 5 correspondientes a las pruebas 1.1 y 1.2 tienen diámetro inferior a 2 mm. El centro de dichos círculos determina los ejes de giro del colimador y del brazo correspondientes al CML, éstos distan menos de 1 mm al isocentro de la unidad, representado por los láseres. Estos resultados permiten concluir que el CML está bien acoplado al cabezal de la unidad.

Analizando la Figura 6, correspondiente a la prueba de alineación de las láminas con los colimadores inferiores, se obtiene que la distancia medida desde cada una de las láminas al colimador opuesto es la misma y es inferior a 1 mm. Respecto a la alineación de las láminas con los colimadores superiores, después de escanear perfiles sobre las líneas marcadas en la placa correspondiente a la Figura 7, se obtiene la distancia entre las láminas A4 y B23 a las mandíbulas Y1 y Y2 para diferentes separaciones del eje del haz, siendo las diferencias obtenidas entre las distintas medidas inferiores a 1 mm. Del resultado obtenido en estas dos pruebas se deduce que el CML está perfectamente alineado con las dos mandíbulas del acelerador.

En la prueba 1.4 se ha comprobado que las láminas se colocan en las posiciones predeterminadas en todo el recorrido, con diferencias inferiores a ± 1 mm entre la posición programada y la medida con la proyección luminosa para las cuatro posiciones del brazo seleccionadas. Analizando visualmente las películas radiográficas expuestas (Figura 8), se comprueba que se mantiene la distancia entre los campos seleccionados en todas las posiciones testadas, con lo cual se puede asegurar que la posición y alineación de las láminas es correcta en todo su recorrido y que no se ve influenciada por la orientación del brazo.

En la prueba 1.5, no se detectan diferencias superiores a ± 1 mm entre la posición seleccionada y la posición de la lámina, en ninguna de las repeticiones llevadas a cabo.

En la prueba 1.6 se comprueba la coincidencia en ± 1 mm entre el conformado reproducido por el software del CML y el campo de la plantilla, y entre el campo luminoso del CML proyectado sobre la plantilla. Este resultado permite afirmar que el ordenador del CML reproduce adecuadamente la información del disquete procedente del sistema de planificación y cálculo.

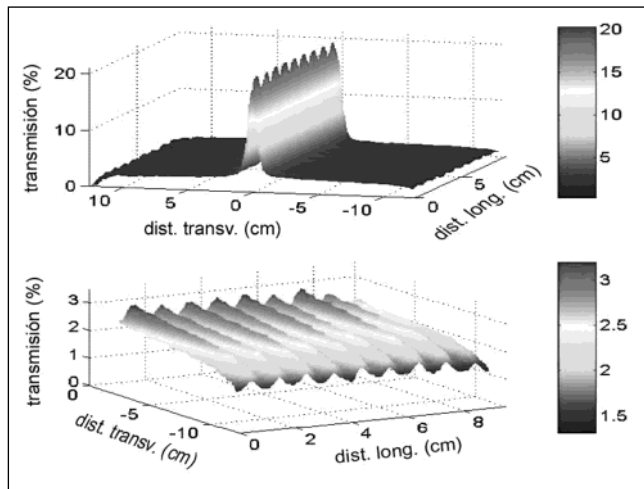


Fig. 10. Rendimientos en profundidad. Campo 10 cm x 10 cm medidos a DFS de 90 cm y normalizados a 10 cm de profundidad, Clinac 600, 6 MV. Los rombos corresponden al campo obtenido con los colimadores estándar y las cruces al campo obtenido con el CML.

Pruebas dosimétricas

Rendimientos en profundidad: se evalúan las diferencias entre los rendimientos en profundidad de los campos obtenidos con el CML y los mismos campos obtenidos con los colimadores convencionales, la zona de análisis comprende desde la profundidad del punto de máxima dosis a la profundidad de 30 cm. Las diferencias obtenidas para todos los campos medidos son inferiores al $\pm 1\%$. En la Figura 10 se representan los rendimientos en profundidad correspondientes al campo 10 cm x 10 cm obtenido con el colimador convencional y con el CML. Se aprecia que las dos curvas son prácticamente coincidentes.

Perfiles: se comparan los perfiles obtenidos con los colimadores convencionales y el CML. Las diferencias más grandes se observan para los perfiles transversales y en la zona de alto gradiente cosa que repercute de manera directa en el tamaño del campo de radiación definido con la isodosis del 50% de la dosis en el centro del haz. En la Figura 11 se muestra la representación gráfica de los perfiles transversales a 10 cm de profundidad para los campos $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$. En los tres casos el perfil correspondiente al CML es más ancho que el obtenido con los colimadores convencionales. En la Tabla 4 se muestran los valores numéricos correspon-

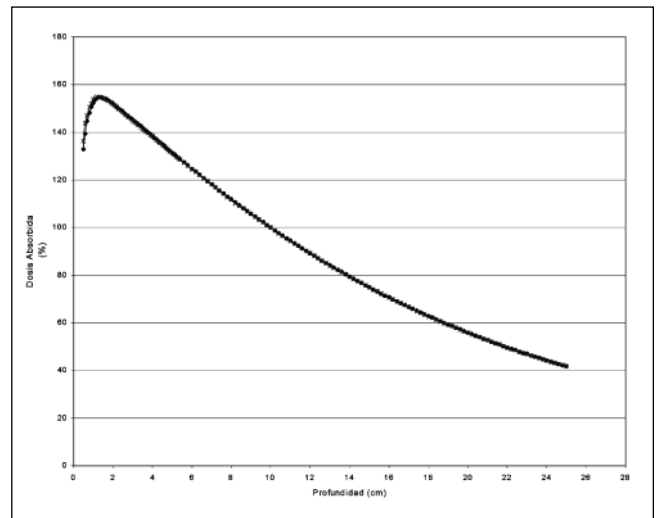


Fig. 11. Perfiles transversales. Campos $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ medidos a DFS de 90 cm a 10 cm de profundidad normalizados en el centro del haz, Clinac 600, 6 MV. Los rombos corresponden al campo obtenido con los colimadores estándar y las cruces al campo obtenido con el CML.

dientes al campo de radiación de dichos perfiles, destacándose que el tamaño de campo definido por el CML en el eje transversal es de 2 a 3 mm mayor que el mismo campo definido por el colimador convencional, dependiendo del campo estudiado.

En los perfiles longitudinales no se encuentran diferencias significativas respecto la colimación estándar y la colimación con CML.

El tamaño del campo luminoso determinado por el CML, para los tres campos estudiados, coincide con el indicador de campo. Esto implica que los campos obtenidos con el CML siempre presentarán una discrepancia de 2 a 3 mm, dependiendo del campo, entre el campo luminoso y el campo de radiación. Ésta es una de las consecuencias que comporta el diseño de la parte frontal redondeada de las láminas. En la Figura 12, se presenta un esquema que ilustra este efecto, las líneas continuas representan la proyección del campo luminoso y las líneas discontinuas representan el tamaño de campo de radiación, la atenuación del borde del campo, que determinará el campo de radiación y la penumbra, dependerá de la porción de curva atravesada por el haz. Por lo tanto la coincidencia entre campo luminoso y campo de radiación queda claramente afectada por el diseño del CML y

Tabla 4. Tamaño del campo de radiación y penumbra obtenido de los perfiles transversales medidos con el colimador convencional y con el CML. Todos los valores están en centímetros. Medidas realizadas con cuba automática y diodos

	$4 \times 4 \text{ cm}^2$		$10 \times 10 \text{ cm}^2$		$20 \times 20 \text{ cm}^2$	
	Col. Conv.	CML	Col. Conv.	CML	Col. Conv.	CML
Campo Radiación	4	4,2	10	10,3	20	20,3
Penumbra izquierda	0,5	0,5	0,5	0,5	0,6	0,6
Penumbra derecha	0,4	0,5	0,5	0,5	0,6	0,7

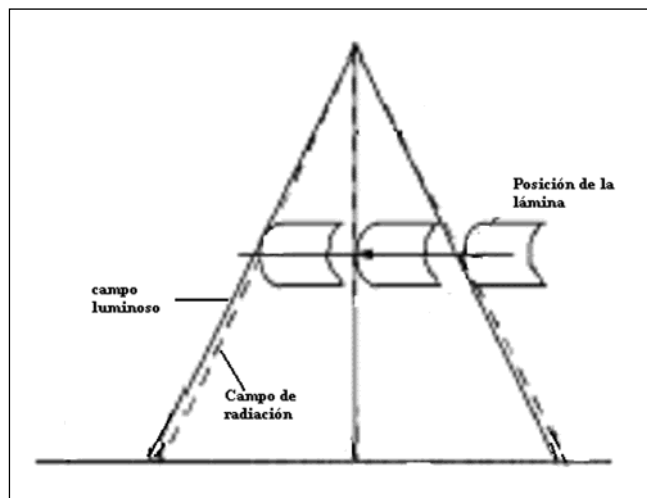


Fig. 12. Esquema de la formación del campo luminoso y el campo de radiación a través de la parte curvada de la lámina, para distintas posiciones de la lámina. Figura cedida por la *American Association of Physicist in Medicine*.

constituye una restricción que se deberá tener en consideración para definir la tolerancia correspondiente a la prueba de coincidencia entre campo luminoso y campo de radiación obtenido con el CML.

Como se observa en la misma Figura 12, la penumbra del campo de radiación vendrá determinada por el grosor de parte curvada de la lámina que atraviese el haz. Cuando la lámina se aleja del centro del haz la penumbra está formada por la porción inferior del extremo redondeado, mientras que cuando la lámina sobrepasa el centro de haz, la penumbra queda definida por la porción superior del extremo curvado de la lámina. La configuración de este tipo de CML puede representar un pequeño incremento de la anchura de la penumbra con respecto a los CML focalizados, pero no cabe esperar variaciones grandes de la penumbra en función de la posición de las láminas, ya que la curvatura de la lámina está optimizada para minimizar este efecto.

En la tabla 5 se muestra el valor de la penumbra en las diferentes posiciones de las láminas. Se observa el incremento de la penumbra al alejarse la lámina del eje central debido a la colimación de las propias mandíbulas del acelerador, pero no se observa un incremento adicional

Tabla 5. Tamaño de la penumbra en función de la posición de la lámina. Medidas realizadas con placa radiográfica

Posición de la lámina B/A	Penumbra (cm)
4/4	0,4/0,4
5/5	0,6/0,6
10/10	0,6/0,6
15/15	0,6/0,7
-4/-4	0,6/0,6
-10/-10	0,6/0,6

Tabla 6. Factor de campo (Fc) medido a DFS=90 cm y a 10 cm de profundidad, normalizado al valor del campo 10 x 10 cm² obtenido con colimador convencional. Diferencias normalizadas al valor del tamaño de campo correspondiente. El signo negativo indica Fc mayor para campo con CML

Campo nominal (cm ²)	Fc Campo colimador convencional	Fc campo CML	Diferencia (%)
4 x 4	0,866	0,877	-1,1
6 x 6	0,923	0,930	-0,7
8 x 8	0,966	0,972	-0,6
10 x 10	1	1,004	-0,4
20 x 20	1,096	1,1	-0,4
30 x 30	1,145	1,137	0,7

de la penumbra en función de la posición de la lámina producido por el CML.

Los valores de la penumbra de las tablas 4 y 5 corresponden a medidas realizadas con distintos equipos. Las diferencias en la penumbra no son significativas considerando una incertidumbre en la medida de ± 1 mm.

Factores campo: En la tabla 6 se muestra el factor de campo para campos obtenidos con los colimadores convencionales y con el CML. La diferencia se presenta normalizada al valor de cada campo. Para los campos estudiados, las diferencias entre los valores de factor de campo obtenidos con colimador convencional y CML son inferiores al 1%, si bien para campos pequeños como el campo 4 x 4 cm² la diferencia es algo mayor.

Transmisión: Se analiza la placa escaneando perfiles transversales cada milímetro a lo largo del eje longitudinal. A partir de la curva sensitométrica que se ha realizado, se puede relacionar el valor de la densidad óptica leído por el escáner con la dosis absorbida. En la Figura 13 superior se representa el resultado del análisis de la placa, la altura representa el % de dosis a través del CML, respecto la dosis en el centro del haz con campo abierto. El valor máximo de transmisión corresponde a la zona de unión de láminas de carros opuestos, ya que por diseño del propio CML, las láminas de carros opuestos no acaban de cerrar del todo para evitar posibles colisiones. En la Figura 13 inferior se muestra una ampliación de la zona de la película alejada de la influencia del pico de transmisión central, donde se aprecian con claridad pequeños picos de transmisión correspondientes a la zona de unión entre láminas consecutivas y valles que corresponden a la parte central de la lámina. Promediando el valor de la transmisión a lo largo de esta área se obtiene un valor de 2,6% respecto la dosis en el centro del haz. Este valor está influenciado por la radiación dispersa procedente de la zona central de unión de carros opuestos; se puede observar como disminuye el valor de la transmisión a medida que nos alejamos del eje del haz, siendo el valor de la transmisión en el centro de la lámina y entre láminas adya-

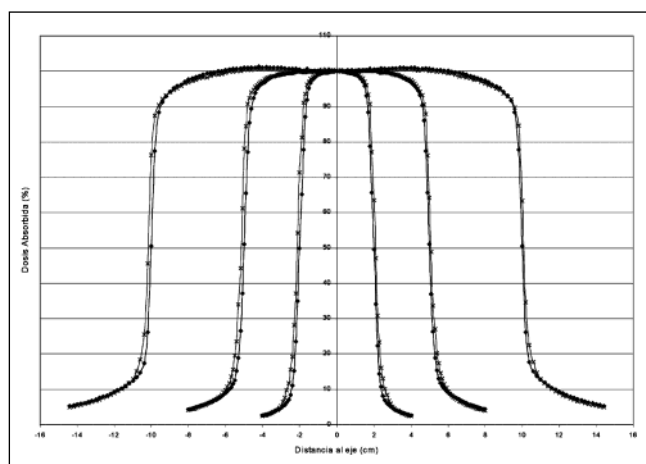


Fig. 13. Transmisión a través del CML. Parte superior, representación de la transmisión a través del CML corresponde a la película de la Figura 9. La altura representa valor de la transmisión a través del CML. El pico de transmisión corresponde a la unión de láminas de carros opuestos. Parte inferior corresponde a una ampliación de la zona alejada de la influencia de la unión de láminas de carros opuestos, los picos de transmisión corresponden a la unión de láminas adyacentes y los valles a la transmisión a través del centro de la lámina.

centes en la zona más alejada de 1,4% y 1,9% mientras que a 1,5 cm del eje es de 2,6% y 3,2%.

II. Conjunto de pruebas a realizar con el colimador multiláminas dentro de un programa de garantía de calidad

Las pruebas descritas anteriormente permiten verificar que el CML cumple con las especificaciones del fabricante y además los parámetros geométricos y dosimétricos analizados en las distintas pruebas permiten establecer un estado de referencia inicial del CML.

Con el fin de asegurar la constancia de los parámetros que definen el estado de referencia inicial del CML a lo largo de su vida útil, en la tabla 7 se proponen un conjunto de pruebas específicas para el CML, asignan-

do a cada una de ellas una tolerancia y periodicidad. Dichas pruebas se incorporarán al conjunto de pruebas que constituyen el programa de garantía de calidad del equipamiento de radioterapia. Se debe tener en cuenta que la elección de cada una de las pruebas dependerá del tipo de CML y de sus aplicaciones clínicas. Las descritas en este estudio están adaptadas al CML Varian para las aplicaciones en modo estático y no para el modo dinámico.

Si durante la realización de pruebas de control se observan resultados que presentan desviaciones respecto a la referencia inicial que superan la tolerancia establecida, se deberá determinar las causas de esta desviación y si es necesario se requerirá la intervención del servicio técnico del equipo para que reconduzca el parámetro alterado a su estado inicial. En el caso que esto no fuese posible se deberá establecer de nuevo la referencia inicial del parámetro afectado, justificando las causas que han motivado la modificación.

Cualquier avería que precise la sustitución o desacoplamiento del CML requerirá establecer un nuevo estado de referencia inicial. Para averías menores se deberá analizar la repercusión que puedan ocasionar sobre el estado de referencia inicial de los parámetros que puedan haber sido afectados y valorar la necesidad de posibles modificaciones.

Conclusiones

Todas las pruebas geométricas realizadas verifican que el CML está perfectamente acoplado al cabezal de la unidad, bien centrado y alineado con las mandíbulas del acelerador y que las láminas se colocan correctamente en las posiciones predeterminadas, independientemente de la posición del brazo de la unidad.

Los factores de campo y los rendimientos en profundidad obtenidos con el CML, no presentan diferencias significativas respecto a los obtenidos con las mandíbulas propias del acelerador.

Tabla 7. Periodicidad y tolerancia para cada una de las pruebas descritas dentro del programa de garantía de calidad

Prueba	Tolerancia	Periodicidad
1.1 Alineación de los ejes de radiación y luminoso del CML con eje mecánico del colimador	2 mm	Semestral
1.2 Alineación de los ejes de radiación y luminoso del CML con el eje mecánico del brazo	2 mm	Semestral
1.3 Alineación del CML con los colimadores	2 mm	Semestral
1.4 Posicionamiento de las láminas	± 1 mm	Semanal/Mensual ¹
1.5 Repetibilidad en el posicionamiento de las láminas	± 1 mm	Mensual
1.6 Dispositivos de entrada	± 1 mm	Semanal
2.1 Rendimientos en profundidad	Dif $< \pm 2\%$	Semestral
2.2 Perfiles	Dif $< \pm 2\%$ o ± 3 mm	Semestral
2.3 Transmisión	$< 3\%$ ²	Semestral
2.4. Factores campo	Dif $< \pm 2\%$	Semestral

¹ Semanalmente coincidencia proyección luminosa y software, mensual con campo de radiación. La prueba se debe realizar con el brazo a 0°, 90°, 180° y 270°, se puede ir variando la orientación del brazo cada mes de modo que al final del año se habrán realizado tres comprobaciones con cada ángulo de brazo.

² Respecto la dosis en el centro de haz con campo abierto.

Sin embargo los perfiles transversales, en la dirección del movimiento de las láminas, son del orden de 3 mm más anchos cuando el campo se define con el CML que cuando se define con el colimador convencional. En cambio entre el tamaño de campo luminoso obtenido con las mandíbulas y con el CML muestra diferencias inferiores a 1 mm. Esto implica que los campos obtenidos con el CML siempre presentan una diferencia, de entre 2 y 3 mm, entre el campo luminoso y el campo de radiación, estas diferencias se deben al extremo redondeado de las láminas. Las diferencias en la anchura de la penumbra determinada por el CML y el colimador convencional no son significativas. Esto se debe a que se compensa el efecto producido por el extremo redondeado de las láminas, con el hecho que el CML se encuentra más alejado de la fuente. El valor de la penumbra en función de la distancia al eje del haz aumenta siguiendo la divergencia del haz determinada por la colimación convencional y no está influenciada por la presencia del CML.

La transmisión a través del CML promediada en la zona cubierta por la lámina y en la zona entre láminas consecutivas es de 2,6% valor que se ajusta al publicado por la bibliografía, que para 6 MV está entre un 2% y un 3%.

Se han propuesto un conjunto de pruebas iniciales que permiten conocer el funcionamiento del CML en el momento de la entrega y que a su vez permiten establecer el estado de referencia inicial.

También se ha propuesto un programa de control de calidad que permite detectar desviaciones respecto el es-

tado de referencia establecido inicialmente durante la vida útil del CML

Referencias

1. Galvin JM, Smith AR, Lally B. Characterization of a multileaf collimator system. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 1993;25:181-92.
2. Klein EE, Harms WB, Low DA, Willcutt Vand Purdy JA. Clinical implementation of a commercial multileaf collimator: dosimetry, networking, simulation and quality assurance. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 1995;33:1195-208.
3. AAPM Report 72. Basic applications of multileaf collimators: report of the AAPM radiation therapy committee task group No.50. (2001).
4. Real Decreto 1566/1998 de 17 de julio por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Ministerio de Sanidad y Consumo, BOE núm. 206, 20644 (1998).
5. Sociedad Española de Física Médica. Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos. Sfem nº1 - 1984 (1984).
6. OIEA 2000. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad (2000).
7. Mubata CD, Child P, Bidmead M. A quality assurance procedure for the varian multi-leaf collimator. *Phys Med Biol* 1997;42:423-431.
8. Huq MS, Yu Y, Chen ZP, Suntharalingam N. Dosimetric characteristics of a commercial multileaf collimator. *Med Phys* 1995;22:2.
9. Palta JR. Dosimetric considerations for a multileaf collimator system. *Med Phys* 1996;23:7.
10. Georg D, Julia F, Briot E, Huyskens D, Wolff A, Dutreix A. Dosimetric comparison of an integrated multileaf-collimator versus a conventional collimator. *Phys Med Biol* 1997;42:2285-2303.
11. Huq MS, Das IJ, Steinberg T, Galvin JM. A dosimetric comparison of various multileaf collimators. *Phys Med Biol* 2002;47.

Estabilidad de la TKRA del suministrador en las semillas de ^{125}I 6711 de Amersham para braquiterapia prostática

V. Carmona¹, J. López¹, J. Pérez-Calatayud^{1,2}, F. Ballester², V. Puchades¹, F. Lliso¹,
D. Granero², E. Tomás¹, C. Fernández³

¹Unidad de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital La Fe. Valencia.

²Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear e IFIC, CSIC-Universidad de Valencia, Burjassot.

³Centro Oncológico de Galicia. A Coruña

Supplier's RAKR stability for the ^{125}I 6711 seeds provided by Amersham for prostatic brachytherapy

Introducción y objetivo

En los últimos años, el implante de semillas de ^{125}I en la braquiterapia prostática ha aumentado considerablemente. Por ejemplo, en EE.UU. se diagnostican 180.000 nuevos casos de cáncer de próstata todos los años y se realizan entre 30.000 y 40.000 implantes. Se prevé que el número de implantes supere a corto plazo al de prostatectomías radicales¹. Esta técnica se ha introducido en numerosos hospitales españoles.

Siguiendo las recomendaciones nacionales e internacionales²⁻⁵, así como las recogidas en nuestra legislación⁶, es necesaria una calibración o verificación independiente de la Tasa de Kerma de Referencia en Aire (TKRA) de las fuentes antes de su uso clínico. La medida de la TKRA debe realizarse con el equipamiento y trazabilidad adecuados⁵, y el valor resultante debe contrastarse con el proporcionado por el suministrador. En el caso de un gran conjunto de fuentes indistinguibles (como las semillas de ^{125}I para la próstata) se recomienda que la verificación se realice al menos en el 10% de las fuentes utilizadas.

Uno de los fabricantes de estas semillas (Amersham) proporciona conjuntos de 10 semillas ligadas por un material resinoso (absorbible por el organismo) para minimizar la migración (*Rapid Strand*)⁷; este tipo de semillas es el que se utiliza en la mayoría de hospitales españoles. Standard Imaging ha desarrollado un inserto plomado

(inserto 70023)^{8,9} para su cámara pozo HDR-1000 PLUS que permite la medida de la TKRA de las diez semillas en su conjunto. La medida se realiza dándole la vuelta al *strand* y midiendo 5 semillas cada vez, asumiendo contribución nula de las otras cinco debido al plomo. Como las condiciones de medida del *strand* son muy distintas de las de la medida de la semilla con inserto individual, el fabricante proporciona un factor corrector de la lectura resultante para que ésta resulte igual a la suma de las lecturas de las cinco semillas medidas con el inserto individual.

En la práctica, en los diferentes hospitales¹⁰⁻¹⁵ se emplean distintos métodos para la verificación de la TKRA. Algunos miden individualmente 1 ó 2 semillas antes del implante y después una muestra de las sobrantes. La mayoría realiza medidas de los *Rapid Strand* con el inserto plomado 70023. Aunque algunos hospitales verifican todas las semillas que se van a implantar tras esterilizar este inserto, la mayoría realiza la verificación previa de 1 ó 2 *Rapid Strand* extraídos al azar del envío, que no se usarán en el implante. Ésta es la sistemática que se sigue en nuestro hospital, en el que se ha incorporado esta técnica habiéndose superado recientemente los primeros 50 implantes. Conviene destacar que en un trabajo reciente Carrasco *et al.*¹⁶ han puesto de manifiesto que el factor correctivo a aplicar al inserto 70023 puede variar con cada ejemplar, por lo que el usuario debe determinar el valor aplicable en su caso. Tanto en este trabajo como en el de Luna *et al.*¹⁷, el valor obtenido para este factor (1,10) es notablemente inferior al propuesto por el fabricante (1,15).

El resultado de la calibración realizada por el usuario debe contrastarse con el valor de la TKRA asignado por el suministrador en el certificado de las fuentes. Se recomienda³ que si se obtiene una discrepancia mayor del

Correspondencia: V. Carmona. Unidad de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital La Fe. Avenida de Campanar, 21. 46009 Valencia.

E-mail: carmona_vic@gva.es

Fecha de recepción: 7-9-2004.

Fecha de aceptación: 15-12-2004.

$\pm 3\%$, debe investigarse la fuente de esa diferencia, y si la discrepancia excediera del $\pm 5\%$ se recomienda notificar este hecho al fabricante. El TG56³ indica que estos intervalos de discrepancia se aplicarán a la media de la TKRA en el caso de lote de fuentes del mismo tipo, como el que nos ocupa. Como indica Brosed¹⁸, este procedimiento propuesto por el TG56 (también recogido en la legislación española⁶) no considera las incertidumbres del fabricante y las del radiofísico al medir. Lo correcto es comparar los valores de la TKRA con su incertidumbre, para un k dado, dando como resultado la compatibilidad o no de ambos valores⁵.

La evaluación de la dispersión de la TKRA dentro del envío de semillas así como la estabilidad del proceso de fabricación-suministro son aspectos importantes teniendo en cuenta la metodología de calibración empleada por el suministrador⁹. Esto es, Amersham calibra individualmente cada semilla tras activarla y las clasifica en diferentes lotes dentro de un intervalo de TKRA determinado, asignándoles un valor medio a cada lote.

El propósito de este trabajo es utilizar la metodología estadística típica de control de calidad para analizar la estabilidad de los valores de TKRA proporcionados por el suministrador en los certificados correspondientes a diferentes envíos, a partir de las medidas de la TKRA con el inserto individual realizados en nuestro hospital. Estos resultados se han utilizado para establecer en nuestro hospital el factor correctivo a aplicar a las medidas de los *strand* con el inserto plomado 70023, siguiendo la misma metodología empleada por Carrasco *et al.*¹⁶ y Luna *et al.*¹⁷.

Material y método

En este trabajo se han medido individualmente un total de 50 semillas correspondientes a 5 *strands* de diferentes envíos. Las medidas se han realizado con una cámara pozo HDR 1000 Plus y un electrómetro MAX-4000 de *Standard Imaging* junto con el inserto individual *single LDR seed holder* 70016. Este conjunto posee certificado de calibración emitido por la *AAPM-Accredited Dosimetry Calibration Laboratory ACDL* de la Universidad de Wisconsin, trazable directamente al *National Institute of Standard and Technology NIST* con valor del factor de calibración de $2,320 \times 10^{11} \mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1}\text{A}^{-1}$, con incertidumbre del 2,5% ($k=2$). Las medidas se han corregido por las condiciones climáticas respecto a las de la calibración, fondo y bajas presiones¹⁹.

En primer lugar, se ha realizado una evaluación de la incertidumbre de la medida de cada semilla con el inserto individual 70016, siguiendo una metodología análoga a la presentada por Luna *et al.*¹⁷ Posteriormente, se ha realizado un análisis estadístico²⁰ para determinar la homogeneidad de las muestras o, lo que es lo mismo, si todas ellas provienen de una misma población; es decir, determinar la desviación típica del fabricante y si su proceso de fabricación-clasificación es estable.

Resultados y discusión

1. Evaluación de la incertidumbre en la medida individual de semillas

La evaluación de la incertidumbre de la medida de cada semilla con el inserto se ha realizado propagando errores de cada una de las magnitudes que intervienen: variación de las condiciones climáticas y sensibilidad del barómetro y del termómetro (0,2%), factor correctivo de bajas presiones (0,1%), factor de calibración del ADCL (2,5%, $k=2$), desintegración durante la medida (menor que 0,5 días) e incertidumbre del proceso de medida (0,15%). Para obtener este último componente de la incertidumbre final, se ha repetido el proceso de medida de la misma semilla 5 veces. De la combinación de todas estas incertidumbres resulta una incertidumbre global de 1,4% ($k=1$) a asignar a la medida de cada semilla con el inserto individual en el hospital, resultado acorde con el 3% ($k=2$) obtenido por Luna *et al.*¹⁷ que utilizó el mismo material dosimétrico y el mismo modelo de semillas.

Se han medido los valores de la TKRA de semillas para *strands*, de tal manera que en total tenemos $x_{ij} \pm \delta(x_{ij})$, $i=1, L, k; j=1, L, n$ medidas; es decir, en total $N=nk=50$ medidas. Se ha normalizado al valor de la TKRA proporcionado por el suministrador, teniendo en cuenta la desintegración correspondiente. Los resultados obtenidos se presentan en la Tabla 1.

2. Dispersión de la TKRA de las semillas en los lotes

La incertidumbre relativa de la TKRA especificada por el suministrador en los certificados es de $\pm 7\%$ con un factor de cubrimiento de $k=2$, que corresponderá a $\pm 3,5\%$ con $k=1$. Este valor se asigna a la TKRA media de las semillas de un lote o envío. Consultado Amersham-Oncura sobre cuál es la dispersión de las semillas en el lote respecto a esa media, nos indicó que el valor de la TKRA de cada semilla del envío está incluido en esos márgenes.

Para los 5 envíos diferentes se ha evaluado la dispersión de las 10 semillas medidas con el inserto individual:

$$\%D = \frac{x_{j,\max} - x_{j,\min}}{\bar{x}_j} \%$$

Los valores de %D son similares, salvo en un envío, al aproximadamente $\pm 4\%$ obtenidos por Butler *et al.*⁹ y Luna *et al.*¹⁷

3. Análisis de la estabilidad de los valores proporcionados por el suministrador

Pretendemos responder a dos cuestiones: ¿son los $k=5$ *strands* de $n=10$ semillas homogéneas? O dicho de otra manera, ¿proviene todas las semillas de la misma población, $N(\mu, \sigma)$? Es decir, queremos determinar la desviación típica del fabricante y si su proceso de fabricación es esta-

Tabla 1. Valores de la TKRA de $n = 10$ semillas para $k = 5$ strands normalizados al valor de la TKRA proporcionado por el suministrador (teniendo en cuenta la desintegración) $x_{ij} \pm \delta(x_{ij}, i=1,L, k; j=1,L, n)$, y parámetros estadísticos derivados. En la parte inferior de la tabla se presentan las medidas de las mitades de cada strand (X_{i1} y X_{i2}) y los valores de los factores de corrección del inserto plomado deducido con cada strand y el valor medio final \bar{F} .

		Número de strand, i					
		1	2	3	4	5	
Número de semilla, j	1	0,9682	0,9896	0,9547	1,0152	1,0030	
	2	0,9710	0,9863	0,9723	1,0002	0,9974	
	3	0,9868	0,9798	0,9902	0,9775	0,9961	
	4	0,9739	0,9823	0,9735	0,9831	1,0051	
	5	0,9926	0,9883	0,9951	1,0126	0,9977	
	6	0,9531	0,9893	0,9802	1,0030	1,0252	
	7	0,9776	0,9806	0,9914	1,0104	0,9805	
	8	0,9843	1,0045	0,9934	0,9851	0,9632	
	9	0,9885	0,9698	0,9899	0,9868	0,9969	
	10	0,9943	0,9775	0,9627	0,9835	0,9772	
%D	4,2%	3,5%	4,1%	3,8%	6,2%		
$\bar{x}_i =$	0,9790	0,9848	0,9803	0,9957	0,9942	$\bar{\bar{x}} = 0,987$	
$s_i^2 =$	0,00016	0,000086	0,00020	0,00020	0,00029	$\hat{s}^2 = 0,00022$	
						$\hat{s} = 0,015$	
$s_i =$	0,0128	0,0093	0,0141	0,0141	0,0171	$\bar{s} = \frac{\sum s_i}{k} = 0,0135$	
$\frac{s_i}{c_2} =$	0,0139	0,0100	0,0153	0,0153	0,0185	$\hat{\sigma} = \frac{\sum s_i}{kc_2} = 0,015$	
						$\hat{s}_T^2 = 0,00021$	
Medida medio strand, $j = 1,L,5, X_{i1} =$	4,600	4,657	4,653	4,553	4,622		
Medida medio strand, $j = 6,L,10, X_{i2} =$	4,655	4,615	4,608	4,570	4,507		
$f_{i1} = \frac{5\bar{x}_i}{X_{i1}} =$	1,110	1,090	1,096	1,103	1,088		
$f_{i2} = \frac{5\bar{x}_i}{X_{i2}} =$	1,097	1,100	1,107	1,099	1,115		
$\bar{F}_i =$	1,1035	1,0951	1,1014	1,1006	1,1016	$\bar{F} = 1.1004 \pm 0.0013$	

ble²⁰. Para ello, determinamos la media y la varianza de los nk valores de la TRKA: \bar{x} y \hat{s}^2 , y las medias y las varianzas de cada uno de los strands, como se indica en la Tabla 1. Dado que los estimadores tienen sesgo, calculamos los estimadores centrados $\frac{s_i}{c_2}$, donde $c_2 = 0,9227$ para $n = 10$.

Calculamos el estimador $\hat{s}_T^2 = \frac{\sum \sum (x_{ij} - \bar{x}_i)}{nk - k} = \frac{n}{nk - k} \sum s_i^2$

que es centrado para σ^2 pero no para σ .

a) Contraste para evaluar la homogeneidad de las medias

Cuando todos los strands vienen de la misma población, $\frac{(\bar{x}_i - \mu)\sqrt{n}}{\hat{s}_T}$ sigue una t -Student con $N - k$ grados de li-

bertad. Si $N = nk$ es grande, $c_2 \frac{(\bar{x}_i - \bar{\bar{x}})\sqrt{n}}{\bar{s}} : N(0,1)$, es

decir, con el 99% de probabilidad, $\bar{x}_i \in \bar{\bar{x}} \pm 3 \frac{\bar{s}}{c_2 \sqrt{n}}$. En

nuestro caso, todas las medias caen dentro de este intervalo que es $[0,9730, 1,007]$. Por lo tanto, se concluye que todas las medias son compatibles con la de una única población.

b) Contraste de desviaciones típicas

Con un 99% de probabilidad, todas las varianzas muestrales sin corregir s_i han de estar dentro del intervalo $(B_3 \bar{s} - B_4 \bar{s})$, con $B_3 = 0,284$ y $B_4 = 1,716$ para $n = 10$. En nuestro caso todas las desviaciones muestrales caen dentro de este intervalo, que es $[0,0042, 0,0256]$. Por lo tanto,

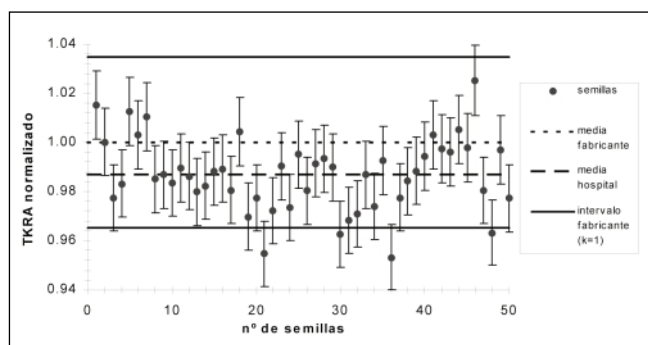


Fig. 1. TKRA de las semillas normalizada a la TKRA del suministrador, medias y dispersión. Las barras de error indican la incertidumbre de nuestro sistema de medida y no incluye la incertidumbre del fabricante.

todas las muestras provienen de una única población y podemos concluir que el sistema de fabricación es estable.

La distribución normal será por tanto $N(\mu = 0,987, \sigma = 0,015)$. Como se observa, existe una diferencia sistemática entre el valor de la TKRA del fabricante y el obtenido en el hospital: $0,987 \pm \frac{0,015}{\sqrt{50}} = 0,987 \pm 0,002$.

4. Comparación entre la TKRA medida y el valor especificado en el certificado del suministrador

Los valores de las TKRA de las semillas de los diferentes envíos (medidas con el inserto individual) normalizadas al valor de la TKRA del suministrador, se muestran en la Fig. 1. El error asociado a la medida individual obtenido en el apartado 1, se ha representado con las barras correspondientes ($k=1$) sin incluir el error asociado a la TKRA del suministrador.

De la comparación se deduce, según Brosed¹⁸, que la mayoría de las medidas son compatibles, esto es, el intervalo de incertidumbre de la medida en el hospital está incluido en el del suministrador, siendo algunas de ellas de compatibilidad dudosa, es decir, parte del intervalo queda fuera del intervalo del suministrador. También existe una de ellas que sería totalmente incompatible. Este caso (1/50) estaría fuera de las especificaciones del fabricante; sin embargo, hemos de tener en cuenta que su nivel de confianza sería el 67%.

Las TKRA medias de las semillas de cada envío si son compatibles con el valor del suministrador ($p < 0,01$), al igual que, lógicamente en este caso, la media de todas las medidas individuales realizadas en este trabajo. Se observa una tendencia sistemática a la baja de la TKRA obtenida en el Hospital representada por la media de la población normalizada.

5. Evaluación del factor de corrección para el inserto plomado

Para evaluar el factor de calibración F del inserto plomado 70023 se han utilizado las medidas de las TKRA individuales x_{ij} de cada semilla junto con medidas de medio *strand*. Para ello, se ha medido la mitad superior del

strand, X_{i1} con las semillas $j = 1, L, 5$, y la mitad inferior del *strand*, X_{i2} con las semillas $j = 6, L, 10$. Para hallar el factor de corrección, se ha calculado para cada *strand* $f_{i1} = \frac{5\bar{x}_i}{X_{i1}}$ y $f_{i2} = \frac{5\bar{x}_i}{X_{i2}}$ y su valor medio \bar{F}_i . El factor de corrección del inserto se ha tomado como el valor medio de los \bar{F}_i . El valor obtenido de factor F ha resultado ser:

$$F = 1,1004 \pm 0,0013 (k=2)$$

Este valor está en buen acuerdo con los obtenidos por Luna *et al.*¹⁷ ($1,11 \pm 3,4\%$), Carrasco *et al.*¹⁶ ($1,112 \pm 0,004$ y $1,089 \pm 0,004$ para dos ejemplares de 70023) y Fernández¹⁴ (1,095), significativamente diferentes del indicado por el fabricante⁸ (1,15).

Conclusión

Todas las semillas se pueden considerar homogéneas y se pueden comparar así con el valor del TKRA indicado por el fabricante. La comparación entre las medidas realizadas y los valores proporcionados por el suministrador muestra una desviación sistemática de un 1,3%.

Referencias

1. Radiation safety aspects of brachytherapy for prostate cancer using permanently implanted sources. ICRP Committee 3, Task Group no. 57.
2. Kutcher G, Coia L, Gillin M, Hanson W, Leibel S, Morton R, et al. Comprehensive QA for Radiation Oncology. AAPM Report no. 46, Radiation Therapy Committee Task Group (TG) no. 40. Med Phys 1994;21:581-618.
3. Nath R, Anderson L, Meli J, Olch A, Stitt J, Williamson J. Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. Med Phys 1997;24:1557-1598.
4. Yu Y, Anderson L, Li Z, Mellenberg D, Nath R, Schell M, et al. Permanent prostate seed implant brachytherapy: Report of the American Association of Physicist in Medicine Task Group No. 64. Med Phys 1999;26:2054-2076.
5. Pérez-Calatayud J, Arrans R, De Frutos J, Guisasaola A, Macías J, Valverde J. Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM. Rev Fis Méd 2000;0:1-49.
6. Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE núm. 206, 28 de agosto de 1998.
7. Rapid Strand. Product code: IMC 7000. Amersham Health.
8. HDR 1000 Plus Ionization Chamber. Instruction Manual. Standard Imaging.
9. Butler W, Dorsey A, Nelson K, Merrick G. Quality Assurance calibration of I-125 Rapid Strand in a sterile environment. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1998;41:217-222.
10. Crispín V. Comunicación personal 2003.
11. Eudaldo T, Jornet N, Carrasco P. Comunicación personal 2003.
12. Guisasaola A. Procedimientos y planificación en implantes permanentes de fuentes de I-125 y Pd-103 en el carcinoma localizado de próstata. Curso Dosimetría en Braquiterapia. SEFM Valencia 2002.

13. Vivanco J, Fernández J. Nuevas técnicas de braquiterapia. Curso Dosimetría en Braquiterapia. SEFM-CSM Madrid 2003.
14. Fernández C. Comunicación personal 2003.
15. Cinos C. Comunicación personal 2003.
16. Carrasco P, Jornet N, Eudaldo T, Ribas M. Can we rely on source holder correction factors given by the well chamber vendor? GEC-ESTRO Meeting 2004. Radiother Oncol 2004;71 Supl, S46. Abstract.
17. Luna V, Martínez J, Crelgo D, González JM, Fernández J, Sánchez P, et al. Variación observada en la calibración de la tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) de las semillas de I-125 6711 de Amersham respecto al certificado de calibración. Congreso SEFM Vigo 2003.
18. Brosed A. Comunicación personal 2000, texto recogido en Ref. 5 página 6.
19. HDR 1000, HDR 1000 Plus and IVB 1000 Well chamber response as a function of pressure. Technical note number 4531-00, Standard Imaging. 2003.
20. Peña D. Estadística. Modelos y métodos. I. Fundamentos. Alianza Editorial SA. Madrid 1986 pag. 287.

Control de Calidad de Equipos de TC para Radioterapia. Guía Práctica

M. Colomer*, M^a D. Carabante**, E. Luguera***, C. Picón****

*Grupo de Trabajo de Radiofísica del GOCO (Grup Oncològic Català-Occità). *Hospital Universitari Arnau de Vilanova. Lleida.*

***Centre de Radioteràpia i Oncologia de Catalunya. Clínica Platón. Barcelona. ***Institut Català d'Oncologia.*

*Hospital Universitari Germans Trias i Pujol. Badalona. ****Institut Català d'Oncologia. Hospital Duran i Reynals. L'Hospitalet de Llobregat.*

Quality assurance of CT equipment used in radiotherapy. Practical guide

Introducción

El GOCO (Grup Oncològic Català-Occità) constituye un grupo cooperativo que agrupa a los profesionales de la Oncología Radioterápica de Cataluña y Occitania. Uno de los propósitos del GOCO es realizar trabajos conjuntos que puedan ser de utilidad a todos los profesionales implicados dentro y fuera del grupo, así como compartir conocimientos y experiencias. En el seno del GOCO se constituyó un grupo de trabajo de Radiofísica con el objetivo de agrupar en una guía las pruebas más representativas del control de calidad de los equipos de TC dedicados a radioterapia, para, y a partir de aquí, realizar en una segunda etapa una intercomparación de los equipos de TC de la región.

El objetivo de este grupo de trabajo es la elaboración de un programa de control de calidad para equipos de Tomografía Computarizada (TC) destinados a la planificación de tratamientos de radioterapia. En él, se hace hincapié, fundamentalmente, en los parámetros más importantes que afectan a la planificación. Ha sido elaborado a partir de una revisión de trabajos existentes sobre control de calidad para equipos de TC destinados a la planificación de tratamientos de radioterapia¹⁻⁸.

El control de calidad de un equipo de TC para radioterapia es básicamente el mismo que el de diagnóstico con dos diferencias relevantes. Primero, el control de la constancia y la uniformidad de los números CT y su conversión a densidades electrónicas (importante en los cálculos dosimétricos en zonas heterogéneas⁹⁻¹³) y segundo, la

geometría tanto del equipo de TC como de los láseres de alineación.

Las pruebas que se proponen se realizan con un material mínimo (caso más corriente de todos los centros) y utilizando una metodología sencilla y rápida.

En este trabajo se presenta una guía elaborada a partir de la bibliografía existente. Se han elaborado unas hojas de trabajo correspondientes a cada prueba para ayudar a la realización de los diferentes tests. Estas hojas no se publican aquí por abarcar demasiado espacio, pero estarán disponibles en la página web del GOCO (<http://www.grupgoco.org>).

Por último, queremos agradecer profundamente a Teresa Eudaldo Puell, presidenta del GOCO, su inestimable ayuda. Sus sugerencias, correcciones y ánimos nos han estimulado a seguir adelante con este trabajo.

Material y Método

Este protocolo se ha estructurado en tres partes bien diferenciadas según el tipo de prueba a realizar.

En una primera parte se especifican las pruebas relativas a las imágenes de TC antes de la transferencia al sistema de planificación de tratamientos. Posteriormente, se describen las pruebas mecánicas y geométricas que puedan afectar a la planificación del tratamiento radioterápico. Y, por último, las pruebas referentes a las imágenes de TC en el sistema de planificación de tratamientos, una vez transferidas.

Cada test consta de una breve descripción de la prueba a realizar, el material necesario, el procedimiento, los valores de tolerancia, las periodicidades recomendadas y las referencias bibliográficas.

En esta guía no se especifica qué maniquí se ha de utilizar para cada test. Sólo se hacen descripciones generales

Correspondencia: Montserrat Colomer Truyols. Hospital Universitari Arnau de Vilanova. Lleida. Av. Alcalde Rovira Roure, 80. 25198 Lleida
E-mail: mcolomer@arnau.scs.es
Fecha de recepción: 6-9-2004.
Fecha de aceptación: 30-11-2004.

del material necesario, de manera que cada uno puede adaptar el que tenga o pedirlo al fabricante o a otro centro.

Todas las pruebas se realizarán con las imágenes obtenidas en las mismas condiciones de adquisición que el usuario utiliza para planificar los tratamientos de radioterapia (mA, kV, FOV,...) y con el tablero plano que se utilice para hacer los TC de radioterapia.

Todos los tests de imagen estarán destinados más a la evaluación de la imagen final reconstruida que a las características del haz y de los detectores. Se dará por hecho que cada equipo dispone de un programa de control de calidad de radiodiagnóstico, siguiendo recomendaciones de protocolos nacionales y/o internacionales ampliamente aceptados tales como el de la SEFM,¹⁴ u otros^{7,8,15,16,17}. Uno de los puntos diferenciales es la obtención de la curva de densidades electrónicas relativas al agua en función de los números CT basada en un maniquí con diferentes materiales análogos a tejidos humanos.

En cuanto a las pruebas del apartado 3 (referentes al control de las imágenes de TC en el sistema de planificación), no son propiamente control de calidad del TC de radioterapia, pero se justifican en cuanto son parte integrante de todo el proceso de control de calidad de la imagen de TC para radioterapia. Del mismo modo que se da por hecho que los TC deben tener un protocolo de control de calidad de radiodiagnóstico más exhaustivo del específico para radioterapia, es evidente que los sistemas de planificación tienen que tener su propio protocolo de control de calidad mucho más exhaustivo que la parte de imagen TC contemplada aquí, como es el caso de los protocolos ya publicados^{20,21}, o el de la SEFM que se encuentra en fase de publicación. Esto no quita, sin embargo, que se introduzca una pequeña parte en el control de calidad de los TC de radioterapia, puesto que cualquier cambio en el TC obliga a verificar esta parte en los sistemas de planificación y además enlaza todo el proceso, tal y como lo contemplan otros trabajos⁵.

Las frecuencias propuestas para las pruebas son recomendaciones mínimas para llevar a cabo un control de calidad de los equipos de TC dedicados a radioterapia, teniendo en cuenta la dificultad asociada de que en la mayoría de los casos el equipo es de otro servicio y su acceso es difícil. Queda a la consideración del usuario, que conoce la estabilidad de su equipo, el determinar si en algunos casos habría que aumentar la frecuencia de algunas pruebas, sobre todo las geométricas y de alineación.

Guía

1. Tests relativos a las imágenes de TC

Estos tests hacen referencia a las imágenes obtenidas en el equipo de TC antes de la transferencia al Sistema de Planificación de Tratamientos.

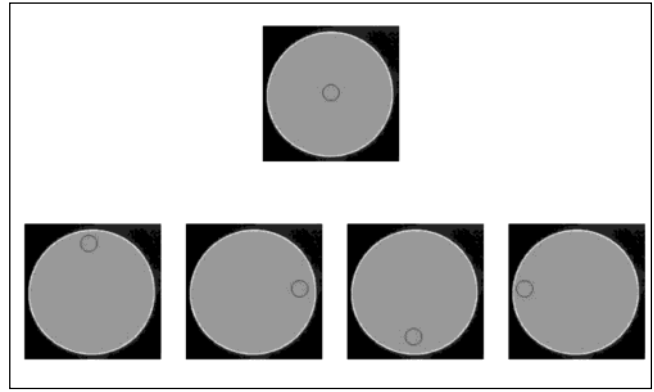


Imagen.1.1.: Regiones de interés para evaluar la constancia y la uniformidad. Equipo de TC del Servicio de Oncología Radioterápica del Institut Català d'Oncologia. Maniquí uniforme.

1.1. Determinación de la Uniformidad y la Constancia de los números CT en un medio uniforme

La verificación de los nº CT es esencial ya que será la base para el cálculo de las densidades electrónicas.

MATERIAL

- Maniquí uniforme preferiblemente de agua.

PROCEDIMIENTO

- Escoger el protocolo de adquisición de imágenes más habitual en el centro.
- Determinación de los nº CT: Valor medio del nº CT para una región de interés (ROI) con no menos de 1000 píxels en la zona central. Círculo de aproximadamente 2 cm de diámetro.
- Uniformidad: Seleccionar 4 ROI en la periferia (a 1 cm del borde del maniquí) más una ROI en la zona central. Definimos la uniformidad como la diferencia máxima entre los valores medios de los nº CT en estas zonas y el valor central.
- Constancia temporal: Seleccionar una ROI en la zona central. Se tomarán 5 valores en la zona a analizar y se calculará la media y la desviación estándar. Definimos la constancia como la diferencia máxima entre los valores de una misma ROI a lo largo del tiempo.

TOLERANCIA

$\Delta CT < \pm 4$ o 5 UH (Unidades de Hounsfield)

PERIODICIDAD

Aceptación, semestral y después de reparación.

REFERENCIAS: [5,7,14]

1.2. Precisión geométrica dentro de un corte. Distancia entre dos puntos de la imagen

Se intenta verificar la ausencia de distorsión geométrica en la imagen reconstruida.

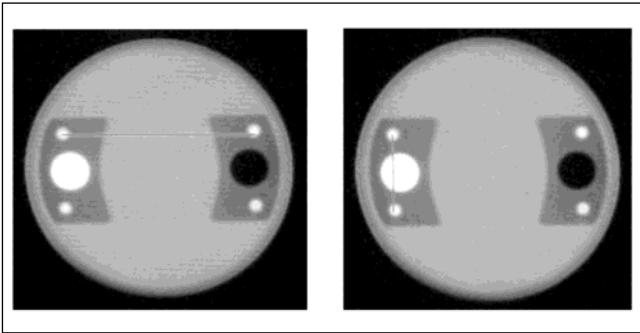


Imagen 1.2.: Distancia entre dos puntos de una imagen. Equipo de TC del Servicio de Oncología Radioterápica del Institut Català d'Oncologia. Maniquí con marcadores radiopacos separados una distancia conocida.

MATERIAL

- Maniquí que contenga marcadores radiopacos regularmente espaciados en las dos direcciones.

PROCEDIMIENTO

- Obtener una imagen del maniquí.
- Seleccionar un corte y obtener las coordenadas de los diferentes marcadores.
- Verificar que estas posiciones coinciden con las posiciones físicas.
- Transferir la imagen al sistema de planificación y verificar lo mismo (ver apartado 3.1.).

TOLERANCIA

± 2 mm

PERIODICIDAD

En la aceptación, semestralmente y posiblemente después de una revisión/reparación de la unidad.

REFERENCIAS: [5,7]

1.3. Registro Derecha-Izquierda

Un error en la orientación del paciente puede ser debido a un error por parte del operador o a un error del propio software.

MATERIAL

- Maniquí
- Marcadores radiopacos

PROCEDIMIENTO

- Colocando marcadores radiopacos sobre el maniquí, indicar por ejemplo la derecha y los pies del paciente para una referencia posterior.
- Adquirir una imagen.
- Verificar la posición de los marcadores.
- Verificar en el sistema de planificación (ver apartado 3.2.).

- Repetir el test para todas las orientaciones del paciente permitidas por el sistema (supino, prono, cabeza hacia el gantry, pies hacia el gantry).

TOLERANCIA

Coincidencia

PERIODICIDAD

En la aceptación del equipo, anualmente, y también, después de una revisión por mantenimiento/reparación que incluya cambios en el software del equipo, del sistema de planificación de tratamientos o del sistema de transferencia de imágenes entre uno y otro. De hecho se comprueba a diario poniendo una pequeña marca al paciente.

REFERENCIAS: [5]

2. Tests Mecánicos y Geométricos

2.1. Alineación de los láseres y los centradores luminosos internos del TC que definen el plano del corte

2.1.1. Concordancia entre el centrador luminoso externo del TC (si hay) y/o láseres (si hay) y el centrador luminoso interno del TC

Este test es para comprobar que la distancia entre los centradores luminosos externo e interno del TC es correcta.

MATERIAL

- Film cubierto de verificación de terapia (que ya nos servirá para la prueba posterior).

PROCEDIMIENTO

- El film se coloca plano sobre la mesa del TC. Se fija con cinta adhesiva.
- Se marca la posición del centrador luminoso externo del TC sobre la cubierta del film.
- Se mueve la mesa automáticamente hasta el plano de corte (centrador luminoso interno).
- Si la distancia entre los centradores luminosos es la correcta, el centrador luminoso interno coincidirá con la marca hecha en la cubierta del film.

TOLERANCIA

± 2 mm

PERIODICIDAD

En la aceptación, mensualmente y después de reparación.

REFERENCIAS: [5,7,14]

2.1.2. Coincidencia del centrador luminoso interno del TC y el plano de corte

Los centradores luminosos internos del TC definen el plano de corte que será adquirido y se utilizan también si no hay láseres externos para alinear a los pacientes. Se trata de comprobar que el plano que definen los centradores luminosos internos coincide con el corte adquirido.

Esta prueba se realiza en dos partes:

Parte 1

Sólo verificamos la coincidencia haz de radiación-centrador luminoso

MATERIAL

- Film cubierto de verificación de terapia (el de la prueba anterior).
- Una aguja o un punzón.

PROCEDIMIENTO

- Con la aguja se hacen unos pequeños agujeros sobre la proyección del centrador luminoso interno del TC en la cubierta del film de verificación.
- Se expone el film con un espesor de corte mínimo (~ 1 mm). Lo mínimo que permita el equipo.
- Si la franja irradiada coincide con los agujeros, hay una buena alineación del centrador luminoso interno y el plano de corte.

TOLERANCIA

± 2 mm

PERIODICIDAD

En la aceptación, mensualmente y después de reparación.

REFERENCIAS: [5,7,14,16]

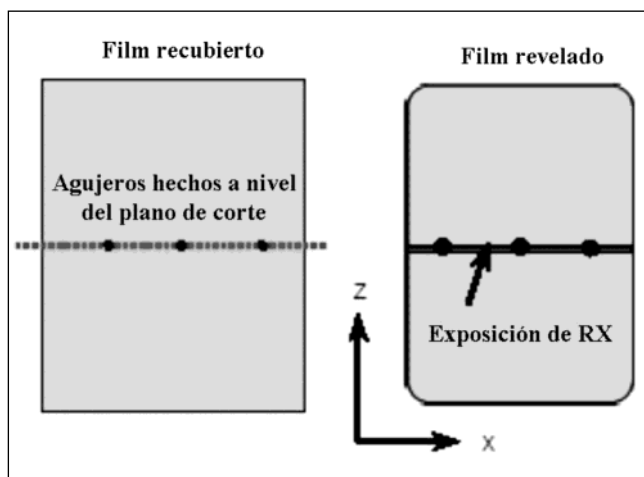


Imagen 2.1.2.: Procedente de IMPACT CT Scanner Acceptance Testing. Referencia [7].

Parte 2

Verificamos que el haz de radiación y el detector coinciden con el centrador luminoso interno del TC.

MATERIAL

- Cualquier maniquí, representativo de la forma y dimensiones de los pacientes, marcado en un plano axial con una línea o una ranura en su superficie y al menos en 180° de su contorno. Si esta línea no se ve fácilmente sobre la imagen, se puede sobreponer algún marcador radiopaco.

PROCEDIMIENTO

- Alinear el maniquí con los centradores luminosos internos del TC.
- Hacer una adquisición de imágenes con el espesor de corte más pequeño posible (~ 1 mm, o el más pequeño que permita el equipo), cada milímetro, tres cortes contiguos por arriba y tres cortes contiguos por abajo del que contenga la línea o ranura.
- Constatar que la línea o ranura es visible a lo largo de toda la imagen.

TOLERANCIA

± 2 mm

PERIODICIDAD

Aceptación, mensualmente o cada vez que haya una revisión.

REFERENCIAS: [5]

2.2. Indicación del eje X

Siempre que sea posible se tendrían que colocar marcas horizontales de referencia en el paciente para alinearlos con el eje X del TC. Esto aseguraría una correlación entre la rotación del brazo de la unidad de tratamiento y el eje X del plano de la imagen. Idealmente, tendría que haber en la sala del TC unos láseres de alineación igual que en la sala de tratamiento.

MATERIAL

- Cualquier maniquí representativo de la forma y dimensiones de los pacientes.

PROCEDIMIENTO

- Se colocan, en el maniquí, unas marcas horizontales de referencia (radiopacas) a cada lado coincidiendo con la indicación de los láseres.
- Se alinean con el centrador luminoso interno en el plano de corte.
- Se hace una exposición y se evalúan las coordenadas de las marcas.

- Comprobar que la coordenada de cada marca es la misma.
- Se puede medir el ángulo entre la línea que une las dos marcas y el eje X.
- Mantener la altura de la mesa para la prueba 2.3. y para poder ver como varían las coordenadas con la mesa bajo carga.

TOLERANCIA

$\pm 1^\circ$ entre las dos líneas. Si $>1^\circ$ hay que ajustar los láseres y volver a empezar.

PERIODICIDAD

Aceptación, mensualmente y en caso de reparación o modificación de la mesa.

REFERENCIAS: [5]

2.3. Horizontalidad de la mesa bajo carga

La mesa del TC puede inclinarse lateralmente o longitudinalmente, sobre todo con el peso del paciente. Esto puede modificar, a medida que la mesa va entrando en la anilla del TC, la relación entre el sistema de coordenadas del TC del primer corte y los cortes sucesivos.

MATERIAL

- Cualquier maniquí representativo de la forma y dimensiones de los pacientes.

PROCEDIMIENTO

- Se hacen en el maniquí, unas marcas horizontales de referencia a cada lado.
- Se coloca el maniquí a 1 metro del extremo de la mesa más próximo a la anilla del TC.
- Se distribuye un peso de 60-70 Kg alrededor del maniquí.
- Se alinean las marcas horizontales con los láseres o centradores luminosos internos del TC.
- Se hace una adquisición y se comprueban las coordenadas de cada marca.
- Se comparan con las obtenidas en la prueba 2.2. y el cambio de coordenadas de las marcas horizontales indica la variación de la mesa bajo peso. (Por esta razón no se ha de mover la altura de la mesa de la prueba 2.2.).

TOLERANCIA

± 2 mm en toda la extensión de la mesa.

PERIODICIDAD

Aceptación, anualmente y en caso de reparación o modificación de la mesa.

REFERENCIAS: [5]

2.4. Registro de la posición de la mesa**MATERIAL**

- Una base de PMMA de 70 cm de largo para hacer de base.
- Tres plomos o hilos de cobre de unos 2 mm de largo, como máximo, en el sentido perpendicular al plano de corte.

PROCEDIMIENTO

- Se colocan sobre el PMMA, o directamente sobre la mesa plana del TC, los tres plomos separados longitudinalmente 30 cm (0 cm, 30 cm y 60 cm). O entre el valor máximo y el valor mínimo. Se alinean con el centrador luminoso interno en el plano de corte.
- Se hace un topograma.
- Se hacen tres cortes transversales, utilizando el mínimo espesor de corte, en las tres posiciones de la mesa por donde se prevé que pasen los plomos.
- Se comprueba que en el topograma, la distancia entre los plomos coincide con la real (30 cm).
- Y se comprueba que realmente se ven los plomos en los tres cortes transversales.

TOLERANCIA

± 2 mm

PERIODICIDAD

Aceptación, anualmente y en caso de reparación o modificación de la mesa.

REFERENCIAS: [5]

2.5. Desplazamientos de la mesa

Verificar que el desplazamiento que muestra el indicador del gantry se corresponde con la distancia recorrida.

MATERIAL

- Una regla graduada larga o papel milimetrado.
- Peso para simular un paciente.

PROCEDIMIENTO

- Se coloca en el pie de la mesa la regla o el papel milimetrado adherido o pegado.
- Se pone un peso de unos 60-70 Kg sobre la mesa para simular un paciente.
- Se hace un desplazamiento de la mesa hacia el interior de la anilla del TC.
- Se comprueba sobre la regla o el papel que es lo que se indica.
- Se repite para un desplazamiento en sentido contrario de la mesa (hacia afuera de la anilla del TC).
- Método no válido para comprobar adquisiciones helicoidales.

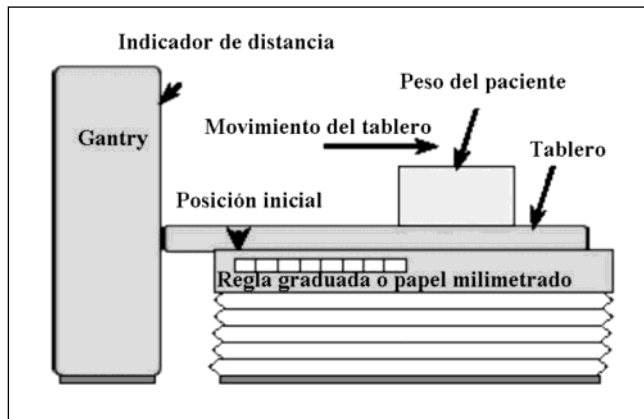


Imagen 2.5.: Procedente de ImPACT CT Scanner Acceptance Testing. Referencia [7].

TOLERANCIA

$\pm 2 \text{ mm}$

PERIODICIDAD

Aceptación, anualmente y en caso de reparación o modificación de la mesa.

REFERENCIAS: [7,14,16]

2.6. Ángulo del brazo

MATERIAL

- Film cubierto de verificación de terapia.
- Dos placas de poliestireno para aguantar el film.
- Goniómetro.

PROCEDIMIENTO

- El film se coloca vertical entre los bloques de poliestireno, paralelo al plano sagital del TC, y perpendicular al plano de corte.
- Se hacen tres adquisiciones: 0° , máximo ángulo + y máximo ángulo -

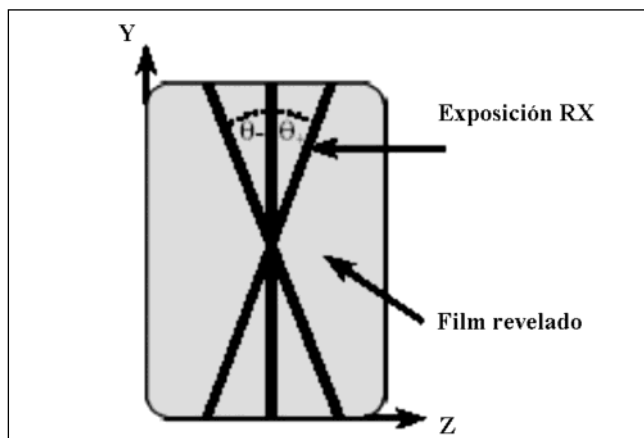


Imagen 2.6.: Procedente de ImPACT CT Scanner Acceptance Testing. Referencia [7]

- Los tres cortes han de ser visibles en el film y el ángulo + y el - han de coincidir.

TOLERANCIA

$\pm 1^\circ$. La indicación del gantry y la consola han de coincidir.

PERIODICIDAD

Aceptación, anualmente y en caso de reparación.

REFERENCIAS: [7,14,16]

2.7. Ángulo de la mesa

En los TC que sea posible.

MATERIAL

- Film cubierto de verificación de terapia.
- Dos placas de poliestireno para aguantar el film.
- Goniómetro.

PROCEDIMIENTO

- El film se coloca horizontalmente entre los bloques de poliestireno, paralelo al plano longitudinal del TC, y perpendicular al plano de corte.
- Se hacen tres adquisiciones: 0° , máximo ángulo + y máximo ángulo - de la mesa.
- Los tres cortes han de ser visibles en el film y el ángulo + y el - han de coincidir.

TOLERANCIA

$\pm 1^\circ$. La indicación de la mesa y la consola han de coincidir.

PERIODICIDAD

Aceptación, anualmente y en caso de reparación o modificación de la mesa.

REFERENCIAS: [7,16]

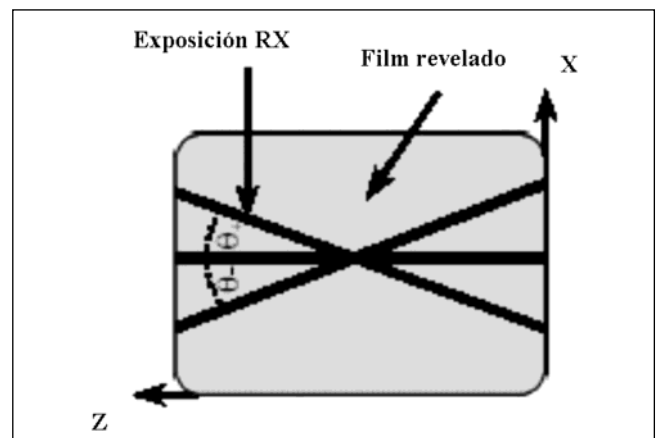


Imagen 2.7.: Procedente de ImPACT CT Scanner Acceptance Testing. Referencia [7].

3. Tests relativos a las imágenes en el Sistema de Planificación de Tratamientos

Estos tests hacen referencia a las imágenes TC en el Sistema de Planificación de Tratamientos, una vez transferidas.

3.1. Precisión geométrica dentro de un corte de TC. Distancia entre dos puntos de la imagen

MATERIAL

- Maniquí que contenga marcadores radiopacos regularmente espaciados en las dos direcciones.

PROCEDIMIENTO

- Utilizar las imágenes obtenidas en el apartado 1.2. y transferirlas al sistema de planificación.
- Con las herramientas propias del equipo, verificar que las coordenadas de los objetos dentro de la imagen son correctas.

TOLERANCIA

Los resultados han de estar dentro de ± 2 mm

PERIODICIDAD

En la aceptación del equipo, semestralmente y después de una revisión/repación de la unidad, que incluya cambios en el software del equipo, del sistema de planificación o del sistema de transferencia de imágenes entre una y otra.

REFERENCIAS: [5,7]

3.2. Registro de la posición Derecha-Izquierda

MATERIAL

- Maniquí
- Marcadores radiopacos

PROCEDIMIENTO

- Utilizar las imágenes obtenidas en el apartado 1.3. y transferirlas al sistema de planificación.
- Verificar, para las diferentes orientaciones del maniquí, que la orientación de las imágenes es correcta.

TOLERANCIA

Coincidencia

PERIODICIDAD

En la aceptación del equipo, anualmente y después de una revisión por mantenimiento/repación que incluya cambios en el software del equipo, del sistema de planificación o del sistema de transferencia de imágenes entre uno y otro. De hecho se comprueba a diario poniendo una pequeña marca al paciente.

REFERENCIAS: [5]

3.3. Contornos

En el apartado 3.1. se ha verificado la exactitud geométrica de los datos del TC dentro de un plano. Normalmente, en los sistemas de planificación se crean contornos adicionales (exteriores y interiores) mediante métodos manuales o automáticos. Por eso la exactitud de esta generación de contornos, también ha de ser verificada.

MATERIAL

- Maniquí grande con diferentes materiales.
- Maniquí pequeño (simulando una cabeza) con al menos 2 densidades diferentes.

PROCEDIMIENTO

- Situar el maniquí a estudiar encima de la mesa del TC y alinearlos con los láseres del equipo.
- Hacer una adquisición del maniquí con las características habituales de trabajo.
- Transferir las imágenes al sistema de planificación.
- Contorno externo: en general se utilizará el método para contornear automáticamente. Se usaran los valores por defecto que tiene el equipo. Con las herramientas propias del sistema de planificación se calculará en la pantalla el diámetro del contorno obtenido. También se hará una impresión en papel y se repetirán las medidas.
- Contornos internos: si se dispone de la opción de contornear automáticamente regiones interiores al maniquí, se verificarán los contornos obtenidos por este método y también los tomados manualmente. De la misma manera que en el caso del contorno externo, se tomarán medidas de los diámetros de los contornos en la pantalla y en papel.
- Repetir el proceso para el maniquí pequeño.
- Si en el trabajo de rutina se utilizan imágenes con diferentes resoluciones (matrices de 128x128, 256x256, 512x512 píxels) el test se tendrá que realizar para cada una de las utilizadas.

TOLERANCIA

La diferencia entre las medidas y el valor real no puede ser superior a 2 mm

PERIODICIDAD

En la aceptación, anualmente y después de cambios.

REFERENCIAS: [5]

3.4. Conversión de los n° CT a densidades electrónicas: Obtención de la curva de calibración

El cálculo de la dosis en las regiones con medios materiales heterogéneos que realizan los sistemas de planificación de tratamientos utilizados en la dosimetría clínica se fundamentan en la correcta interpretación de los n° CT y su correspondiente conversión a densidades

electrónicas. Se realizarán medidas en el TC para obtener esta relación para cada tensión de pico utilizada (el nº CT depende sobre todo de la tensión de pico) y se verificará que no varía con el espesor de corte.

El ajuste de estos resultados experimentales depende de las opciones que proporcione el sistema de planificación de tratamientos (SPT) que utilicemos.

El caso más habitual es que estos sistemas admitan un ajuste a dos curvas (líneas rectas) con el punto de inflexión alrededor de 100 HU. Pero también los hay que permiten un número mayor de curvas. Cuanto más grande sea este número, se obtendrá un mejor ajuste.

En algunos casos los SPT tienen una calibración estándar y no es posible modificarla.

Según algunos autores (S.J.Thomas [18]) errores en el valor de la densidad electrónica sobre el 8 % darían lugar a errores en la dosimetría de alrededor del 1%.

Por tanto, aunque es recomendable realizar la calibración del TC utilizado en radioterapia, no se cometen errores muy importantes si se dispone de una calibración estándar.

MATERIAL

- Maniquí con diferentes materiales de densidad electrónica conocida.

PROCEDIMIENTO

- Situar el maniquí encima de la mesa del TC y alinearlos con el centrador luminoso/láser del equipo.
- Hacer una adquisición del maniquí con las características más habituales de trabajo.
- Transferir las imágenes al sistema de planificación.
- Con las herramientas propias de cada sistema de planificación, se analizarán los valores de los números CT. Si el sistema de planificación dispone de herramientas estadísticas se anotará para cada medio material el valor medio y la desviación estándar. Si no se dispone de esta posibilidad, se tomarán 5 valores repartidos en la región a analizar y se calculará la media y la desviación estándar (1σ).
- Obtenido así el número CT para cada material, se le asigna el valor de la densidad electrónica correspondiente. Y a partir de estos datos, se obtiene la curva de calibración N° CT- densidad electrónica.

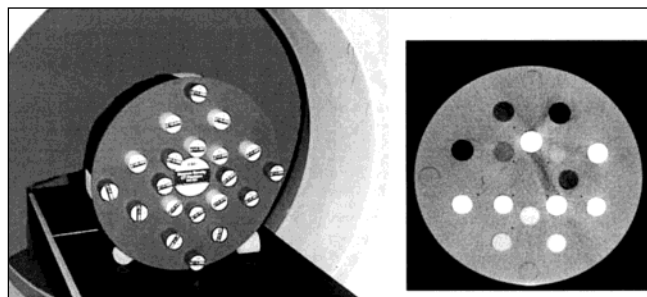


Imagen 3.4.: Maniquí con diferentes materiales de densidad electrónica conocida. Maniquí RMI 467 del Hospital Universitari Germans Trias i Pujol. [19]

TOLERANCIA

Constancia: La dispersión del número CT para cada medio material tiene que estar dentro de ± 4 o 5 UH para números CT menores de 400 UH y del $\pm 1\%$ para números superiores.

PERIODICIDAD

En la aceptación, anualmente y después de cambios.

REFERENCIAS: [5,19,20,21]

4. Tests específicos a los TC helicoidales

4.1. Localización de la imagen reconstruida

Igual que en el apartado 2.4.

MATERIAL

- Una base de PMMA de 70 cm de largo.
- Tres plomos pequeños o hilos de cobre de unos 2 mm de largo en el sentido perpendicular al plano de corte.

PROCEDIMIENTO

- Se colocan sobre el PMMA los tres plomos separados longitudinalmente 30 cm (0 cm, 30 cm y 60 cm). Se alinean con el centrador luminoso interno del TC en el plano de corte.
- Se hace un topograma.
- Se adquiere una imagen helicoidal que cubra toda la longitud del maniquí, utilizando un pitch y un algoritmo de interpolación estándares.
- Se comprueba que en el topograma, la distancia entre los plomos coincida con la real (30 cm).
- Y se comprueba que realmente se ven los plomos en los tres cortes transversales.

TOLERANCIA

± 1 mm

PERIODICIDAD

Aceptación, anualmente y en caso de reparación o modificación de la mesa.

REFERENCIAS: [5,7]

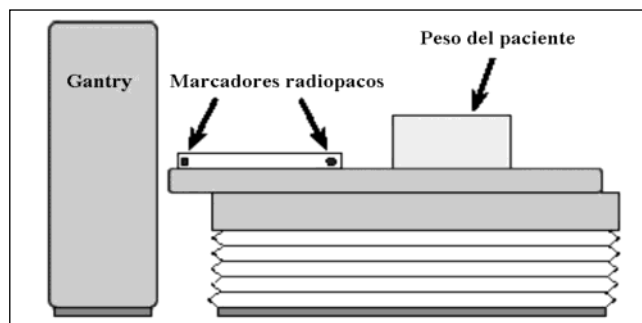


Imagen 4.1.: Procedente de ImPACT CT Scanner Acceptance Testing. Referencia [7].

Tabla 1. Resumen de los tests a realizar con la indicación de periodicidades y tolerancias

Tests	Periodicidad	Tolerancia
1. Relativos a las Imágenes de TC		
1.1. Uniformidad y Constancia de los n° CT	AC, S, R	± 4-5 UH
1.2. Precisión geométrica dentro de un corte	AC, S, R	± 2 mm
1.3. Registro de la posición D - I	AC, A, R	coincidencia
2. Mecánicos y Geométricos		
2.1. Alineación láseres - plano de corte		
2.1.1. Centrador externo - centrador interno	AC, M, R	± 2 mm
2.1.2. Centrador interno - plano de corte		
2.2. Indicación del eje X	AC, M, R	± 1°
2.3. Horizontalidad de la mesa bajo carga	AC, A, R	± 2 mm
2.4. Registro de la posición de la mesa	AC, A, R	± 2 mm
2.5. Desplazamiento de la mesa	AC, A, R	± 2 mm
2.6. Ángulo del brazo	AC, A, R	± 1°
2.7. Ángulo de la mesa	AC, A, R	± 1°
3. Relativos al Sistema de Planificación		
3.1. Precisión geométrica dentro de un corte	AC, S, R	± 2 mm
3.2. Registro de la posición D - I	AC, A, R	coincidencia
3.3. Contornos	AC, A, R	± 2 mm
3.4. Conversión de los n° CT a densidades electrónicas	AC, A, R	± 4-5 UH si UH ≤ 400± 1 % si UH > 400
4. Específicos a los TC Helicoidales		
4.1. Localización de la imagen reconstruida	AC, A, R	± 1 mm

AC: Aceptación A: Anual S: Semestral M: Mensual R: Reparación

Referencias

1. Radiotherapy Physics in Practice. Simulators and CT Scanners. J. Van Dyk and K. Mah. Oxford University Press, 1993.
2. A Practical Guide to CT Simulation. Edited by L.R. Coia, Schutteheiss, Hanks. Advanced Medical Publishing. (AMP). 1995.
3. Quality Assurance of CT. Cadplan Clinical Training Course. 1998.
4. A complete program of CT quality assurance for radiotherapy Treatment planning. Radiotherapy Physics Department. Norfolk & Norwich University Hospital NHS Trust. 1998. <http://www.rpunh.org.uk>
5. IPBM. Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy. Chapter 3. Radiotherapy Imaging Devices. E. Thomson and S. Edyvean. IPEMB, 1999.
6. The Modern Technology of Radiation Oncology. CT Simulators. J. Van Dyk and J.S. Taylor. Medical Physics Publishing, 1999.
7. IMPACT. CT Scanner Acceptance Testing. ImPACT information Leaflet 1, 2001. <http://www.impactscan.org/acceptance.htm>
8. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Medical Physics 30(10) 2762-2792, October 2003.
9. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. U. Schneider, E. Pedroni and A. Lomax. Phys. Med. Biol. 41 (1996) 111-124.
10. Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy. L. Cozzi et al. Radiother. Onc. 48(1998) 335-338.
11. Tolerance levels for quality assurance of electron density values generated from CT in radiotherapy treatment planning. W. Kilby, J. Sage and V. Rabett. Phys. Med. Biol. 47 (2002), 1485-1492.
12. Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT. Revista de Física Médica 2002;3 (1):19-25.
13. Constancia y efectos dosimétricos de la calibración de los CT utilizados en la planificación de tratamientos en radioterapia. E. Angulo, J. Almansa, R. Guerrero y M. Iborra. Hospital Universitario Puerta del Mar. Cádiz. Póster del XIV Congreso Nacional de Física Médica. Vigo, junio de 2003.
14. SEFM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. SEFM-SEPR, 1996. <http://www.sefm.es/publicaciones/documentospdf/protolocalidad/documentocompleto.pdf> (Revisión 1, 2003).
15. SFPH. Commission Imagerie Numérique. Évaluation des Performances et Contrôle de Qualité des Scanneurs. Publications de la SFPH. Juin, 1990.
16. AAPM. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. AAPM Report n° 39 (1993).
17. Compliance Guidance for Computed Tomography Quality Control. New Jersey Department of Environmental Protection Bureau of Radiological Health. (2001) <http://www.state.nj.us/dep/rpp>
18. Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. S.J. Thomas. The British Journal of Radiology, 72 (1999), 781-786.
19. Electron Density CT Phantom RMI 465. User's Guide.
20. Quality Control of Treatment Planning Systems for Teletherapy. Recommendations n° 7. Société Suisse de Radiobiologie et Physique Médicale. 1997.
21. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Technical Reports Series n° 430. IAEA 2004

Desarrollo de un programa de simulación basado en el método de Montecarlo para el cálculo de dosis con maniqués divididos en voxels. Aplicaciones en tomografía computarizada

Autor: Marçal Salvadó Artells

Departament de Ciències Mèdiques Bàsiques.

Facultat de Medicina i Ciències de la Salut.

Universitat Rovira i Virgili, Reus.

Directores de Tesis: Prof. A. Calzado Cantera
y Prof. Ramón Hernández Oter

Lectura de la Tesis: Diciembre de 2004.

Facultat de Medicina i Ciències de la Salut.

Universitat Rovira i Virgili, Reus.

De las diferentes técnicas usadas con fines radiodiagnósticos, las exploraciones con equipos de tomografía computarizada (TC) suponen la mayor contribución a la dosis colectiva, ya que las dosis impartidas en cada exploración de TC son significativamente más elevadas que las de los estudios radiológicos convencionales. Con el fin de disponer de una herramienta para conocer las dosis impartidas a los pacientes en estudios de TC, se ha desarrollado y validado un programa de simulación para estimar la dosis absorbida en volúmenes divididos en voxels usando técnicas de Montecarlo. Para obtener los "objetos" tridimensionales divididos en voxels que representen a cada maniquí o paciente, se han transformado las propias imágenes de TC mediante la segmentación en materiales u órganos, y posteriormente se han apilado a lo largo del eje longitudinal. El haz se ha simulado teniendo en cuenta los espectros de emisión de rayos X, la filtración total del equipo (filtración primaria y filtro de forma) y reproduciendo la geometría concreta de irradiación para los tres equipos utilizados (dos helicoida-

les y un multicorte). Mediante el código EGS4 se han reproducido los procesos relevantes (interacción y transporte de las partículas) en el rango de energías de los equipos de TC, y se ha estimado la energía depositada en cada voxel.

Durante el proceso de validación, partiendo de las imágenes de TC, se han realizado estudios de dosis absorbida en aire, en maniqués cilíndricos de secciones circular y elíptica y en un maniquí antropomórfico. Se han comparado los resultados de la simulación con los de medidas realizadas en maniqués físicos utilizando una cámara de ionización o dosímetros de termoluminiscencia. El análisis de las diferencias y de las incertidumbres atribuidas a los resultados ha mostrado que ambas son compatibles.

Una vez validado el programa de simulación se ha aplicado a tres estudios concretos, permitiendo estimar la dosis promedio por rodaja, y la dosis equivalente en distintos órganos de dos maniqués antropomórficos y de seis pacientes seleccionados para representar las distintas morfologías de ambos sexos. También se han asignado equivalencias entre maniqués y grupos de pacientes pediátricos de edades comprendidas entre 0 y 15 años. Finalmente se ha aplicado el método a un caso real de protección radiológica mediante la utilización de protectores con bismuto destinados a reducir la dosis en ojos, tiroides y mamas.

El programa diseñado permite obtener resultados contrastados y puede ser una herramienta adecuada para analizar las dosis impartidas a pacientes individuales en cada protocolo y equipo de TC concreto. Además, el programa se ha mostrado como una herramienta eficaz para analizar los parámetros que influyen en la distribución de dosis, ya sean geométricos, del haz, o relacionados con los modos de adquisición del equipo.

Acto de Inauguración del AÑO INTERNACIONAL DE LA FÍSICA 2005

La UNESCO, a instancias de las sociedades internacionales de Física, accedió en junio de 2004 a declarar este año de 2005 como Año Internacional de la Física, con motivo de cumplirse el centenario del llamado "Anus Mirabilis", es decir, de la publicación en la revista "Annalen der Physik" de una serie de artículos de Albert Einstein, en los que desarrollaba un conjunto de ideas muy novedosas como la teoría especial de la relatividad, cuestiones relacionadas con la mecánica cuántica, etc., que cambiaron la percepción y los conocimientos sobre la naturaleza, independientemente de la dimensión en que nos encontremos, tanto macroscópica como microscópicamente. También se cumple este año el cincuenta aniversario de su muerte.

En España, y organizado a instancias de la Real Sociedad Española de Física y del Consejo Superior de Investigaciones Científicas, el pasado 11 de febrero se procedió a la inauguración oficial del AÑO INTERNACIONAL DE LA FÍSICA 2005, en el salón Internacional del edificio del Congreso de los Diputados.

El acto oficial de inauguración fue presidido por el Excmo. Sr. D. Manuel Marín, Presidente del Congreso. Asistieron también D. Horst L. Störmer, Premio Nobel de Física 1998, el presidente del Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Carlos Martínez Alonso, el presidente de la Real Sociedad Española de la Física, Gerardo Delgado, D. Pedro M. Echenique, Premio Príncipe de Asturias 1998, D. Antonio Moreno, Director del Instituto Superior de Formación del Profesorado del Ministerio educación y Ciencia, y D^a M^a Josefa Yzuel, Catedrático de la Universidad Autónoma de Barcelona.

El acto lo inició el Presidente del Congreso de los diputados, quién expuso la necesidad de mejorar el nivel científico y académico de los estudiantes de cara a una mejor convergencia con Europa. Posteriormente cedió la palabra al presidente de la Real Sociedad Española de Física, quien también instó a impulsar el conocimiento de las ciencias en general y de la física en particular, desde las escuelas para acercar los estudiantes de educación secundaria y de bachillerato, a la ciencia y mostrarles el lado hermoso de la física.

La intervención principal estuvo a cargo del Dr. Horst L. Störmer, que disertó sobre nanociencia y la necesaria sinergia de las diferentes disciplinas científicas que confluyen en ella, así como la necesidad de acercar la ciencia a la sociedad, a través de la educación.

En su ponencia, la profesora Yzuel, expuso dos temas. En primer lugar, disertó sobre aspectos relacionados con la óptica, y en segundo lugar, hizo una llamada de atención mediante una exposición intensa, sobre la situación de la mujer en la física.

Terminó el turno de ponencias el presidente del Consejo Superior de Investigaciones Científicas reiterando la necesidad de mantener por parte de las autoridades un apoyo decidido para fomentar e impulsar tanto el acercamiento de la ciencia a la sociedad como el acercamiento de los jóvenes a la ciencia

En conclusión, todos los ponentes insistieron de una u otra forma, con unas u otras palabras, en la necesidad de trabajar para que la sociedad y sobre todo los jóvenes se interesen más por la ciencia y los beneficios a largo plazo que trae consigo un desarrollo científico y la aplicación de sus resultados a la vida diaria, de forma que la vida sea mejor conforme se conoce más la estructura y funcionamiento de las cosas.

Miguel Canellas Anoz

Informe de la participación española en la reunión anual del comité ISO/TC85/SC2 de Protección Radiológica (Grupo Asesor)

1. Organización Internacional de Normalización (ISO), Subcomite de Protección Radiológica, ISO/TC 85/SC 2

El subcomité de Protección Radiológica de ISO esta formado por un presidente, un secretario, 11 grupos de trabajo y un grupo asesor. Además un enlace permanente se encarga de las relaciones entre ISO y las otras organizaciones internacionales de PR, como la ICRP y la IAEA.

Los 12 grupos de trabajo que actualmente están desarrollando normas internacionales se adjuntan en la tabla 1, transcritos en los idiomas oficiales del comité, inglés y francés, (Pr: Número de proyectos, Pu: N° de normas publicadas).

Estos grupos de trabajo están formados por prestigiosos científicos internacionales que desarrollan y planifican proyectos de estandarización, que finalmente se convierten en normas internacionales. Su trabajo se formaliza en reuniones, según se acuerde en el seno de cada uno de ellos, informando en la reunión anual del progreso del mismo.

De especial interés en el campo de la exposición médica son los 2 proyectos emprendidos ya por el WG 22, y que si se concluyen estarán disponibles en el año 2007:

Tabla 1. Grupos de trabajo que actualmente están desarrollando normas internacionales

		<i>Pr</i>	<i>Pu</i>
WG 2 <i>Reference radiations</i>	GT 2 <i>Rayonnements de référence</i>	3	11
WG 4 <i>Apparatus for gamma radiography and irradiators</i>	GT 4 <i>Appareils pour radiographie gamma et irradiateurs</i>		1
WG 5 <i>Materials and devices for protection against alpha, X, gamma, beta and neutron radiations, and equipment for remote manipulation of radioactive materials</i>	GT 5 <i>Matériaux et dispositifs pour la protection contre les rayonnements alpha, X, gamma, bêta et neutroniques et équipement pour la manipulation à distance des matériaux radioactifs</i>	3	15
WG 11 <i>Sealed sources</i>	GT 11 <i>Sources scellées</i>	3	1
WG 13 <i>Performance requirements for internal dose evaluation of bioassay results</i>	GT 13 <i>Prescriptions relatives aux analyses radiotoxicologiques pour l'évaluation des doses internes</i>	1	1
WG 14 <i>Air monitoring and control</i>	GT 14 <i>Surveillance de la contamination</i>		1
WG 17 <i>Radioactivity measurements</i>	GT 17 <i>Mesurages de la radioactivité</i>	6	10
WG 18 <i>Biological Dosimetry</i>	GT 18 <i>Dosimétrie biologique</i>	1	1
WG 19 <i>Dosemeters for external personal dosimetry</i>	GT 19 <i>Dosimètres pour la dosimétrie externe individuelle</i>		6
WG 20 <i>Illicit trafficking in radioactive material</i>	GT 20 <i>Traffic illicite de matière radioactive</i>		1
WG 21 <i>Dosimetry for exposures to cosmic radiation in civilian aircraft</i>	GT 21 <i>Dosimétrie de l'exposition aux rayonnements cosmiques dans l'aviation civile</i>	2	
WG 22 <i>Radiation protection in medical protocols</i>	GT 22 <i>Radioprotection dans les protocoles médicaux</i>	2	

- *Model of dosimetry evaluation- Paediatric computed tomography examinaion*
- *Clinical dosimetry- Beta radiation sources for brachytherapy*

2. El Grupo Asesor, (Advisory Group)

El Grupo asesor (AG) del ISO/TC 85/SC 2 se constituyó en el año 2000 para asistir al presidente y al secretario del mismo en tareas de coordinación, planificación y diversificación del trabajo a desarrollar por el subcomité de Protección Radiológica.

La principal misión del mismo es la identificación de futuras necesidades de PR en todos los campos que utilizan radiaciones ionizantes.

Los miembros del AG son delegados de las diferentes sociedades de normalización de distintos países, los "convener" de cada uno de los grupos de trabajo de arriba, además de representantes de las organizaciones internacionales WHO, ICRP, ICE e IAEA.

Los criterios fundamentales de trabajo del AG, expresados en uno de los idiomas oficiales del comité (inglés y francés), son:

- *Any standard that is developed needed to be useful, so there is a need to show that there is a problem that a standard can solve;*
- *Standards should address topics that are widely used, not ones that are the province of small numbers of specialists;*
- *Subjects should be developed and fairly stable: a standard should not be produced in an area subject to rapid change;*
- *Experts with the motivation and resources to devote to the development of a standard need to be available;*
- *Standards should help to avoid the proliferation of different standards by national bodies in the same subject area;*
- *Account should be taken of the risks (levels of dose, numbers exposed) in selecting areas for standardization.*

3. Participación española en el Grupo Asesor del subcomité ISO de PR

El pasado verano se solicitó la participación española en el citado AG, esencialmente estratégico. Se requería

una fuerte implicación en el campo de la PR médica, a ser posible especialista en Radiofísica con conocimiento de la instrumentación que se utiliza en el área de la radioprotección y equipos médicos, y con conocimiento de la lengua inglesa y/o francesa pues las reuniones evidentemente se realizan en su mayoría en el extranjero.

El representante elegido con el apoyo de la SEFM y de la SEPR, y formalmente propuesto por AENOR (Asociación Española de Normalización y Certificación) fue la Dra. Raquel Barquero, cuyo curriculum se adjunta al final de este informe.

4. Reunión Anual 2005 del subcomité ISO/TC/SC2 Beijing (China)

La reunión oficial plenaria del subcomite, a la que asisten todas las personas que trabajan en el mismo, se realiza aproximadamente cada año en cada continente. Este año se acaba de efectuar en Asia, Beijing (China), en la semana del 28 de marzo al 31 de marzo, participando en la misma la mencionada delegada de España.

A lo largo de la semana se efectuaron diferentes reuniones de cada uno de los grupos de trabajo (WG), así como una reunión del Grupo Asesor (AG), concluyendo la reunión con una asamblea plenaria en la que participó todo los miembros del subcomité que acudieron a la reunión.

En lo que sigue se presenta un resumen de las propuestas presentadas en el AG así como la conclusión final del mismo.

5. Propuestas españolas presentadas en la reunión del Advisory Group el día 29/04/05.

Tras una reflexión sobre los temas que podrían ser propuestos como objeto de normalización o armonización en dicho campo médico, y con los criterios del AG mencionados arriba se llegó a las conclusiones que formalmente se presentaron en una intervención de 20 minutos en la reunión del AG el día 29 de marzo de 2005:

Las líneas estratégicas deben focalizarse en las nuevas instalaciones médicas como el PET, la IMRT, la terapia con radiofármacos y la Radiología Digital, así como en las nuevas aplicaciones de los campos tradicionales del uso de radiaciones ionizantes en Medicina.

El trabajo a realizar podría dividirse según la clasificación clásica de las mismas, Radioterapia, Medicina Nuclear y Radiodiagnóstico. También se deben considerar los 3 tipos de diferentes individuos expuestos, de mayor a menor exposición, los pacientes, el personal hospitalario y la población en general. Los nuevos ítem (work item, WI) que surjan en el campo de la PR del paciente deberán desarrollarse en el grupo de trabajo dedicado a la misma, el WG 22, y los WI que surjan sobre PR de trabajadores y de público podrían proponerse en los WG de arriba, según de que se trate.

Establecido el esquema de presentación, se presentaron los siguientes 8 "huecos" presentes y futuros normativos, que sería necesario abordar, (en negrita). Se debe tener en cuenta que las normas ISO a desarrollar en PR no deben confundirse con otras publicaciones recomendatorias, como los "Report" de la ICRP, los "Code of Practice" de las Safety Series de la IEAE, etc.

5.1. Huecos normativos

5.1.1. MEDICINA NUCLEAR

Protección de paciente

1. Dosis de radiación a los pacientes tras la administración de radiofármacos, por ejemplo:
 - a. en la Terapia con radionucleidos "bone seeking" en la que la depresión en la médula ósea puede ser un condicionante de la actividad a administrar.
 - b. Dosis en órganos críticos tras administración de FDG, dada la proliferación incesante de este nuevo fármaco, (ovarios de mujeres jóvenes, etc).
 - c. Otras

Protección del personal

2. Vigilancia diaria de la contaminación superficial. Armonización en la instrumentación a utilizar y en las magnitudes a vigilar. Unos hospitales utilizan GM, otros contadores proporcionales, unos miden en cps, otros en Bq/cm², Bq, etc.
3. Dosimetría beta de manos y dedos en la preparación de FDG o de fármacos para terapia.
4. Blindajes de las nuevas instalaciones de ciclotron para PET

5.1.2. RADIOTERAPIA Y BRAQUITERAPIA

Protección de paciente

5. Control de calidad del equipamiento: Pruebas de Aceptación y de referencia en los nuevos equipos IMRT, (actual grupo de trabajo de la SEFM).
6. Dosimetría clínica en nuevas aplicaciones (por ejemplo el WI del WG 22 sobre braquiterapia endovascular de arriba).

Protección del personal y del público

7. Revisión de blindajes, especialmente en los equipos capaces de generar radiación neutrónica, o en los que está puede ser muy elevada (por ejemplo los equipos multiláminas que tienen una gran cantidad de constituyentes atómicos de Z alto).

5.1.3. DIAGNÓSTICO con RX

Protección del paciente

8. Dosimetría en procedimientos diagnósticos con RX. Aparte de las exploraciones en pediatría, ¿por qué no desarrollar una nueva norma que abarque todas las exploraciones en RX? (actual grupo de

trabajo de la SEFM, y nuevas recomendaciones en borrador de la IAEA).

5.2. Propuestas concretas (WI)

Una cosa son las necesidades normativas de un determinado sector y otra muy distinta las posibilidades concretas de elaboración de normas. En el estado actual de desarrollo de tecnología y procedimientos en materia de PR médica, se pueden abordar YA los siguientes 6 ítem (WI) extraídos de los anteriores huecos detectados, y que se presentan en el esquema de trabajo de grupos del subcomité ISO/TC 85/SC2:

5.2.1. PROPUESTAS DE "WORK ITEMS" PARA EL WORK GROUP 22 (*Radiation protection in medical protocols*)

1. Procedimientos y técnicas de medida de dosis de Rayos X en Radiodiagnóstico.
 Parte 1: Instalaciones de calibración
 Parte 2: Radiografía convencional
 Parte 3: Radiografía dental
 Parte 4: Exploraciones complejas
 Parte 5: Mamografía
 Parte 6: Tomografía Computerizada
 Parte 7: Radiología Intervencionista
2. Pruebas de Aceptación y Referencia en Aceleradores Lineales multiláminas y en sistemas de imagen portal.
3. Control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones

5.2.2. PROPUESTAS DE "WORK ITEMS" PARA EL WORK GROUP 5 (*Materials and devices for protection against alpha, X, gamma, beta and neutron radiations, and equipment for remote manipulation of radioactive materials*)

4. Término fuente neutrónico para blindajes de ciclotrones y Linacs

5.2.3. PROPUESTAS DE "WORK ITEMS" PARA EL WORK GROUP 17 (*Radioactivity measurements*)

5. Medida de la contaminación superficial en Medicina Nuclear. Aplicación a Tc-99m, I-123, I-131, Ga-67, In-111, Tl-201, etc.

5.2.4. PROPUESTAS DE "WORK ITEMS" PARA EL WORK GROUP 19 (*Dosemeters for external personal dosimetry*)

6. Dosimetría beta en manos y dedos en la preparación de fármacos:
 Parte 1: FDG
 Parte 2: Terapia

6. Resolución final de la Sesión Plenaria sobre el AG

En la Sesión Plenaria que tuvo lugar el día 30 de abril de 2005, se presentaron los informes de trabajo de los diferentes grupos que se recogen en informe "Resolution of the meeting of ISO/TC85/SC2 on Radiation Protection, held in March 30, 2005, Beijing - China".

En el mismo documento se recoge como conclusión del Grupo Asesor:

*RESOLUTION BEIJING 2/2005 Future Works:
 ISO85/SC2 recommended as priority to launch the item on "dosimetry for patients in radiodiagnosics"... and invited member body to submit a NWI (New Work Item).*

Resumen (CURRICULUM VITAE)

Raquel Barquero Sanz es Doctora en Ciencias Físicas, especialista en Radiofísica Hospitalaria, Diplomada en Ingeniería Nuclear, Especialista en Protección Radiológica para instalaciones médicas y Jefe de Sección de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario del Río Hortega de Valladolid.

Es vocal de la Junta Directiva de la Sociedad Española de Física Médica y miembro de su Comisión Científica permanente y del Comité Científico Asesor de la revista de Física Médica.

Su actividad profesional anterior se desarrolló como Técnico Superior Ingeniero Nuclear en la empresa Informes y Proyectos, S.A (1980-1989), y como Físico del Servicio de Radioterapia del Hospital Universitario de Valladolid, (1989-1991).

Ha participado como responsable en dos Proyectos I&D de Dosimetría neutrónica financiados por el Consejo de Seguridad Nuclear, ha publicado 16 trabajos científicos en diferentes revistas internacionales y es coautora del Protocolo Nacional de Instrumentación en Medicina Nuclear. Ha formado parte como Especialista en Radiofísica Hospitalaria de la Comisión Nacional de Asesoría Técnica del INSALUD sobre Instrumentación en Medicina Nuclear.

Agenda

Próximas convocatorias

Jornada de Trabajo AERO - SEFM

Hospital Clínico San Cecilio, Granada, 13 mayo 2005

Información: E-mail: dguirado@ugr.es

21 Curso Intensivo de Introducción Biofísica a la Resonancia Magnética aplicada a la Clínica

Hospital Vall d'Hebron, Barcelona, 7 al 10 de junio de 2005

Información: www.uab.es/dep-medicina. E-mail: sballester@idi.catsalut.net

Teaching course on Brachytherapy for Prostate Cancer

Utrecht (Holanda), 26-28 junio 2005

Información: www.estro.be

XV Congreso Nacional de Física Médica

Pamplona- Navarra, 28 Junio al 1 de Julio 2005

Información: www.congresosnavarra.com

IMRT and Other Conformal techniques in Practice

Amsterdam (Holanda), 3-7 julio 2005.

Información: www.estro.be

14th International Conference of Medical Physics. 9th EFOMP Congress

Nuremberg (Alemania), 14-17 de septiembre 2005

Información: www.icmp2005.org www.efomp.org

European Scholl of Medical Physics

Archamps (Francia), 27 octubre-29 noviembre 2005

Información: www.cur-archamps.fr/esi. E-mail: info@esi.cur-archamps.fr

V Curso de Instrumentación y Control de Calidad en Medicina Nuclear

Hospital Clínic, Barcelona, 9-11 noviembre 2005

Información: Javier Pavia, Rafael Puchal. E-mail: tarcas@clinic.ub.es

X Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica

Huelva, 21-23 septiembre 2005.

Información: www.sepr10.com

8th ESTRO Biennial Meeting on Physics and Radiation Technology for Clinical Radiotherapy

Lisboa (Portugal), 24-29 septiembre 2005.

Información: www.estro.be

Cursos Básicos Fundamentos de Física Médica

Baeza (Jaén), 30 enero - 18 febrero 2006.

Información: www.unia.es

World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006

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

Información: www.wc2006-seoul.org

Cursos de formación continuada. SEFM - 2005

Acreditados por la Comisión de Docencia de la SEFM

Garantía de Calidad en TC Multicorte

Código: C01-SEFM/05

Directores: Alfonso Calzado Cantera. Doctor en Ciencias Físicas. Profesor Titular. Departamento de Radiología. Universidad Complutense.

Miguel Lopez Tortosa. Licenciado en Ciencias Físicas. Profesor titular. Departamento de Ciencias Médicas Básicas. Universidad "Rovira i Virgili".

Fecha y lugar de celebración: 2-5 de Noviembre de 2005. Tarragona.

Objetivo del curso:

Proporcionar los conocimientos teórico-prácticos necesarios para aplicar los procedimientos de control de calidad, de medida y estimación de magnitudes dosimétricas, y de optimización, inherentes a los programas de garantía de calidad en TC multicorte.

Temario:

1. Equipos de TC multicorte: componentes.
2. Adquisición de datos
3. Reconstrucción de la imagen.
4. Calidad de la imagen.
5. Dosimetría.
6. Aplicaciones especiales de la TC multicorte.
7. Protocolos de control de calidad.
8. Especificaciones de compra y pruebas de aceptación.
9. Guía europea sobre criterios de calidad para TC multicorte.

Prácticas:

- Práctica I. Dosimetría
Práctica II. Calidad de la imagen
Práctica III. Optimización de procedimientos en TC.

Número de puntos de FCP: 28.8 puntos (1.2 puntos/hora lectiva)

Número de horas lectivas: 24 horas

Número máximo de plazas: 25

Participación docente de:

General Electric Medical Systems; Philips Ibérica; Siemens Medical Solutions; Toshiba Medical Systems; Impact (Sant George's Hospital, Londres, RU) y el Proyecto Europeo "CT Safety & Efficacy".

Simulación Montecarlo en Física Médica

Código: C02-SEFM/05

Director: Alberto Sanchez-Reyes Fernández. Doctor en Ciencias Físicas. Especialista en Radiofísica Hospitalaria. "Centre de Radioterapia i Oncologia de Catalunya". Barcelona

Fecha y lugar de celebración: 5-7 de Septiembre de 2005. Escola Bonanova. Barcelona.

Objetivo del curso:

El objetivo general es presentar una introducción a los métodos de Montecarlo aplicados en los principales campos de la Física Médica (radioterapia, medicina nuclear y radiodiagnóstico). Para cumplir este fin el curso ofrecerá una amplia visión de la técnica de Montecarlo aplicada tanto a radioterapia, como medicina nuclear y radiodiagnóstico, así como una descripción general de los principales códigos actualmente utilizados para la simulación. Así mismo se entregará a los participantes del curso una exhaustiva documentación que recoja todos los campos, tanto básicos como de aplicación, de la utilización actual de las técnicas de Montecarlo en la Física Médica.

Temario:

1. Generalidades y repaso histórico.
2. Conceptos generales de las técnicas de Montecarlo.

3. Transporte de radiación mediante técnicas de Montecarlo.
4. Descripción de los códigos generalmente utilizados en Física Médica.
5. Simulación Montecarlo de generadores externos de radiación.
6. Aplicación de las técnicas de Montecarlo en los planificadores de radioterapia.
7. Aplicación del método de Montecarlo en Medicina Nuclear.
8. Código BEAM- DOSXYZ.
9. Simulaciones Montecarlo con el código BEAM.
10. Simulaciones con el código PENELOPE
11. Código Montecarlo GEANT4
12. Simulación de fuentes de braquiterapia.
13. Simulación de fuentes emisoras b
14. Montecarlo aplicado en Radiobiología.
15. Microdosimetría: aplicaciones de la técnica de Montecarlo para el cálculo del daño en el ADN
16. Didáctica del Montecarlo: programa shower
17. Mesa redonda sobre investigación y aplicaciones de las técnicas de Montecarlo en Física médica.

Número de puntos de FCP: 21 puntos (1 punto/hora lectiva)

Número de horas lectivas: 21 horas

Número máximo de plazas: 40

Control de Calidad de Sistemas de Planificación de Radioterapia

Código: C03-SEFM/05

Director: Esther Millán Cebrián. Doctora en Ciencias Físicas. Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Físico Adjunto, Sº Física y PR. Hospital "Lozano Blesa". Dep-to. Radiología y M.F. Fac. de Medicina. Universidad de Zaragoza.

Fecha y lugar de celebración: 17-18 de Noviembre de 2005. Residencia Universitaria. Jaca. Huesca

Objetivos del curso:

- Que los alumnos conozcan los aspectos fundamentales que deben tenerse en cuenta para el Control de Calidad (CC) de los Sistemas de Planificación.
- Presentar el protocolo elaborado por el grupo de trabajo de la SEFM sobre CC de Planificadores.

Temario:

1. Algoritmos de cálculo de haces de fotones
2. Algoritmos de cálculo de haces de electrones
3. Algoritmos de cálculo de Braquiterapia
4. Presentación del contenido del Protocolo de CC de Planificadores:
Descripción las diferentes partes de los sistemas de planificación que requieren de verificación. Particularida-

des según el algoritmo utilizado por el SP. Particularidades de los planificadores de Radiocirugía e IMRT.

5. Justificación de contenidos y comparación con otros protocolos internacionales de Radioterapia externa. Análisis de la reglamentación al respecto.
6. Estudio de posibles procesos globales para pruebas periódicas. Puesta en común de experiencias de centros.
7. Justificación de contenidos y comparación con otros protocolos internacionales de Braquiterapia.
8. Estudio de posibles procesos globales para pruebas periódicas. Puesta en común de experiencias de centros.

Prácticas:

Práctica I. Aplicación práctica de algunas pruebas concretas para RT externa:

Teoría de la prueba, Datos de partida, seguimiento del procedimiento de realización, análisis de resultados, comprobación de tolerancias, reflexión sobre periodicidad propuesta.

Práctica II. Aplicación práctica de algunas pruebas concretas para Braquiterapia:

Teoría de la prueba, Datos de partida, seguimiento del procedimiento de realización, análisis de resultados, comprobación de tolerancias, reflexión sobre periodicidad propuesta.

Número de puntos de FCP: 19.2 puntos (1,2 puntos/hora lectiva)

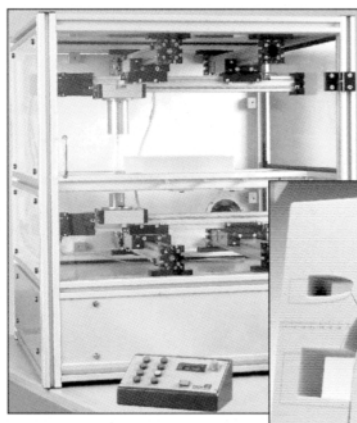
Número de horas lectivas: 16 horas

Número máximo de plazas: 40

Colaboración de: CMS, Técnicas Radiofísicas S.L, Nucletron.

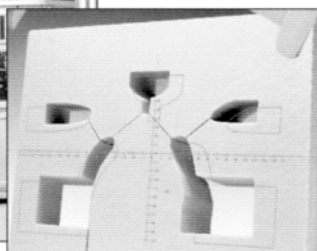
POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA

FABRICACIÓN DE MOLDES



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

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

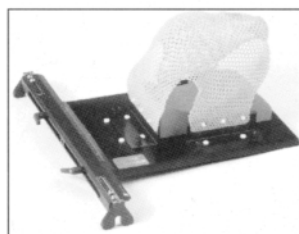


Bloques de poliestireno cortados a medida. **Crisoles de fusión** de diferentes capacidades. **Aleaciones de baja fusión** con o sin cadmio. **Bandejas de enfriamiento**. Pupitres con vibradores. **Placas y bandejas portamoldes**. Sistema de bloques satélites. **Materiales para bolus**. **Marcadores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

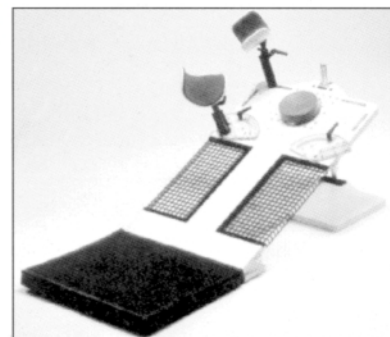


FIJACIÓN Y POSICIONAMIENTO

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



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



Para mayor información, dirigirse a:



MCP IBERIA, S.A.

Miembro del Grupo de Compañías MCP

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

Listado de publicaciones

SEFM 2003/ICRU Report 62. Prescripción, Registro y elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotones (Suplemento al ICRU Report 50)

En venta: Socios 18 €. No Socios 36 €

SEFM 2003/ICRU Report 60. Magnitudes y Unidades Fundamentales para la Radiación Ionizante.

En venta: Socios 18 €. No Socios 36 €

SEFM 2003/Radiobiología Clínica 2003

En venta: Socios 5 €. No Socios 12 €

SEFM 2001/Avances en Física Médica 2001

En venta: Socios 6 €. No Socios 9 €

SEFM 1999/Versión Oficial Española del "ICRU REPORT 50" preinscripción, registro y elaboración de informes en la terapia con haces de fotones.

En venta: 1999 Socios. 18 €. No Socios 36€

SEFM/SEPR 1996/Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico (Aspectos técnicos), 1996.

En venta: Socios 20 €. No Socios 36 €.

SEFM 1994/Criterios de calidad en Radioterapia y Medicina Nuclear para garantizar la protección radiológica del paciente, 1994.

En venta: Socios 11 €. No Socios 15 €.

SEFM 1/1991/Informe del accidente ocurrido en el acelerador lineal de electrones en el Hospital Clínico de Zaragoza entre los días 7-20 de Diciembre de 1990, Junio 1991.

En venta: Socios 3 €. No socios 6 €

SEFM 3/1989/Objetivos docentes de Física Médica (Facultades de Medicina), 1989.

En venta: Socios 6 €. No Socios 9 €

SEFM 2/1987/Suplemento al documento SEFM nº 1/1984: Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos, SEFM y CDR 1987.

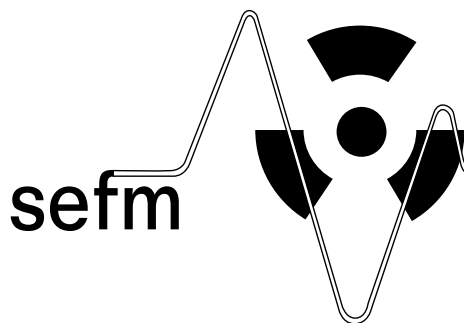
En venta: Socios 12 €. No Socios 24 €

SEFM 1a/1984/Normas para la determinación de dosis absorbida en agua, para radiación gamma de Co-60, partiendo de medidas realizadas en aire y en unidades de exposición, SEFM y CDR 1984.

En venta: Socios 24 €. No Socios 36 €

SEFM 1/1984/Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos, SEFM y CDR 1984.

En venta: Socios 24 €. No Socios 36 €



SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA

miembro de la EFOMP y de la IOMP

JUNTA DIRECTIVA SEFM

Presidente

Pedro Galán Montenegro

Vicepresidente

Cristina Núñez de Villavicencio de Soto

Secretario

Francisco Cutanda Henríquez

Tesorera

M.^a Amparo Iborra Oquendo

Vocal

Raquel Barquero Sanz

Vocal

Miguel Pombar Cameán

Vocal

Anastasio Rubio Arroniz

Comisión Deontología

Presidente: Pilar López Franco

plopez@hlpr.insalud.es

Pedro Fernández Letón

Manuel Gómez Palacios

Gregorio Hernández Samaniego

Araceli Hernández Vitoria

Luis Núñez Martín

Comisión Docencia

Presidente: Teresa Eudaldo Puell

teudaldo@hsp.santpau.es

Juan Carlos Mateos Pérez

Esther Millán Cebrián

Cristina Núñez de Villavicencio

M.^a Cruz Paredes García

Miguel Pombar Cameán

Delegados de la SEFM en la EFOMP

José Pérez Calatayud

perez_jos@gva.es

Alfredo Serna Bernal

alfredo.serna@carm.es

Comisión Científica

Presidente: Antonio Brosed Serreta

antonio.brosed@ciemat.es

Raquel Barquero Sanz

Alfonso Calzado Cantera

Carlos E. Granados González

Eduardo Guibelalde del Castillo

Juan Gultresa Colomer

José Pérez Calatayud

Rafael Puchal Añé

Bonifacio Tobarra González

Javier Vivanco Parellada

Comisión Relaciones con América Latina

Presidente: Juan José Peña Bernal

juanjop@unex.es

Leopoldo Arranz y Carrillo de Albornoz

José Hernández Armas

Miguel Herrador Córdoba

Esther Millán Cebrián