

EDITORIAL

Siguiendo con el propósito declarado en el primer ejemplar de la revista de este año, presentamos este nuevo número con el ánimo de cumplir nuestro objetivo de publicación cuatrimestral. En este caso nos ha salido un número "híbrido", que integra resúmenes del congreso y trabajos publicados siguiendo la vía ordinaria de la revista.

Se publican los resúmenes de los trabajos que se van a presentar en el XV Congreso Nacional de Física Médica que tendrá lugar en Pamplona los días 28, 29 y 30 del mes de junio. Es una satisfacción para todos poder contar con tan nutrida participación que refleja la consolidación de nuestra especialidad. El número de presentaciones va aumentando congreso a congreso, sin descuidar ninguna de las áreas en las que el radiofísico participa. El Comité Científico del Congreso ha informado a la Revista de la buena calidad de muchos de los trabajos presentados, lo que nos satisface y nos obliga a realizar una llamada a todos los participantes para que se animen a proceder al intento de publicación. Todos sabemos lo que cuesta, aparte de las labores diarias, la dedicación a la investigación, pero si se ha realizado el esfuerzo de presentar un trabajo al Congreso, ha sido aceptado, y además merece la consideración de los asesores científicos,

creemos que sería deseable que se materializara en la publicación en nuestra Revista. El esfuerzo merece la pena y el reconocimiento es mucho mayor.

Por otra parte, los trabajos que se publican por la vía ordinaria de la revista incluyen dos notas técnicas y dos artículos científicos, que completan el contenido de este deseado segundo número del 2005. Las notas técnicas han sido elaboradas por dos de los grupos de trabajo de la SEFM (Protocolo de control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes y Procedimientos recomendados para la dosimetría de rayos X de energías entre 20 y 150 keV en radiodiagnóstico) que, tras un gran esfuerzo, han materializado unas conclusiones que pretenden servir de ayuda a todo el colectivo. Desde aquí deseamos felicitar a estos colegas que de esta forma facilitan nuestro quehacer diario.

Esperamos compartir unos agradables y provechosos días en Pamplona siguiendo el programa que con tanto esmero han preparado nuestros queridos compañeros del Comité Organizador del XV Congreso Nacional de Física Médica. Hasta siempre y buen verano a los que no podáis asistir.

Evaluación del sistema de radiografía computarizada Konica REGIUS 170

J. I. Jiménez Alarcón, M. L. Chapel Gómez, A. T. Núñez Quintanilla

Hospital Universitario Ntra. Sra. de Candelaria. Santa Cruz de Tenerife

Resumen

En este trabajo se realiza un análisis de dos sistemas de radiografía computarizada KONICA, compuesto por lectores REGIUS 170 y fósforos fotoestimulables RP-3S. Se ha estudiado el desvanecimiento de la imagen latente y la linealidad del sistema. Se calculó la Función de Transferencia de Modulación (MTF) para ambos lectores utilizando dos métodos: una cámara de rendija y un borde, comparando los resultados. El Espectro de Wiener Normalizado (NNPS) se calculó a partir de un análisis de Fourier bidimensional de imágenes uniformemente expuestas. A partir de las MTF y NNPS calculadas se obtuvo la Eficiencia de Detección Cuántica (DQE) para ambos lectores, presentando los resultados obtenidos.

Palabras clave: Radiografía Computarizada (CR). Función de Transferencia de Modulación (MTF). Espectro de Wiener (NPS). Eficiencia de Detección Cuántica (DQE).

Performance evolution of a Konica REGIUS 170 computed radiography system

Abstract

Image Quality of two KONICA REGIUS 170 Computed Radiography Systems has been studied using RP-3S plates. Fading and linearity have been analysed. The Modulation Transfer Function (MTF), Normalized Noise Power Spectra (NNPS) and Detective Quantum Efficiency (DQE) have been measured and compared for both readers. Presampled MTF has been calculated from the Fourier transform of a Line Spread Function (LSF) obtained from two methods: slit and edge method. The NNPS has been determined from two dimensional analysis of uniform images. The DQE has been calculated from the MTF and NNPS measurements at different exposure levels. Obtained results are presented and analysed for both readers.

Key words: Computed Radiography (CR). Modulation Transfer Function (MTF). Noise Power Spectrum (NPS). Detective Quantum Efficiency (DQE). Digital Radiography.

Introducción

La Radiografía Computarizada (CR), es una tecnología digital para la adquisición de imágenes radiográficas que en los últimos años ha ido incrementando cada vez más su presencia en los Servicios de Diagnóstico por la Imagen. Esto es debido a que para su instalación y uso no es nece-

sario sustituir los equipos de rayos X en funcionamiento en los servicios de Radiodiagnóstico. Esta tecnología se basa en las propiedades emisoras del fósforo fotoestimulable con que están fabricadas las pantallas utilizadas (que en adelante denominaremos fósforos). Durante la irradiación, la energía de los rayos X es depositada en los fósforos, que posteriormente son estimulados con un haz láser y emiten esa energía en forma de luz visible. La luz recogida de cada punto de la pantalla es amplificada y convertida en señal digital. Estos datos digitales son a continuación tratados con distintos algoritmos de procesado para obtener una imagen óptima para el diagnóstico médico.

En este trabajo se presenta la evaluación de dos sistemas CR KONICA compuestos por lectores REGIUS 170

Correspondencia: José Ignacio Jiménez Alarcón. Hospital Universitario Ntra. Sra. de Candelaria. Carretera del Rosario s/n . 38010 Santa Cruz de Tenerife

E-mail: jjimala@gobiernodecanarias.org
mchagom@gobiernodecanarias.org

Fecha de recepción: 16-3-2005

Fecha de aceptación: 25-5-2005

y fósforos RP-3S. Se ha evaluado el desvanecimiento de la imagen latente, la linealidad del sistema, la Función de Transferencia de Modulación (MTF), el Espectro de Wiener Normalizado (NNPS) y la Eficiencia de Detección Cuántica (DQE). Se presentan los resultados obtenidos y se comparan los resultados para ambos lectores instalados en nuestro centro hospitalario.

Material y métodos

Los sistemas CR evaluados están compuestos por dos lectores Konica REGIUS 170 y fósforos Konica RP-3S.

El lector CR REGIUS 170, introducido por Konica en el año 2002, es un sistema de lectura de fósforos fotoestimulables que permite obtener imágenes digitales con dos tamaños de píxel independientes del tamaño del chasis que se procese: un modo estándar con un tamaño de píxel de 175 μm y un modo alta resolución con un tamaño de píxel de 87,5 μm . Además permite seleccionar entre tres rangos de lectura (que denominaremos QR) de 150, 250 y 500 que serían equivalentes a las velocidades de las pantallas de refuerzo en radiografía convencional.

A los datos en bruto de la imagen, recogidos por el tubo fotomultiplicador, el sistema REGIUS 170 aplica cálculos y correcciones consistentes en: filtrado digital (cuyo fin es la eliminación de artefactos tipo Moiré), ganancia, corrección de offset y corrección de irregularidades en la dirección del láser.

Una vez presentada la imagen en pantalla se pueden seleccionar diferentes modos de procesado, con el fin de obtener diferentes calidades de imagen. Estos permiten variar dos parámetros: G indicativo del contraste y S indicativo de la sensibilidad (equivalente a la sensibilidad de una película convencional).

El sistema REGIUS 170 permite además seleccionar diferentes algoritmos de procesado para obtener así mismo diferentes calidades de imagen: algoritmo de ecualización o E, que actúa sobre el histograma y algoritmo de realce de bordes o F. Ambos algoritmos tienen efecto sobre el granulado de la imagen.

Los lectores Konica indican la exposición recibida por el receptor de imagen mediante el denominado valor de sensibilidad (S) que se define como:

$$S = QR \times E_1/E \quad [1]$$

donde QR es el rango de lectura, E_1 es la exposición que produce un valor de píxel determinado (1535) y E es la exposición que recibe el fósforo¹.

El material de los fósforos Konica RP-3S utilizados, está compuesto por BaF₁:Eu. Este material, según un estudio realizado por Nakano et al², tiene una Eficiencia de Detección Cuántica y una calidad de imagen superiores a los sistemas de BaF(Br,I):Eu y los BaFBr:Eu.

Los fósforos se irradiaron con un equipo de rayos X marca Philips modelo OPTIMUS 65 equipado con un tubo Philips modelo SRO 33 100. Al equipo se le realizó

un control de calidad previo a la aceptación de los lectores con un multímetro marca RTI modelo PMX III. Para la irradiación se colocaron los fósforos en posición horizontal fuera de bucky.

Las medidas de kerma en aire en cada exposición se realizaron situando el detector del equipo RTI PMX III 30 cm por encima del chasis. Las medidas iniciales de kerma en aire se realizaron con la cámara centrada en el haz. Posteriormente, para conocer la exposición que recibía cada fósforo en la irradiación, se colocó el detector en un extremo del chasis dentro del campo de radiación, pero de manera que no interfiriese en el parámetro a estudiar, corrigiéndose las lecturas por el inverso del cuadrado de la distancia.

Para la aceptación de los sistemas CR se han seguido las pruebas detalladas en el protocolo de Konica. Previamente se identificaron los chasis y se comprobó que presentaban una buena hermeticidad y no aparecían artefactos antes de exponerlos a rayos X. Posteriormente se comprobó su uniformidad.

Para la calibración de los lectores se irradiaron los fósforos con 80 kVp y sin filtración añadida, leyéndose los fósforos 2 minutos después de la irradiación.

Para verificar la efectividad del ciclo de borrado se obtuvo una imagen de un test de alto contraste irradiando los chasis con el máximo valor de kerma en aire utilizado en las pruebas (500 μGy). A continuación se leyeron los fósforos y posteriormente se repitió la lectura sin irradiación comprobando la ausencia de imagen remanente.

Con posterioridad a la aceptación de los lectores se realizaron las pruebas que se detallan a continuación y que han servido para evaluar el funcionamiento y la calidad de imagen de nuestros sistemas. Todas ellas se realizaron con el equipo anteriormente citado filtrando el haz de salida con 1 mm de cobre con lo que se obtiene una capa hemirreductora (HVL) de 8,79 mm de Aluminio equivalente, utilizando un fósforo de referencia (no utilizado en la práctica clínica) y seleccionando en los lectores modo de procesado estándar (tamaño de píxel de 175 μm) y rango de lectura de 250. Los fósforos se leyeron 5 minutos después de la irradiación. Las imágenes adquiridas en ambos lectores se enviaron a una estación de trabajo donde se realizaron los análisis correspondientes.

En octubre de 2003 se publicó una norma de la Comisión Internacional Electrotécnica³ que establece muchas de las condiciones experimentales y de cálculo para determinar la DQE de los sistemas digitales, tales como la calidad de los haces a utilizar, el diseño y medidas del borde usado para la determinación de la MTF, la medida del tiempo necesario entre exposiciones, etc. En el presente trabajo no se sigue dicha norma al no disponer de acceso a los datos en bruto de los lectores cuando se realizaron las medias experimentales y el análisis de las mismas, y tampoco disponer del material adecuado para realizar el borde. No obstante, los métodos usados en este estudio, en particular la medida de la MTF y la determinación del espectro de Wiener normalizado están muy próximos a los propuestos por esta norma.

Desvanecimiento de la imagen latente

Las exposiciones, para el estudio del desvanecimiento de la imagen latente, se han realizado irradiando los fósforos con un kerma en aire de 5 μGy , a continuación se giraron los mismos 180° y se repitió la irradiación, dando de esta manera un total de 10 μGy y minimizando el efecto anódico. A continuación se procesaron en modo FIX, variando los tiempos de lectura después de cada exposición entre 2 minutos y 19 horas.

Linealidad del sistema

Es importante conocer cuál es la relación existente entre el valor de píxel indicado en el lector y la exposición recibida por el fósforo, ya que la aplicación de operaciones matemáticas [como la Transformada de Fourier, (TF)] debe realizarse entre imágenes o regiones que requieren que el valor de píxel de la imagen sea lineal respecto a la exposición incidente⁴.

Para conocer como se comportaban nuestros sistemas se irradiaron los fósforos de forma uniforme con valores de kerma de 0,5, 1, 5, 10, 50, 100, 200 y 400 μGy . Posteriormente fueron procesados utilizando el modo de procesado FIX y sin algoritmos, lo que nos permite controlar la latitud y sensibilidad del lector⁵.

Para cada valor de kerma en aire se realizaron tres exposiciones. El valor de píxel en cada exposición se determinó como la media de un área de 114 x 114 píxel. Con los valores obtenidos se determinó la relación existente entre la exposición recibida por el fósforo y el valor de píxel obtenido, mediante una expresión matemática del tipo:

$$E(x,y)=10^{(axVP+b)} \quad [2]$$

donde E es la exposición, VP el valor de píxel y a y b son los coeficientes de ajuste.

El término independiente de la ecuación tiene en cuenta el "offset" para kerma cero⁶.

Función de transferencia de modulación

La Función de Transferencia de Modulación (MTF) es la medida básica para describir las características de un sistema en función de su frecuencia espacial. En los sistemas digitales el significado de la MTF cambia debido a la presencia del fenómeno de "aliasing". Debido a ello la MTF no describe la transferencia de una frecuencia espacial simple y la información presente por encima de la frecuencia límite (frecuencia de Nyquist) contamina la información en las frecuencias inferiores. Por ello, los sistemas digitales se tiende a describirlos en términos de MTF premuestreo, que describe la respuesta en frecuencias espaciales del detector antes de llevar a cabo la digitalización¹.

La determinación de la MTF premuestreo (a partir de ahora cuando hablemos de MTF nos estamos refiriendo

a la MTF premuestreo) de un sistema digital se puede realizar mediante dos métodos: bien a partir de la obtención de la función de dispersión de línea del sistema utilizando una rendija, o bien midiendo la función de dispersión de borde con un maniquí radiopaco. En este trabajo se analiza la MTF de los lectores obtenida mediante ambos métodos, irradiando los fósforos en ambos casos con 80 kVp.

Método de la rendija

El método de la rendija ha sido uno de los métodos tradicionales para medir la MTF. Se utilizó una rendija comercial divergente de 10 μm existente en nuestro servicio. Las tolerancias de alineación de este tipo de rendija con el foco son mayores que para una de paredes paralelas⁷. La rendija se colocó encima del chasis y se anguló ligeramente ($\approx 3^\circ$) con respecto al eje central del chasis para obtener una función de línea sobremuestreada y minimizar los efectos de no uniformidad de la rendija. Las LSF se obtuvieron con la rendija colocada tanto en dirección de lectura del láser (dirección de scan) como en la dirección de movimiento de los fósforos (dirección subscan).

Para la obtención de la MTF se siguió el método descrito por Dobbins et al.⁸ y posteriormente utilizado por Bradford et al⁹ para cada lector. Siguiendo dicho método se quitó la filtración añadida de 1 mm de Cu y se expusieron los fósforos con un kerma en aire de 1 mGy, realizando la irradiación a una distancia de 200 cm del foco. A partir de la imagen obtenida y realizando un análisis en un perfil perpendicular a la rendija se obtiene la función de dispersión de línea (LSF) del sistema.

A la LSF obtenida se le aplicó una ventana polinómica móvil de 4° orden para suavizarla, posteriormente se extrapolaron las colas de la función obtenida y se aplicó la Transformada de Fourier para obtener la MTF del sistema.

Debido a la transmisión a través de los ejes de la rendija, la rendija tiene un ancho efectivo mayor que el nominal, por lo que a la MTF calculada hay que aplicarle un factor de corrección consistente en una función que tiene en cuenta el tamaño efectivo de la rendija y la frecuencia⁷. Este factor aplicado a la MTF obtenida anteriormente da como resultado la MTF corregida.

Método del borde

El método del borde ha ganado recientemente más popularidad para la obtención de la MTF en sistemas de radiografía digital. Para ello, y siguiendo el método el descrito por Samei et al¹⁰, se dispuso una lámina de cobre comercial de 1 mm de espesor entre dos planchas de 1 cm de PMMA cuidadosamente alineado con el foco del haz y ligeramente angulado (entre 1 y 5°) encima del chasis y se realizó una exposición con un valor de kerma en aire de 70 μGy a una distancia foco-fósforo de 150 cm.

Para asegurar que no existían escalones en la imagen, debidos a defectos de fabricación o pulido del borde utilizado, se analizó la imagen obtenida comprobando que a lo largo de todo el borde las variaciones de píxel estaban dentro de ± 1 píxel.

En la imagen obtenida del borde se seleccionó una región de interés de 5×5 cm conteniendo el eje sobre la que se realizó el análisis.

En esta región se fueron leyendo línea a línea los valores de píxel, obteniendo en cada línea una función escalón de pendiente máxima. La diferenciación numérica de la función escalón obtenida en cada línea proporciona el máximo valor de la pendiente que corresponde a la posición del eje en esa línea.

Este método se repitió a lo largo de todas las líneas en que se dividió la región de interés seleccionada, obteniéndose de esta forma las coordenadas de la posición del borde. Estas coordenadas (x,y) se ajustaron a una línea recta mediante un ajuste por mínimos cuadrados.

Posteriormente se calculó para cada punto, en una línea de la región de interés, la distancia al eje. La repetición de este proceso para cada una de las líneas nos proporciona una función de borde sobremuestreada donde, para corregir la angulación del borde, cada punto de esta función corresponde a puntos que están a la misma distancia del eje (figura 1).

La diferenciación numérica de esta función proporciona la función de dispersión de línea (LSF).

Ruido

El Espectro de Wiener puede expresarse como la suma de dos componentes, una debida a los fósforos y el lector (NPS_i), y otra componente debida a la exposición de los fósforos a radiación, que llamaremos ruido cuántico (NPS_e), causado por el número limitado de fotones que forman la imagen radiográfica.

Para determinar el ruido debido a la instrumentación primeramente se introdujo el fósforo en el lector utilizando la función de borrado para garantizar que se

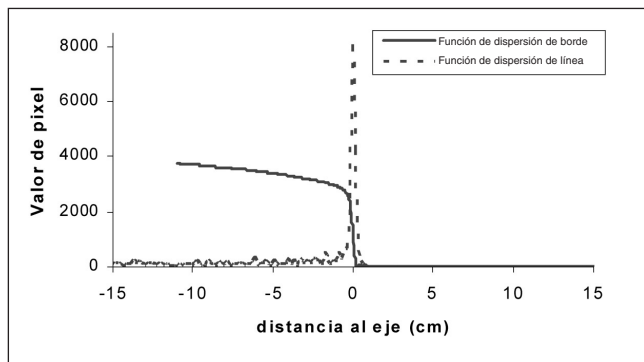


Fig. 1. Funciones de dispersión de línea (LSF) y de borde (ESF) sobremuestreadas.

eliminaba toda imagen remanente. Posteriormente, y sin haber expuesto el fósforo a radiación, se repitió la lectura. A los valores obtenidos antes del procesado, valores en bruto, se les aplicó modo de lectura fijo (FIX).

Al no haber irradiado los fósforos el ruido presente en la imagen nos da una estimación del mismo debido a la estructura granular de los fósforos y a inestabilidades en el láser de lectura o a las fluctuaciones en la recogida y amplificación de la señal luminosa existentes en el sistema¹¹.

Para el análisis del ruido cuántico se recuperaron los valores en bruto de las imágenes uniformemente expuestas y se les aplicó modo de lectura fijo con valores de $G = 2$, $S = 200$ y sin algoritmo de procesado (E,F en off).

El espectro de Wiener de las imágenes se calculó, en una región central de 1024×1024 píxeles, mediante un análisis de Fourier bidimensional utilizando el método descrito por M.J. Flynn et al¹². Siguiendo este método la posición central de cada imagen, excluyendo las imágenes de los ejes, se dividió en múltiples regiones no solapadas de $N \times N$ píxel. Los valores de píxel de cada región se convirtieron a valor de exposición mediante la ecuación [2].

Los valores de exposición obtenidos se convirtieron a unidades relativas de ruido dividiéndolos por su valor medio. El espectro de Wiener obtenido directamente de estos valores, mediante la aplicación de la transformada de Fourier bidimensional, presenta una elevada fluctuación estadística. Para suavizarla se aplicó una ventana espectral de Hammning normalizada, de tal forma que se preserve la magnitud del espectro. Finalmente se calculó la transformada de Fourier bidimensional para cada región. El promedio entre todas las regiones en que se dividió cada imagen, proporciona el espectro de ruido normalizado (NNPS) bidimensional.

Para obtener representaciones del NNPS en una sola dirección, correspondiente bien a la dirección de scan o a la dirección subscan, se promedió una banda de 10 columnas alrededor de cada uno de los ejes, excluyendo los mismos.

Todos los cálculos anteriormente descritos se realizaron con tamaños de matriz de 32×32 , 64×64 , 128×128 , 256×256 y 512×512 , de manera que pudiésemos elegir el tamaño óptimo de cada una de las regiones donde poder realizar el análisis de Fourier.

Eficiencia de Detección Cuántica (DQE)

La calidad de una imagen digital no está sólo determinada por la resolución espacial o el ruido. La calidad de una imagen está relacionada con la razón señal ruido (SNR) que combina ambos factores. Dado que la MTF describe cómo se transfiere la señal incidente y el NNPS caracteriza el ruido presente en el sistema, su cociente

adecuadamente normalizado proporciona una medida de la razón señal ruido, es lo que se denomina "Noise Equivalent Quanta" (NEQ)².

$$NEQ(f) = SNR^2(f) = \frac{\gamma^2 MTF^2(f)}{NNPS(f)} \quad [3]$$

donde γ es el factor de ganancia del sistema.

Normalizando la NEQ con el número de fotones incidentes de rayos X por unidad de área en el receptor de imagen⁶ se obtiene la eficiencia cuántica de detección (DQE), que es una medida de cuán eficientemente un sistema de imagen utiliza un flujo de rayos X incidente, expresado como función de la frecuencia espacial:

$$DQE(f) = \frac{MTF^2(f) \cdot \gamma^2}{NNPS(f) \cdot \phi \cdot \chi} \quad [4]$$

donde ϕ es el número de fotones de rayos X incidentes en el plano del detector por $\text{mm}^{-2} \mu\text{Gy}^{-1}$ y χ es el Kerma en aire en μGy en el plano del detector.

En nuestro caso, la ganancia del sistema, γ , es igual a 1 ya que previamente al cálculo del NNPS los datos han sido linealizados y convertidos a kerma en aire aplicando una función de conversión¹³⁻¹⁶.

La MTF utilizada para el cálculo de la DQE fue la obtenida mediante el método del borde.

El valor de ϕ fue calculado a partir de la ecuación¹⁴:

$$\phi = \frac{\left(\int \phi(E) E dE \right)^2}{\int \phi(E) E^2 dE} \quad [5]$$

donde $\phi(E)$ es el espectro de Energía de rayos X.

Este espectro fue obtenido a partir del espectro sin filtrar¹⁷, posteriormente se simularon los haces utilizando rutinas de software adaptadas del método de los polinomios de interpolación descrito por J.M. Boone et al.¹⁸, haciendo uso para ello de los datos técnicos del tubo de rayos X utilizado (tensión aplicada, angulación del ánodo...) y la HVL medida. Estos haces simulados fueron atenuados utilizando coeficientes de atenuación publicados en la literatura¹⁷.

Análisis de resultados

El desvanecimiento de la imagen latente con el incremento de tiempo de espera hasta la lectura de los fósforos se muestra en la figura 2 para el lector CR1 y una exposición de 10 μGy . El ajuste muestra una relación logarítmica entre el tiempo de espera para su lectura y el va-

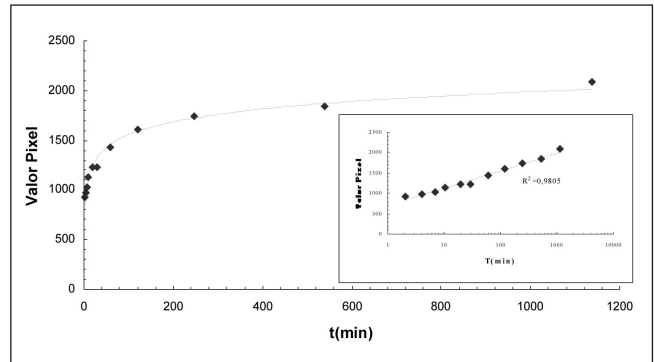


Fig. 2. Variación en el número de pixel del fósforo en función del tiempo de espera para su lectura. Inserto en la figura se muestra la gráfica en escala logarítmica.

lor de pixel obtenido. Si cambiamos la escala de tiempos a una escala logarítmica (puede observarse en la gráfica insertada en la figura 2) se ve claramente esta relación en donde los resultados obtenidos se han ajustado a una recta con un factor de regresión de 0,98.

Ambos lectores se comportaron de forma similar, no mostrando diferencias entre ellos en la pérdida de señal en función del tiempo de espera.

Para estudiar la linealidad de nuestros sistemas se leyeron los valores de pixel (VP) para cada exposición (E). Ha de tenerse en cuenta que los coeficientes de ajuste de la ecuación [2] son dependientes de los modos de procesados, y en nuestro caso se utilizó modo de procesado FIX, sin algoritmos como ya se ha comentado anteriormente. La relación entre el logaritmo de los valores de exposición obtenidos y los valores de pixel se muestra en la figura 3 para ambos lectores obteniéndose en ambos casos un coeficiente de correlación (R^2) mayor de 0,99.

En la figura 4 se muestra la MTF obtenida con la rendija para distintos modos de procesado. Como puede observarse los parámetros de procesado utilizados para la obtención de la imagen influyen en la MTF obtenida, debido a que afectan a la función de dispersión de línea (figura 5). Como el análisis se ha realizado con imágenes

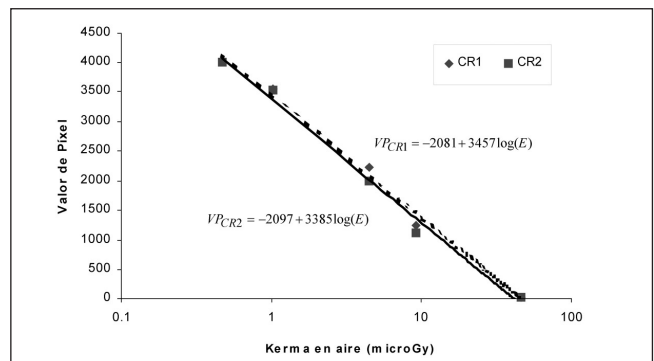


Fig. 3. Relación entre el logaritmo de la Exposición y el valor de pixel para ambos lectores.

procesadas, no con los valores en bruto, debe tenerse en cuenta que los valores de G y S afectan al rango dinámico de los lectores. En nuestro caso con G=4 y S=133 se obtiene el mayor rango dinámico.

Esto no ocurre con la MTF calculada a partir de la imagen del borde, tal y como se muestra en la figura 6, ya que la función de dispersión de borde no es dependiente de los parámetros de procesado. Es por ello que para el cálculo de la DQE se utilizó la MTF obtenida mediante este método.

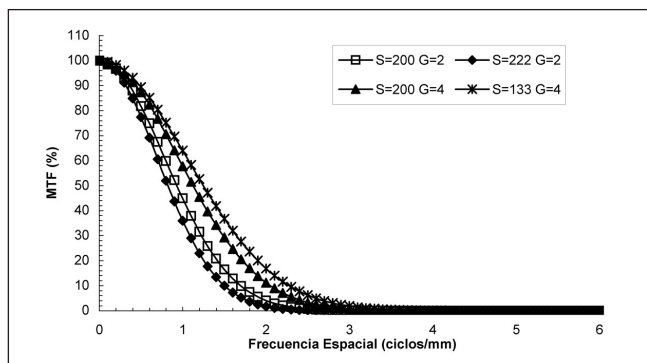


Fig. 4. Variación de la MTF obtenida con la rendija para el lector CR1, con diferentes modos de procesado.

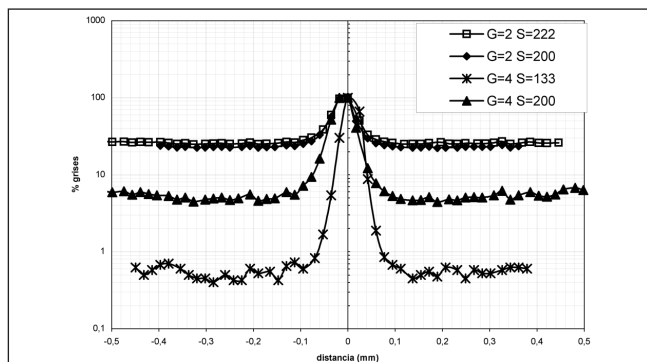


Fig. 5. Funciones de dispersión de línea de la rendija obtenidas para distintos modos de procesado.

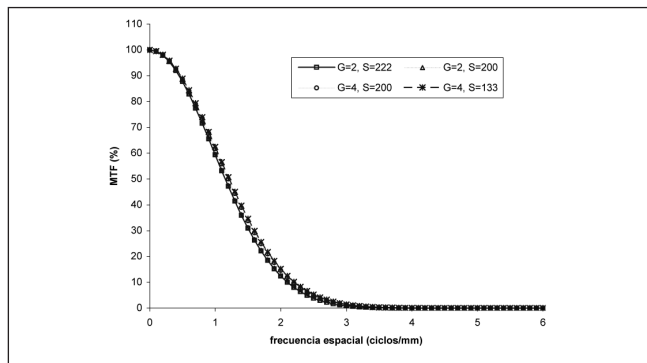


Fig. 6. Variación de la MTF obtenida con el eje para el lector CR1, con diferentes modos de procesado.

Para poder comparar la MTF obtenida mediante ambos métodos, se tomaron los valores de la MTF calculada a partir de la LSF obtenida de la rendija con parámetro de procesado G=4, ya que este modo nos permite obtener todo el rango dinámico del lector.

Si comparamos la MTF obtenida con la rendija y el borde respectivamente para cada lector, tal y como se muestra en la figura 7, se observa que para un porcentaje de la MTF dado, la frecuencia espacial obtenida por el método de la rendija es superior a la obtenida mediante el método del borde. En la tabla 1 se muestran las frecuencias a las que se alcanzan los valores del 50% y 10% de MTF.

Por otra parte, y como se observa así mismo en la figura 7, a bajas frecuencias el método de la rendija no realiza una buena estimación de la MTF, debido a que los datos se derivan de la cola de la función de dispersión de línea (véase figura 5). En esta zona el número de fotones detectado es limitado debido a la baja transmisión en las regiones de los bordes de la rendija, y como consecuencia producen una disminución en la cola de la LSF. Sin embargo a altas frecuencias el método de la rendija proporciona mayor precisión¹⁰.

En la figura 8 se muestra la MTF obtenida con el borde para ambos lectores en la dirección de lectura del láser (scan) y en la dirección de movimiento del fósforo (subscan), no apreciándose diferencias significativas entre ambas.

La variación del NNPS del sistema en las direcciones de scan y en la dirección subscan para el lector 1 obtenidas sin irradiación de los fósforos se muestra en la figura

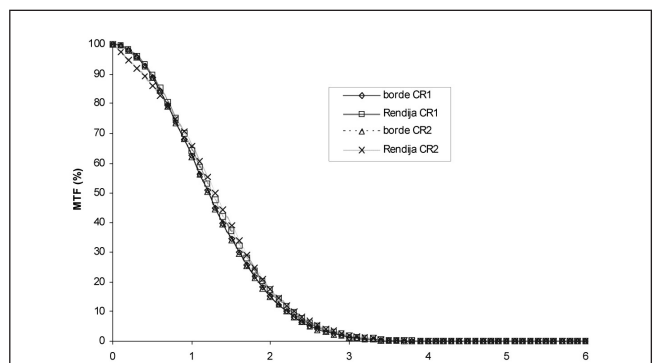


Fig. 7. MTF obtenida mediante la imagen de la rendija y del borde para ambos CR en la dirección de lectura del láser.

Tabla I. Comparación de la MTF calculada mediante los métodos de la rendija y el borde

	CR1	CR2
50% de la MTF	1,26 rendija 1,24 borde	1,29 rendija 1,22 borde
10% de la MTF	2,28 rendija 2,22 borde	2,29 rendija 2,19 borde

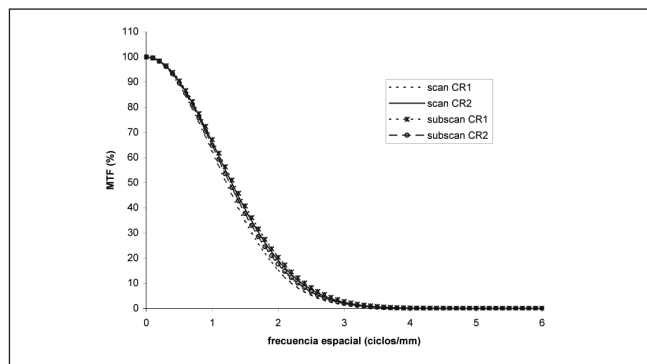


Fig. 8. Comparación de la MTF obtenida con el borde para ambos lectores en la dirección de lectura del láser (scan) y en la dirección de movimiento de los fósforos (subscan).

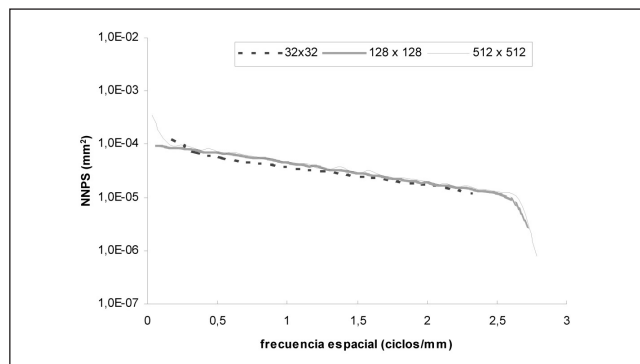


Fig. 10. Valores del NNPS para el lector CR2 en la dirección de scan obtenidos con diferentes tamaños de matriz.

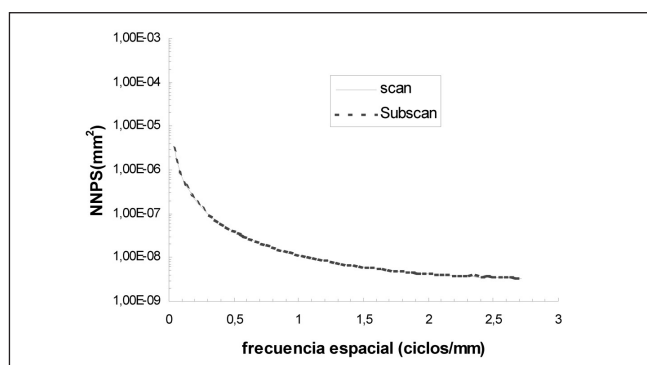


Fig. 9. Variación del NNPS en las direcciones de lectura del láser (scan) y la dirección perpendicular a ésta (subscan) para el lector CR1

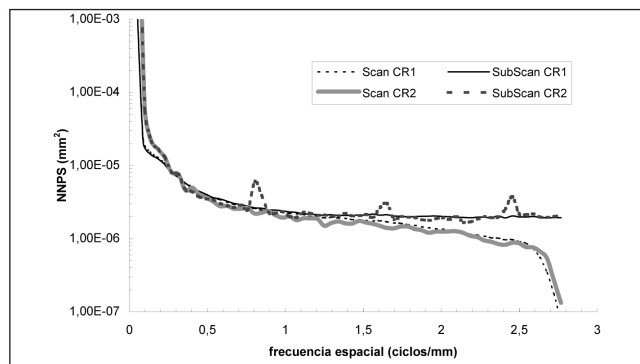


Fig. 11. NNPS para las direcciones de scan y subscan de ambos lectores para un kerma en aire de 50 µGy.

9, sin observarse diferencias en el ruido obtenido en ambas direcciones.

En la figura 10 se muestran los valores de NNPS para diferentes tamaños de matriz para uno de los lectores. De los datos se concluye que las regiones con tamaño de 128 x 128 corresponden al tamaño de región más pequeño que se puede utilizar sin apreciar un cambio significativo en la forma de la curva de NNPS en la zona de baja frecuencia, lo que concuerda con lo publicado por Dobbins III et al⁸. Imágenes analizadas con un tamaño de matriz mayor introducen mucha dispersión en la curva de NNPS debido a la existencia de menos regiones sobre las que hacer la media.

El espectro de ruido para cada lector y fósforo se muestra en la figura 11 para un kerma de 50 µGy en las direcciones de scan y subscan. La bajada que se observa en la dirección de scan a partir de la frecuencia de 2,5 ciclos/mm es debido a un filtro digital para eliminar los artefactos de Moiré⁵.

En los espectros obtenidos para el lector número 2 se localizan picos en la dirección subscan que ocurren aproximadamente cada 0,8 ciclos/mm y son causados por la óptica del lector. La bibliografía consultada indica que estos picos son debidos a que los espejos no están perfectamente alineados provocando variaciones periódicas en la intensidad del láser en la dirección subscan⁵.

El periodo de esta variación es igual a siete veces el pitch de muestreo. Este efecto se observa mejor en las imágenes de la figura 12 para diferentes valores de kerma en aire.

Este lector había presentado problemas en la aceptación, ya que no cumplía los criterios de aceptabilidad establecidos en cuanto a uniformidad, por lo que hubo de cambiarse la óptica del mismo. Aún así y una vez superadas las pruebas de aceptación, al realizar las pruebas específicas señaladas, se apreciaron los picos indicados que no aparecen en el lector número 1.

En las figuras 13 y 14 se muestra comparativamente para ambos lectores las dos componentes del NNPS en la dirección subscan, la debida a la exposición a rayos X (figura 13) y la debida a la instrumentación (figura 14), en donde se observa mejor lo comentado anteriormente para el lector n° 2. En ambas gráficas se aprecia que la curva tiende a un valor que corresponde con el ruido debido a la luminosidad de los fósforos¹¹.

La figura 15 muestra la Eficiencia de Detección Cuántica obtenida con un kerma en aire de 10 µGy para ambos lectores. La DQE se calculó utilizando un ϕ calculado de $2,86704 \times 10^4$ fotones/(µGy mm²). En la figura se aprecia una disminución en la DQE para el lector número 2 en ciertas frecuencias espaciales, debido a la existencia ya comen-

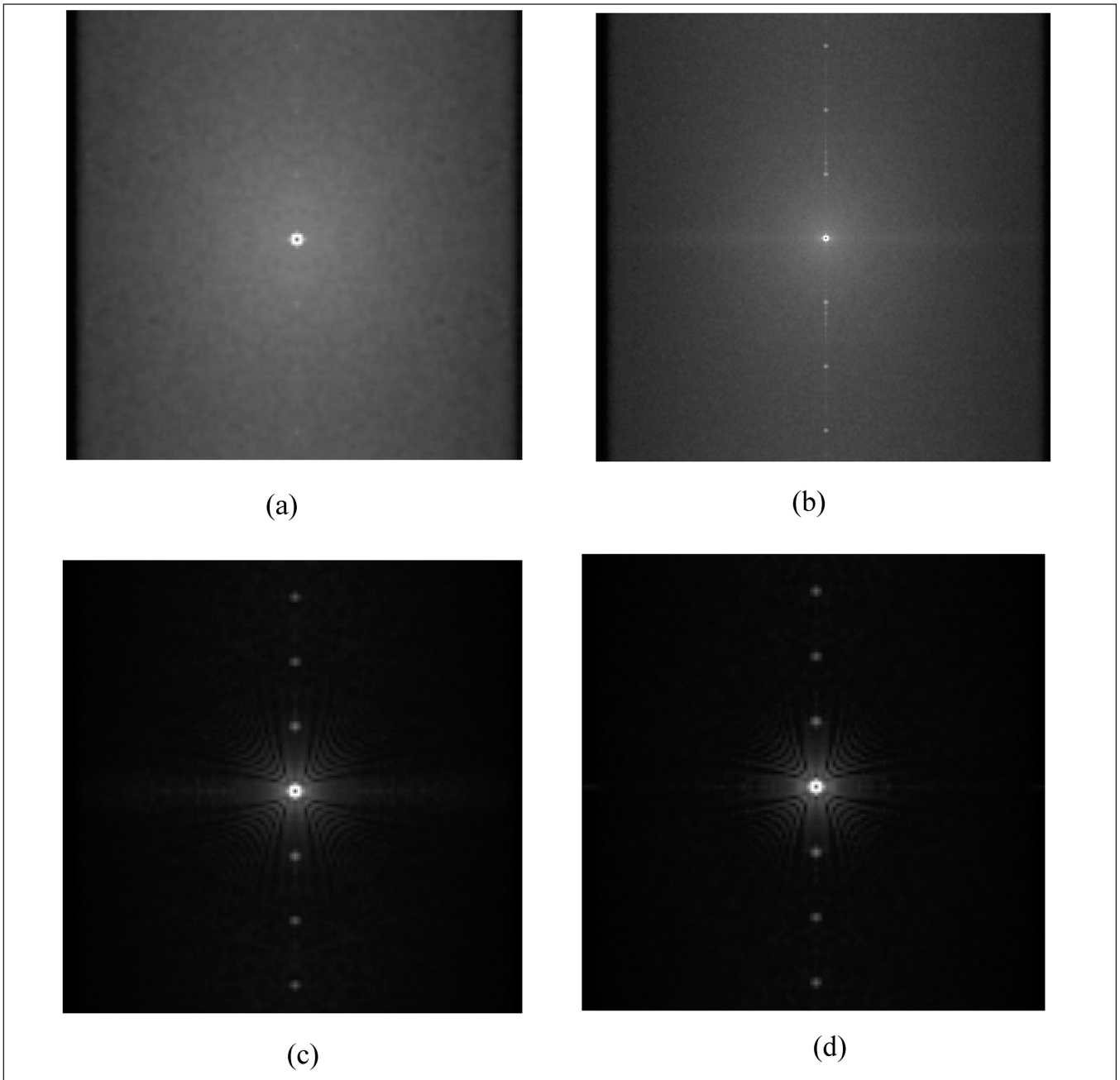


Fig. 12. NNPS para el lector CR2 obtenido exponiendo el fósforo con valores de kerma en aire de: (a) 0,5 (b) 10, (c) 100 y (d) 200 μGy .

tada de defectos en la óptica del lector, lo que produce una disminución cercana al 10% en la DQE en esas frecuencias.

La figura 16 muestra la variación de la DQE para el lector número 1 y distintos valores de kerma en aire, que tal y como era de esperar, disminuye a medida que aumentan los valores de exposición.

Conclusiones

Se ha realizado una evaluación de dos sistemas de radiografía computarizada KONICA compuestos por dos lectores REGIUS 170 y fósforos RP-3S.

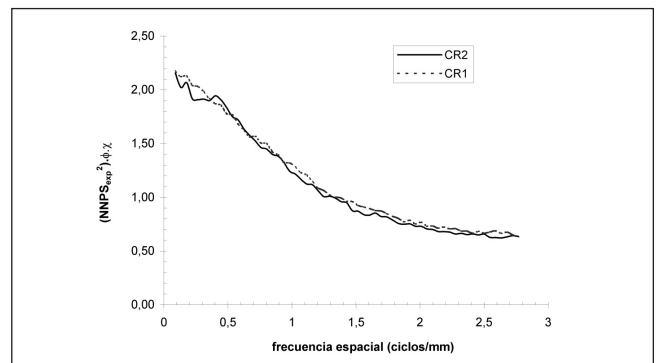


Fig. 13. Componente del NNPS debida a la exposición de los fósforos en la dirección subscan.

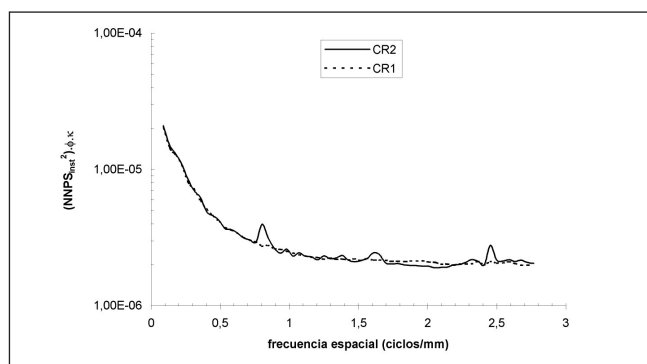


Fig. 14. Componente del NNPS debido a la instrumentación en la dirección subscan.

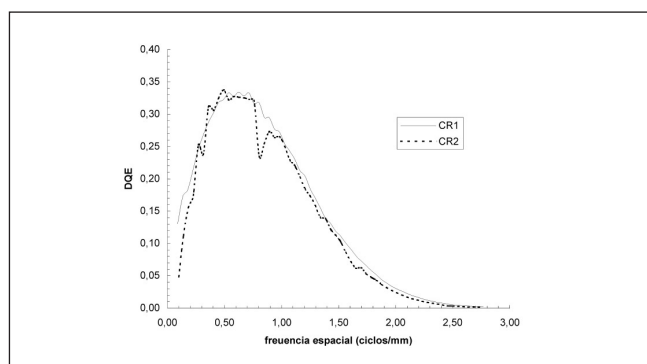


Fig. 15. DQE obtenida con un kerma en aire de 10 μ Gy para ambos lectores.

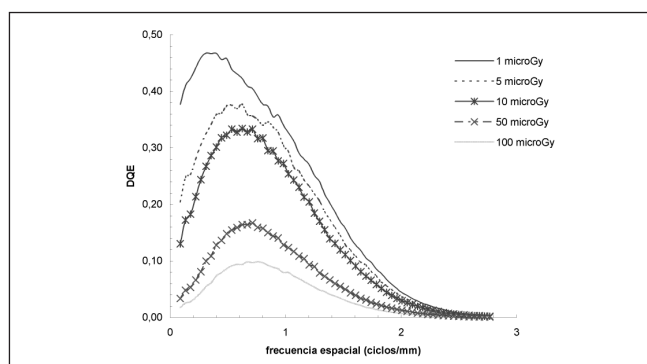


Fig. 16. DQE medida para distintos valores de kerma en aire para el lector CR1.

Los resultados de las pruebas realizadas para su evaluación han mostrado que ambos sistemas se comportaron de manera similar en cuanto al desvanecimiento de la imagen latente, no mostrando diferencias entre ellos en la pérdida de señal en función del tiempo de espera antes de su lectura.

Se ha encontrado una relación lineal entre el logaritmo de los valores de kerma en aire y los valores del píxel para ambos lectores.

La MTF calculada a partir del método de la rendija es muy dependiente del método de procesado no así la cal-

culada utilizando el método del borde, por lo que es preferible utilizar este último método para el cálculo de la MTF en imágenes digitales.

De los dos lectores analizados se ha encontrado que el lector número 1 tiene menor ruido estructural que el número 2. En los espectros de ruido obtenidos para el lector número 2 se localizan picos en la dirección subscan que ocurren cada 7 veces el pitch de muestreo y son causados por defectos en la óptica del lector.

La existencia de estos defectos en la óptica de lectura, en el lector número 2, da lugar a una disminución cercana al 10% en la eficiencia de detección cuántica en determinadas frecuencias.

A la vista de los picos localizados en el espectro de ruido debido a la instrumentación de uno de los dos lectores analizados se concluye que es importante realizar un análisis del ruido del sistema para evaluar si puede haber defectos en la óptica de los lectores CR que puedan afectar a la calidad de imagen.

Agradecimientos

Los autores agradecen la colaboración de D. Eduardo Renedo Rodríguez, del Servicio de Informática del Hospital Universitario Ntra. Sra. De Candelaria, por la inestimable ayuda prestada en la elaboración de las rutinas de cálculo utilizadas en este trabajo y las discusiones científicas acerca del tema.

Referencias

1. Goldman LW, Yester M. V. Editors, "Specifications, Performance, Evaluations, and Quality Assurance of Radiographic and Fluoroscopic Systems in the Digital Era". American Association of Physicist in Medicine. Monograph nº 30. 2004
2. Nakano Y., Gido T., Honda, S., Maezawa, A., Wakamatsu, H., Yanagita, T. "Improved computed radiography image quality from a BaF₁:Eu photostimulable phosphor plate". Med Phys 2002;29:592-597.
3. International Electrotechnical Commission, "Medical electrical equipment. Characteristics of digital x-ray imaging devices. Part 1: Determination of the detective quantum efficiency". IEC 62220-1, Ginebra 2003.
4. Floyd Jr. CE, Chotas HG, Dobbins III JT, Ravin CE. "Quantitative radiographic imaging using a photostimulable phosphor system". Med Phys 1990;17:454-459.
5. Kengyelics SM, Davies AG, Cowen AR. "A comparison of the physical imaging properties of Fuji ST-V, ST-VA, and ST-VN computed radiography image plates". Med Phys 1998;25:2163-2169.
6. Neitzel U, Günther-Kohfahl S, Borasi G, Samei E. "Determination of the detective quantum efficiency of a digital x-ray detector: Comparison of three evaluations using a common image data set". Med Phys 2004;31: 2205-2211.
7. Bradford CD, Peppler W., Waidelich JM. "Use of a slit camera for MTF measurements". Med Phys 1999;26:2286-2294.
8. Dobbins III JT, Ergun DL, Rutz L, Hinshaw DA, Blume H, Clark DC. "DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices". Med Phys 1995;22:1581-1593.

9. Bradford CD, Pepler WW, Dobbins III JT. "Performance characteristics of a Kodak computed radiography system". *Med Phys* 1999;26:27-37.
10. Samei E, Flynn MJ, Reimann DA. "A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device". *Med Phys* 1998;25:102-113.
11. Hillen W, Schiebel U, Zaengel T. "Imaging performance of a digital storage phosphor system". *Med Phys* 1987;14:744-751.
12. Flynn MJ, Samei E. "Experimental comparison of noise and resolution for 2k and 4k phosphor radiographic systems". *Med Phys* 1999;26:1612-1623.
13. Flynn M, Samei E. "Experimental comparison of noise and resolution for 2K and 4k storage phosphor radiography systems". *Med Phys* 1999;26:1612-1623.
14. Fetterly KA, Hangiandreou N. "Image quality evaluation of a desktop computed radiography system". *Med Phys* 2000;27:2669-2679.
15. Samei E. "Image quality in two phosphor-based flat panel digital radiographic detectors". *Med Phys* 2003;30:1747-1757.
16. Samei E, Flynn M. "An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems". *Med Phys* 2003;30:608-622.
17. Institute of Physics and Engineering in Medicine, "Catalogue of diagnostic X-ray spectra and other data". IPEM Report n° 78, York, UK, 1997.
18. Boone JM, Chavez AE. "Comparison of x-ray cross section for diagnostic and therapeutic medical physics". *Med Phys* 1997;23:1997-2005.

Análisis sobre la inferencia estadística en la comprobación de la tasa de kerma de referencia en aire de lotes de semillas estériles de ^{125}I del suministrador Bebig

C. Rodríguez Rodríguez, A. López Fernández, P. Fernández-Letón, L. C. Martínez Gómez, R. Gilarranz Moreno, M. J. Manzanas Artigas

Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Doce de Octubre. Madrid.

Resumen

La tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) media en lotes de fuentes estériles e indistinguibles de semiperiodo corto se debe inferir a partir de una muestra. En este trabajo se estudia la distribución de la TKRA en los lotes de semillas estériles de ^{125}I suministrados por Bebig para el tratamiento braquiterápico del cáncer de próstata y se deduce un tamaño adecuado de la muestra de control para realizar la inferencia. Se han medido 200 semillas pertenecientes a 56 lotes distintos. Se ha encontrado que la distribución de TKRA puede ser descrita por una distribución rectangular convolucionada con una función gaussiana. La anchura de la distribución rectangular está relacionada con la anchura de las "clases de actividad" en las que Bebig clasifica sus semillas, y la función gaussiana toma en cuenta las incertidumbres en la medida de la TKRA. La distribución obtenida cumple con el criterio de tolerancia internacional aplicable a la TKRA de las semillas individuales (5%). Con muestras de 3 semillas es posible asegurar (95% de confianza) que el lote pertenece a la clase certificada si la diferencia entre la TKRA media de la muestra y el valor de referencia de la clase es inferior al 2,5%.

Palabras clave: TKRA. Inferencia Estadística. Braquiterapia de próstata. Control de calidad

Analysis on the statistical inference in the measurement of the reference air kerma rate of batches of ^{125}I sterile seeds manufactured by Bebig

Abstract

The average Reference Air Kerma Rate (RAKR) for batches of sterile, undistinguishable seeds with short half-life must be inferred from the measurement of a sample of seeds. In this work we study the RAKR distribution of sterile ^{125}I seeds provided by Bebig for brachytherapy treatment of prostate cancer, and we deduce an adequate size of the control sample. We have measured 200 seeds from 56 batches. We have found that the RAKR distribution can be described by a rectangular distribution convolved with a gaussian function. The width of the rectangular distribution is related to the width of the 'activity classes' in which Bebig classifies its seeds, and the gaussian function takes into account the uncertainties in the measurement of the RAKR. The measured distribution complies with the internationally accepted tolerance on the maximum deviation of the RAKR of an individual seed (5%). With samples of 3 seeds, we can assert (with a confidence level of 95%) that the batch belongs to the specified class if the difference between the sample average of the RAKR and the reference value for that class is less than 2.5 %.

Key words: RAKR. Statistical inference. Prostate brachytherapy. Quality control

Correspondencia: C. Rodríguez Rodríguez. Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Doce de Octubre. Avda. Andalucía s/n. 28041 Madrid.

E-mail: crodriguez.hdoc@salud.madrid.org

Fecha de recepción: 8-3-2005

Fecha de aceptación: 6-6-2005

Introducción y objetivos

Para asegurar la calidad de los procedimientos de braquiterapia, de acuerdo con las recomendaciones nacionales e internacionales^{1,2,3,4}, es necesario realizar una serie de con-

troles sobre las fuentes que se emplean, y entre ellos comprobar que la Tasa de Kerma de Referencia en Aire (TKRA) corresponde a la certificada por el suministrador. Idealmente, cada fuente preparada para ser implantada en un paciente debería ser medida, si bien limitaciones de tiempo, exposición de los trabajadores u otras hacen que esta situación ideal no se pueda llevar a la práctica. Según la publicación del TG56¹ en el caso de emplear lotes con un número elevado de fuentes indistinguibles de semiperiodo corto, la TKRA media del lote se puede inferir a partir de una muestra de al menos el 10% del lote. Se consideran tolerables una diferencia del 3% entre el valor certificado por el suministrador y el medido, y una desviación máxima del 5% en la TKRA de las semillas individuales respecto al valor medio del lote. Todas estas recomendaciones han sido trasladadas a nuestra legislación⁵. Sin embargo, si son fuentes estériles la recomendación del TG56 es que se compre y compruebe una fuente adicional, en cierta contradicción con la exigencia anterior del 10%. Butler y cols.⁶ han desarrollado procedimientos para verificar las fuentes en una configuración estéril con el fin de respetar el espíritu de la recomendación de considerar al menos el 10% de las semillas del lote.

El objetivo de este trabajo es realizar un análisis sobre la inferencia estadística del valor de la TKRA de un lote de fuentes, para lo que se realiza un estudio sobre cómo se distribuye la TKRA en el proceso de fabricación de las fuentes y se describen los controles de calidad a los que se someten los lotes, estableciendo un tamaño razonable de la muestra de control, cuando las medidas no se pueden realizar en condiciones de esterilidad.

Material y método

En el Servicio de Radioterapia del HU Doce de Octubre se realizan implantes de semillas de ¹²⁵I para el tratamiento del carcinoma de próstata desde noviembre de 2003. El suministrador es Bebig y las semillas corresponden al modelo IsoSeed I25.S06.

Las semillas se suministran por lotes dispuestas en el interior de una sutura reabsorbible (IsoCord). Los lotes utilizados hasta el momento han tenido un número de semillas comprendido entre 13 y 74, con un promedio de alrededor de 50 semillas. En cada paciente se han implantado entre 70 y 110 semillas, por lo que en general se han requerido un total de dos lotes de semillas por paciente al menos. Hasta la fecha se han empleado un total de 56 lotes.

De acuerdo con lo informado por el fabricante, cada semilla suministrada es medida individualmente en el laboratorio y asignada a una clase de actividad. El fabricante distingue entre veintiséis clases de actividad. Todas las semillas de un lote pertenecen a la misma clase de actividad.

La actividad de las semillas en el momento de realizar el implante es siempre la misma, pero no todos los lotes que se han empleado provienen de la misma clase de actividad. La clase suministrada depende del tiempo

transcurrido entre el momento en el que las semillas fueron clasificadas y la implantación.

Distribución de la TKRA

Los extremos de las clases de actividad están fijados de manera que cuando ha transcurrido una semana, por decaimiento radiactivo, las semillas que pertenecían a una clase pasan a pertenecer a la siguiente.

Denotando por A_M a la máxima actividad que puede tener una semilla para pertenecer a una clase dada, tras una semana A_M pasará a ser la máxima actividad en la clase de actividad inmediatamente inferior, que a su vez coincide con la mínima actividad en la primera clase, A_m . Por tanto:

$$A_m = A_M \cdot 2^{-7/T_{1/2}}$$

donde $T_{1/2}$ se tiene que expresar en días. La semianchura de la clase relativa al punto medio de la misma vendrá dada por $\Delta = (A_M - A_m)/(A_M + A_m)$. Considerando un periodo de semidesintegración de 59,46 días, se obtiene una semianchura del 4,1%.

Cuando se realiza un pedido de semillas de una determinada actividad, el fabricante lo proporciona junto con un certificado en el que figura el número de semillas presentes en el lote, el valor mínimo y máximo de TKRA, que corresponden a los extremos de la clase de actividad a la que pertenecen, y el valor de referencia del lote, que es el valor medio del rango de TKRA. Los valores mínimo, máximo y medio vienen dados para una fecha y hora de referencia. El fabricante también indica que "la inseguridad total de medición de una medición individual es menos que $\pm 3\%$ "⁷.

El fabricante no aporta en el certificado datos sobre la dispersión de los valores de la TKRA, ni sobre cómo están distribuidos. Sin embargo para poder inferir la TKRA de los lotes interesa conocer cómo se distribuye. Si la TKRA se distribuye uniformemente dentro de cada clase, al medir la TKRA de cada semilla se obtendrá que la diferencia relativa (T) de la TKRA con respecto a la TKRA de referencia de la clase a la que pertenece la semilla se distribuirá según una distribución rectangular convolucionada con una distribución gaussiana:

$$p(T) = C \cdot \int_{-\infty}^{\infty} (\Phi(t + \Delta) - \Phi(t - \Delta)) \cdot e^{-\frac{(T-t)^2}{2\sigma^2}} \cdot dt, \quad (1)$$

donde C es una constante de normalización, Φ es la función escalón centrada en cero, Δ es la semianchura de la distribución rectangular, σ es la desviación estándar de la distribución gaussiana y da cuenta de la combinación de la incertidumbre del fabricante en la clasificación de las semillas y de la incertidumbre en nuestra medida, ambas con $k = 1$, y p es la función de densidad de probabilidad, es decir, $p(T) dT$ es la probabilidad de que la diferencia relativa de la TKRA de una semilla se encuentre en el intervalo $(T, T + dT)$.

Controles de calidad

Antes de su implantación en el paciente varias semillas se someten a un control de calidad con objeto de inferir la TKRA del lote. Las semillas controladas se extraen de la sutura reabsorbible y se miden de forma individual. Como valor de referencia del lote, una vez verificado el control, se toma el valor medio de la clase con una incertidumbre que proviene de la desviación estándar de la distribución de medias muestrales para muestras del tamaño de los lotes solicitados, combinada con la incertidumbre del fabricante en la medida de la TKRA.

Para realizar el control se emplea un conjunto Electrómetro Detector (cámara de ionización de pozo) e Inserto (EDI) *Standard Imaging*. El electrómetro es del modelo MAX-4000, la cámara es una HDR 1000 Plus y el inserto el *single LDR seed holder 70016*. El coeficiente de calibración del conjunto EDI se obtuvo *in situ*, para lo que se emplearon también semillas del modelo IsoSeed I25.S06 proporcionadas por el mismo fabricante, con un certificado individual de calibración en unidades de TKRA trazable al patrón del *National Institute of Standards and Technology*. La incertidumbre de la TKRA de estas semillas era del 2,3 % con $k = 2$.

Como resultados de los sucesivos controles de calidad de los lotes suministrados se registran, expresados en porcentaje del valor de referencia del lote, tanto la desviación de la TKRA de cada semilla individual de la muestra de control, como la desviación media de la muestra y su desviación estándar. De esta forma es posible realizar un control estadístico sobre la distribución de la TKRA de las semillas individuales y emplear los estimadores muestrales para comprobar los valores certificados. El histograma de los resultados de las medidas individuales se ha ajustado al modelo propuesto en la ecuación (1). Como resultados del ajuste se obtienen los parámetros Δ y σ presentes en la ecuación (1) como aquellos que minimizan el valor de χ^2 del ajuste. La incertidumbre en la determinación de estos parámetros se ha estimado como el incremento de cada uno de ellos que hace variar el valor de χ^2 en una unidad.

Los controles de calidad tienen como objetivo descartar que el fabricante hubiera incurrido durante la preparación de los lotes en cualquiera de los dos errores siguientes. El primero sería que las semillas correspondieran a una clase de actividad distinta de la certificada. El segundo que el lote hubiera sido fabricado con mezcla de semillas de dos clases distintas.

El primer error se descarta si el valor medio de las desviaciones de TKRA medido frente a la TKRA de referencia de la muestra cae dentro del intervalo de variación esperado de la distribución de dichos valores medios de las muestras.

El número de semillas que se debe controlar se puede deducir del estudio de la distribución de muestreo de la

distribución presentada en la ecuación (1). Este estudio se ha realizado empleando métodos numéricos, para evitar el empleo de técnicas analíticas que requieren ciertas condiciones en la distribución de partida que no necesariamente se dan (la distribución no es normal). Se han obtenido valores aleatorios que siguen la distribución de la ecuación (1) y se han agrupado en muestras de tamaño 2 y 3. Para cada uno de los tamaños se han generado 40.000 muestras de las que se ha calculado su media. Estos resultados se han histogramado para determinar la distribución de medias muestrales y calcular el rango de variación de la media que acumula el 95% del área de la distribución.

Para descartar el segundo error se ha analizado el rango de variación esperable de la desviación estándar de la muestra de control. Para realizar el estudio de su distribución, de acuerdo con la práctica habitual en estadística, se ha empleado la variable χ^2 definida como:

$$\chi^2 = \frac{Ns^2}{\sigma^2}, \quad (2)$$

donde s^2 es la varianza muestral, N el número de elementos de la muestra y σ^2 la varianza de la población. Si la distribución de la población fuera normal la variable χ^2 se distribuiría según:

$$Y = Y_0 \chi^{N-3} e^{-\frac{1}{2}\chi^2}, \quad (3)$$

pero dado que suponemos que la distribución de la población no es normal, hemos introducido un modelo modificado de la distribución anterior:

$$Y = Y_0 \chi^{N-3} e^{-(A\chi^4 + B\chi^2)}, \quad (4)$$

donde Y_0 es una constante tal que $\int_0^\infty Y d\chi^2 = 1$, y A y B son dos constantes a determinar por mínimos cuadrados. Como datos para realizar el ajuste se ha muestreado numéricamente la distribución presentada en la ecuación (1).

Una vez conocida la distribución Y para un nivel de confianza del 95% se espera que el valor de la desviación estándar s de una muestra de N elementos sea tal que:

$$\sqrt{\chi_{0,025}^2/N}\sigma \leq s \leq \sqrt{\chi_{0,975}^2/N}\sigma, \quad \text{donde } \chi_{20,025}$$

y $\chi_{20,975}$ verifican

$$\int_0^{\chi_{0,025}^2} Y d\chi^2 = 0,025 \quad \text{y} \quad \int_0^{\chi_{0,975}^2} Y d\chi^2 = 0,975$$

respectivamente.

Inicialmente, para reducir el tiempo necesario para obtener datos con significación estadística, se medían todas las semillas sobrantes en cada implante, formando todas las muestras posibles de tamaño tres.

Hasta la fecha se han medido un total de 200 semillas.

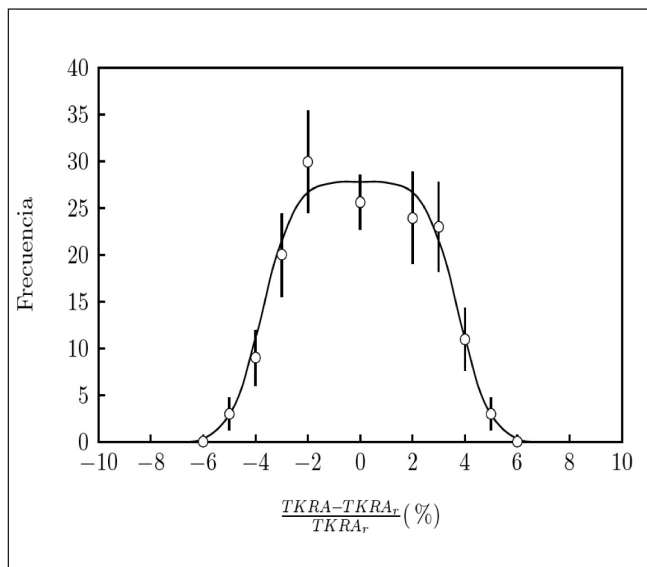


Fig. 1. Distribución de TKRA de semillas individuales. $TKRA_r$ denota el valor de referencia de la clase a la que pertenece la semilla.

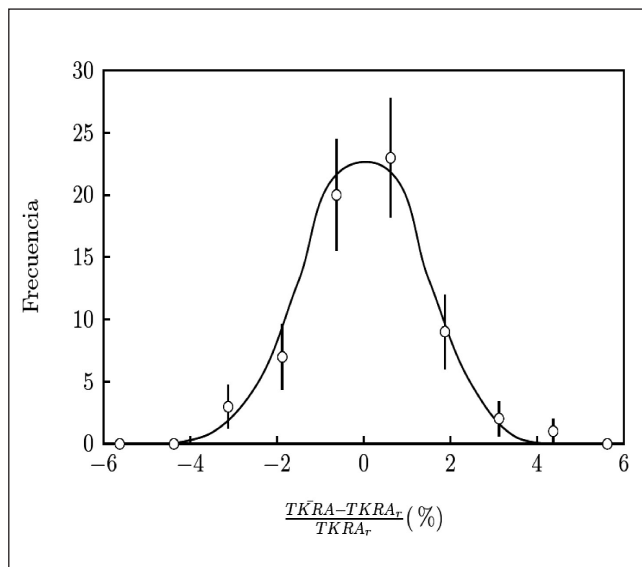


Fig. 2. Distribución de TKRA media para muestras de tres semillas. $TKRA$ denota la TKRA promedio de cada muestra de tres semillas pertenecientes a la misma clase y $TKRA_r$, el valor de referencia de dicha clase.

Resultados

Distribución de la TKRA

En la figura 1 está representado el histograma de las medidas de las semillas individuales y su ajuste a una distribución rectangular convolucionada con una distribución gaussiana. La incertidumbre en cada punto del histograma se ha tomado como la incertidumbre muestral, que se puede estimar teniendo en cuenta que cada punto de un histograma sigue una distribución de Poisson. Las barras de error corresponden a una desviación estándar. El valor de χ^2 normalizado por los grados de libertad (2) es de 0,97.

En la tabla 1 están recogidos la semianchura de la distribución rectangular y la desviación estándar de la distribución gaussiana.

Controles de calidad

En la figura 2 está representado el histograma de las medias de la TKRA medida para muestras de tres semillas. La línea continua se ha obtenido por muestreo numérico de la distribución de TKRA de las semillas individuales obtenida en el apartado anterior. Por integración numérica se tiene que el rango de variación de la media que acumula el 95% de la distribución $\pm 2,5\%$.

Tabla 1. Parámetros relevantes de la distribución medida de la TKRA de semillas individuales. Las incertidumbres en los parámetros son para un factor de cobertura $k = 2$

Parámetro	Valor (%)
Δ Semianchura de la distribución rectangular	$3,5 \pm 0,4$
σ Desviación estándar de la distribución rectangular	$1,0 \pm 0,4$

En la figura 3 se representa el resultado del análisis de la variable χ^2 para muestras de tres semillas. Por integración de la distribución Y se obtiene que el rango esperable de valores de s con un 95% de confianza es [0,41%, 4,1%].

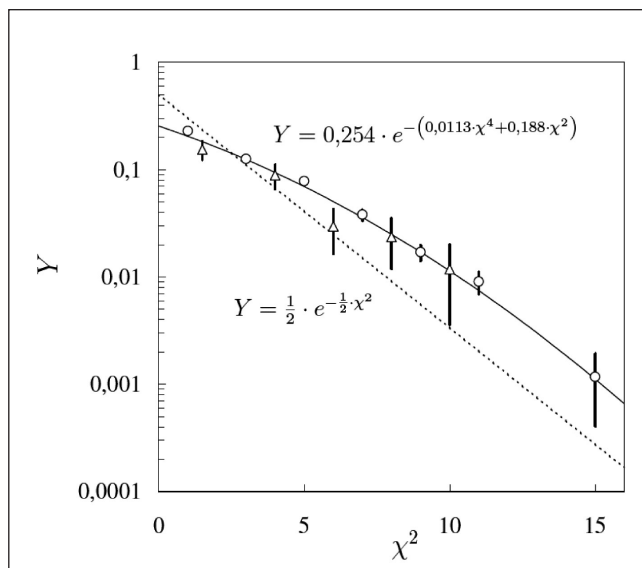


Fig. 3. Distribución $Y(\chi^2)$ para muestras de tres semillas. Los puntos marcados con triángulos son los resultados experimentales de muestras de tres semillas. Los puntos marcados con círculos se han obtenido por muestreo numérico de la distribución presentada en la ecuación (1). La línea continua es el ajuste por mínimos cuadrados de estos puntos a la función propuesta en la ecuación (4). La línea discontinua correspondería al caso en el que las semillas individuales provinieran de una distribución normal.

Discusión

Los resultados presentados en la figura 1 parecen indicar que nuestras suposiciones acerca de la distribución de la TKRA de las semillas individuales son válidas. El valor del χ^2 del ajuste de los datos al modelo propuesto en la ecuación (1) indica que nuestro modelo es perfectamente asumible desde un punto de vista estadístico.

Los parámetros recogidos en la tabla 1 se pueden comparar con estimaciones que parten de información independiente de la empleada para calcular estos parámetros. Ya hemos dicho que la semianchura de las clases de actividad es del 4,1% y ese es el valor esperado de la semianchura de la distribución. Se obtiene un valor de $3,5 \pm 0,4\%$. La diferencia puede tener su origen en que el fabricante emplee en el proceso de clasificación una semianchura menor en la que haya tenido en cuenta sus propias incertidumbres.

Una estimación de nuestras fuentes de incertidumbre en la diferencia relativa de la TKRA de cada semilla respecto al valor de referencia de la clase está recogida en la tabla 2. Estas incertidumbres no incluyen la de las semillas de calibración que consideramos compartida con el fabricante. Combinadas en cuadratura conducen a un valor de 0,6% ($k = 1$). Si suponemos que la inseguridad total del fabricante en la medida de la TKRA de una semilla individual (3%) corresponde a una incertidumbre expandida con factor de cobertura $k = 2$, por diferencia cuadrática de esta incertidumbre con $k = 1$ y de la incertidumbre en las semillas de calibración, 1,15% ($k = 1$), podemos estimar en un 0,96% ($k = 1$) la contribución a la incertidumbre del fabricante en la medida de la TKRA de cada semilla individual independiente de la incertidumbre debida a la calibración. Combinada en cuadratura con nuestro 0,6% conducen a un valor total de 1,1%, en buen acuerdo con lo obtenido del análisis de la distribución de las semillas, $1,0 \pm 0,4\%$.

También apoya nuestro modelo de la distribución de la TKRA de semillas individuales los resultados de la distribución de medias muestrales para muestras de tamaño 3 (figura 2).

El conocimiento de la distribución de la TKRA de las semillas individuales permite inferir la TKRA del lote, sin necesidad de muestrearlo exhaustivamente. Es decir, en cada control no se pretende determinar el valor de re-

ferencia del lote y la coincidencia con el valor certificado por el fabricante a partir de las medidas de las semillas que se tomen de muestra, sino que esta muestra debe servir para garantizar que las semillas pertenecen a la clase de actividad certificada. Una vez garantizado, se puede considerar que su valor determinado de referencia sea el valor medio de la clase con una incertidumbre asociada a la desviación estándar de la distribución de medias muestrales para muestras de tamaño igual al del número de semillas que forman el lote. Como el tamaño mínimo de estas muestras es al menos de 40, por aplicación del teorema del límite central, se puede considerar que esta distribución es aproximadamente normal y que su desviación estándar se puede calcular como:

$$\sigma = \frac{\Delta}{\sqrt{3N}}, \quad (5)$$

donde $\Delta/\sqrt{3}$ es la desviación estándar de una distribución rectangular de semianchura Δ^8 , en nuestro caso la distribución rectangular de la que provienen las semillas, y N es el número de semillas que forman el lote. Para una semianchura determinada del orden del 4% se obtiene que la incertidumbre en el valor de referencia está comprendida entre el 0,3% y el 0,4% para lotes de entre 40 y 70 semillas. A ésta hay que añadir la incertidumbre del fabricante en la determinación de la TKRA. Combinadas en cuadratura sigue siendo aproximadamente del 3% ($k = 2$) y, por tanto, se satisface la tolerancia de que la coincidencia entre el valor certificado y el determinado esté dentro del $\pm 3\%$.

Los diferentes protocolos nacionales e internacionales establecen un valor del 5% como tolerancia sobre la desviación máxima de la TKRA de las semillas individuales respecto al valor de referencia del lote. La distribución del fabricante permite asegurar que se cumple esta tolerancia dado que ninguna semilla tiene una desviación de la TKRA superior al $\pm 4,1\%$.

Según este análisis la imposición del RD de que se muestree al menos un 10% de las semillas que forman el lote deja de tener sentido. En la figura 2 se puede ver que con una muestra de tres semillas tomadas de cada lote suministrado es suficiente para establecer, con un nivel de significación dado, a qué clase de actividad pertenece el lote de semillas del que se ha tomado la muestra. Dado que la distancia entre los valores medios de dos clases de actividad consecutivas es mayor que el rango de variación de la media de muestras de tres semillas que acumula el 95% del área de la distribución de medias muestrales, entonces podemos asegurar con un 95% de confianza que las semillas pertenecen a la clase de actividad que indique su media. La figura muestra que la distribución es aproximadamente normal, aunque no se dan los supuestos estadísticos como para garantizar que lo sea. Por ello hemos empleado una aproximación numérica de la que hemos obtenido el rango de variación de la media. Siendo con-

Tabla 2. Fuentes de incertidumbre en la diferencia relativa de la TKRA de cada semilla con respecto al valor de referencia de la clase

Fuente de incertidumbre	Valor (%)
Fuente de incertidumbre	Valor (%)
Corrección por presión y temperatura	0,1
Corrección por fugas	0,1
Repetibilidad a corto plazo	0,3
Estabilidad a largo plazo del electrómetro	0,5

servadores, y dando por buena la aproximación normal en lugar de un obtener un rango de $\pm 2,5\%$ tendríamos un rango $\pm 2,6\%$. Bajo esta aproximación, dado el ancho de las clases de actividad, el grado de significación en el aseguramiento de la clasificación es superior al 99%. Si en lugar de muestras de tres semillas se consideran muestras de dos, la aproximación normal conduciría a un rango de variación de $\pm 3,2\%$ con una significación prácticamente del 99% en el aseguramiento de la clase. Nosotros empleamos en nuestros controles muestras de tres semillas, pero vemos que el empleo de dos semillas ya produciría excelentes resultados.

Respecto al rechazo de lotes que hayan sido fabricados con mezcla de semillas procedentes de distintas clases de actividad, bastaría con realizarlo con una significación suficiente en el caso de que la desviación estándar de la muestra de control sea superior al 4%. En nuestra experiencia hasta el momento no se ha dado nunca esta circunstancia, y desde nuestro punto de vista la producción de este tipo de error por parte del fabricante es bastante improbable, pero el estudio realizado permite establecer este criterio. Es interesante notar, que si en lugar de haber estudiado la distribución de fabricación hubiéramos supuesto que era normal, habríamos obtenido como criterio de rechazo el 3,6%, y nos hubiéramos visto forzados a rechazar de manera equivocada al menos cuatro lotes de los cincuenta y seis.

Aunque este trabajo se refiere únicamente al control de calidad de grupos de fuentes no distinguibles, la idea que plantea es aplicable a cualquier control de calidad. Los controles bien establecidos parten del conocimiento de la distribución que caracteriza el proceso que queremos controlar. Las tolerancias del proceso deben ser coherentes con esta distribución. Los controles sólo la muestrean para comprobar que los resultados se mantienen dentro de lo esperable. En general la determinación de esta distribución puede ser complicada, pero en principio se debe poder obtener mediante el control estadístico de las sucesivas medidas.

Conclusiones

En este trabajo se ha realizado un análisis sobre la inferencia estadística en la comprobación de la TKRA de lotes de fuentes estériles. El conocimiento de la distribución de la TKRA de las fuentes suministradas nos ha permitido establecer un tamaño razonable de la muestra de semillas de cada lote que se debe controlar para garantizar que los valores certificados por el fabricante son correctos y asegurar que se cumplen los criterios calidad exigidos para este tipo de fuentes.

Referencias

1. Nath R, Anderson LL, Meli JA, Olch AJ, Stitt JA, Williamson JF. Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. *Med Phys* 1997;24(10):1557-1598.
2. Yu Y, Anderson LL, Li Z, Mellenberg DE, Nath R, Schell M C, Waterman FM, Wu A, Blasko JC. Permanent prostate seed implant brachytherapy: Report of the American Association of Physicists in Medicine Task Group No. 64. *Med Phys* 1999;26(10):2054-2076.
3. Bidmead M, Briot E, Burger J, Ferreira I, Grusell E, Kirisits C, et al. A Practical Guide to Quality Control of Brachytherapy Equipment. European Guidelines for Quality Assurance in Radiotherapy. ESTRO Booklet No. 8. 2004.
4. Pérez-Calatayud J, Arrans R, de Frutos J, Guisasola 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. *Revista de Física Médica* 2000;0:1-49.
5. Real Decreto 1566/1988 de 17 de julio por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE num. 206, 28 de agosto de 1998.
6. Butler WM, Dorsey AT, Nelson KR, Merrick GS. Quality assurance calibration of ^{125}I rapid strand in a sterile environment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;41:217-222.
7. IsoSeed I-125 I25.S06 for Interstitial Brachytherapy. Manual de instrucciones. Bebig.
8. Granados CE, Andreo P, Brosed A, Lizuain MC, Sáez C, Gultresa J. Incertidumbres y tolerancias de la dosimetría en radioterapia. SEFM. Oviedo (1997).

Procedimientos recomendados para la dosimetría de rayos X de energías entre 20 y 150 keV en Radiodiagnóstico

Grupo de trabajo de la SEFM: P. Ruiz Manzano¹, J. Molero i Savall², M. Ginjaume Egido³, M. Alonso Díaz⁴, E. Corredoira Silva⁵, M. F. Rodríguez Castillo⁶, J. C. Ruiz Rodríguez⁷

¹Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza. ²Institut Català d'Oncologia. Hospital Germans Trias i Pujol de Badalona.

³Instituto de Técnicas Energéticas. Universitat Politècnica de Catalunya.

⁴Hospital Universitario Marqués de Valdecilla de Santander.

⁵Hospital Universitario La Paz de Madrid.

⁶Hospital Universitario Virgen de Valme de Sevilla.

⁷Hospital Provincial de Castellón.

Recommended procedures concerning to X-ray dosimetry between 20 and 150 keV in Radiodiagnosis

Las aplicaciones médicas de las radiaciones ionizantes representan la fuente más importante de exposición del hombre a la radiación de origen artificial. Entre éstas, las exploraciones médicas con rayos X para diagnóstico constituyen, con mucho, la mayor contribución a la dosis media de origen artificial recibida por la población en los países desarrollados. Esta contribución es alrededor de 1.000 veces superior a la causada por las descargas ambientales de la industria nuclear.

Las técnicas y equipos modernos permiten pensar que es posible reducir sustancialmente estas exposiciones sin comprometer la asistencia al paciente. Estudios realizados sobre la dosis impartida al paciente durante los exámenes radiográficos revelan un amplio margen de variación, en factores de hasta 100, de un centro sanitario a otro, incluso dentro de un mismo país. Respecto a las dosis recibidas por los pacientes, la normativa vigente enfatiza que éstas deben ser tan bajas como razonablemente sea posible de acuerdo con el propósito diagnóstico requerido y, en todo caso, de conformidad con las prácticas radiodiagnósticas de aceptación general. De igual modo, los profesionales involucrados en estas exposiciones médicas deben estar familiarizados con las dosis típicas de los distintos exámenes y los métodos de reducción de dosis. Actualmente, existe entre los profesionales del Radiodiagnóstico la concienciación acerca de la necesidad de establecer una estrategia de reducción de dosis.

La garantía de la calidad del servicio ofrecido al paciente y a los facultativos solicitantes de la prueba diagnóstica requiere la optimización de la dosis impartida en los exámenes radiográficos. Un parámetro esencial para juzgar la calidad de un servicio de Radiodiagnóstico es la dosis impartida al paciente. Sin un control periódico de la dosis impartida al paciente careceríamos de datos fidedignos que permitieran tomar decisiones encaminadas a la mejora de las técnicas. Es responsabilidad de los titulares de los departamentos radiológicos ofrecer las mejores prácticas y el primer paso para juzgar su acierto es determinar la dosis impartida al paciente, criterio primordial para comparar, analizar y actuar. Es misión del especialista en Radiofísica Hospitalaria la elaboración de recomendaciones y procedimientos para obtener esta información.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica, en sus recomendaciones de 1990, establece que para las exposiciones médicas debería considerarse el uso de restricciones de dosis, o niveles de investigación, seleccionados por la autoridad profesional o refuladora apropiada, para su aplicación a los procedimientos diagnósticos comunes. Estas restricciones se deberían aplicar con cierta flexibilidad, con el fin de permitir dosis más elevadas cuando así lo indique una fundada valoración clínica. La aplicación práctica de esta recomendación requiere el establecimiento de unos niveles de referencia de dosis impartidas a pacientes en el ámbito nacional e internacional tal como ha formulado también la Comisión Internacional de Protección Radiológica en su publicación número 73 de 1996. Contra estos estándares deberán refrendarse los valores de dosis obtenidos en cada centro de Radiodiagnóstico particular.

Correspondencia: P. Ruiz Manzano. Hospital Clínico Lozano Blesa. San Juan Bosco 15. 50009 Zaragoza.

Fecha de recepción: 10-5-2005

Fecha de aceptación: 20-5-2005

La legislación Española actual indica que la verificación de las dosis impartidas a los pacientes en Radiodiagnóstico se realizará con una periodicidad mínima anual y se llevará a cabo por los Especialistas en Radiofísica Hospitalaria. Estos Especialistas también realizarán la estimación de dosis en órganos del paciente cuando sea preciso.

Es decir, por un lado, los Especialistas en Radiofísica Hospitalaria deberán evaluar los indicadores de dosis en pacientes en las prácticas más frecuentes. Esta evaluación se realizará estimando las dosis impartidas para muestras de pacientes en las diferentes exploraciones. En este caso, no se trata de estimar la dosis recibida por un paciente individual sino de comparar los indicadores de dosis con los valores de referencia. De este modo, podremos detectar anomalías en el funcionamiento o utilización de los equipos de Radiodiagnóstico y plantear su corrección.

Y por el otro, los Especialistas en Radiofísica Hospitalaria realizarán la estimación de las dosis recibidas en órganos de pacientes individuales. Los valores de dichas dosis pasarían a formar parte de la Historia Clínica del paciente y podrían ser tenidas en cuenta por el médico para juzgar la relación riesgo-beneficio antes de someter al paciente a nuevos exámenes radiológicos.

Normalmente, para la verificación de las dosis impartidas a los pacientes en Radiodiagnóstico y para la estimación de las dosis en órganos del paciente se necesita evaluar la dosis incidente en la superficie de entrada del paciente, que definimos como la dosis absorbida en aire en la intersección del eje de haz de rayos X con la superficie del paciente y en ausencia del mismo, es decir excluyendo la retrodispersión producida por el paciente. Este dato es el que se utiliza como parámetro de entrada en distintos programas de Monte Carlo para la evaluación de las dosis en distintos órganos o de la dosis efectiva.

El mayor problema de la dosimetría a pacientes en Radiodiagnóstico consiste en la toma de datos y en que éstos sean suficientes para la evaluación de las dosis recibidas en distintos órganos y de la dosis efectiva como mejor índice global para evaluar el riesgo radiológico. El número de datos que deben tomarse para cada paciente depende de la exactitud con la que se requieran los resultados. En algunos casos, es suficiente, con tomar valores por defecto para ciertos parámetros, tales como peso, grosor del paciente, rendimiento del tubo de rayos X etc... La exactitud requerida depende en general del tipo de exploración y de las circunstancias particulares de cada paciente. Sin embargo es recomendable que, en cualquier caso, se pueda estimar la incertidumbre asociada a la estimación de la dosis, y ésta debe estar en concordancia con los requisitos de la exploración correspondiente.

Para facilitar la labor de los Radiofísicos en el ámbito del Radiodiagnóstico e impulsar una armonización entre los procedimientos utilizados en este ámbito, en octubre de 2002 se creó un grupo de trabajo dependiente de la Sociedad Española de Física Médica con el objetivo de

revisar la información disponible relacionada con los procedimientos de dosimetría a pacientes en Radiodiagnóstico para energías entre 20 y 150 keV y elaborar un documento con una relación de procedimientos de cálculo de dosis recomendados para los distintos tipos de exploraciones radiológicas.

La primera reunión tuvo lugar en el Hospital La Paz de Madrid. Allí se fijaron los contenidos preliminares del documento y se propusieron autores para los distintos temas seleccionados. Tras una segunda reunión durante el Congreso de la SEFM de Vigo en junio de 2003, en octubre de 2003 y con la baja de tres de los miembros iniciales asumió la coordinación del grupo D. Pedro Ruiz Manzano reestructurando el esquema inicial y adaptándolo a la nueva situación. A partir de ese momento el grupo empieza a comunicarse a través de correo electrónico y/o telefónicamente. En diciembre de 2004 ya se dispone del primer borrador del libro que se expuso en la página web de la SEFM para recibir comentarios hasta finales de marzo de 2005.

El material que se presenta en el libro es una recopilación de la documentación relativa a la dosimetría en Radiodiagnóstico e incluye normativa vigente en este ámbito (tanto europea como española) así como referencias sobre algunas aplicaciones informáticas que pueden resultar de ayuda a la hora de realizar las diferentes estimaciones de dosis a pacientes.

El libro consta de los siguientes capítulos:

1. Conceptos generales.
2. Magnitudes y unidades dosimétricas.
3. Procedimientos de calibración.
4. Dosimetría en Radiología Convencional. Exploraciones Simples.
5. Dosimetría en Radiología Dental.
6. Dosimetría en exploraciones complejas.
7. Dosimetría en mamografía.
8. Dosimetría en Tomografía Computarizada (TC).
9. Dosimetría en Radiología Intervencionista.

Los tres primeros capítulos describen aspectos generales de la dosimetría y a partir del capítulo 4 se detallan los procedimientos recomendados en los principales tipos de exploraciones radiográficas. Estos seis últimos capítulos se han estructurado de manera análoga y contienen una introducción, un resumen histórico, descripción de la situación actual y uno o varios apartados con los procedimientos recomendados para la dosimetría en pacientes.

Esperamos que el libro sea de utilidad para los miembros de la SEFM y que pase a formar parte de esos libros básicos utilizados en la formación de los radiofísicos españoles.

Los miembros del grupo queremos mostrar nuestro agradecimiento al primer coordinador del grupo, D. Francisco Roig Petit, por su gestión en los inicios del proyecto y en particular al actual coordinador del mismo D. Pedro Ruiz Manzano que con su dedicación, ánimo y gran esfuerzo ha conseguido que el documento sea una realidad.

Protocolo de control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes

J. M. Delgado¹, F. García-Vicente², E. Millán³

¹Instituto Madrileño de Oncología. Madrid

²Hospital Universitario de La Princesa. Madrid.

³Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

Quality assurance recommendations and procedures for radiotherapy treatment planning systems: Task Group of the Spanish Society of Medical Physics

Introducción

Ya en el año 2001 la Sociedad Española de Física Médica se planteó, a propuesta de algunos de sus miembros, la conveniencia de realizar una puesta en común de los conocimientos y las actuaciones que debía de llevar a cabo un Radiofísico Hospitalario ante la utilización de un sistema de planificación (SP), y decidió formar el Grupo de Trabajo de Planificadores.

Ha sido necesario todo este tiempo de trabajo de análisis y síntesis, no sólo de los componentes del grupo sino de muchos compañeros que han colaborado con nosotros, para concluir un documento de recomendaciones.

Para la realización de este trabajo se han tenido en cuenta los documentos internacionales que nos han precedido o se han ido forjando de forma simultánea al nuestro, y se han tratado de adaptar a lo que entendemos que es nuestra realidad nacional.

Justificación

El desarrollo de los métodos de cálculo de la dosis absorbida fuera de las condiciones de referencia, y por tanto de la planificación de tratamientos radioterápicos, ha sido espectacular en los últimos años, paralelo al avance de la tecnología informática y técnicas de imagen médica. Precisamente estas nuevas tecnologías

de irradiación, obtención y manipulación de imágenes y de cálculo, proporcionan al usuario nuevas posibilidades pero, a su vez, complican la metodología que se venía utilizando y obligan a un mayor esfuerzo en su verificación.

Por otro lado el sistema de planificación ha pasado a ser el elemento integrador y organizador de todas las funciones ligadas al proceso terapéutico. La tecnología informática, y en especial, los sistemas de interconexión de unidades y transferencia de información, han hecho crecer al sistema fuera del cálculo propiamente dicho. Esto hace que deba mantenerse una vigilancia permanente de la operatividad del sistema que minimice los posibles errores que puedan perjudicar el resultado terapéutico.

Y, por fin, el reconocimiento por parte de diferentes organizaciones científicas de carácter nacional o internacional, de la necesidad de realización de Planes de Garantía de Calidad que incluyan todas las fases del proceso radioterápico, así como la aparición de una normativa al respecto, han potenciado también la preparación de documentos como el que presentamos.

Objetivos

Al preparar este documento, se ha pretendido normalizar un conjunto de procesos de forma que puedan compararse los procedimientos que los definen, para lo cual se ha acudido a las referencias internacionales que han parecido más ilustrativas en cada caso o que se adaptan mejor a nuestra manera de trabajar o de realizar el proceso radioterápico.

Correspondencia: José Miguel Delgado Rodríguez. Instituto Madrileño de Oncología. C/ Emilio Vargas 16. 28043 Madrid.

Fecha de recepción: 10-5-2005

Fecha de aceptación: 20-5-2005

No se trata de establecer ningún criterio estricto, ni negar la alternativa a otras formas de valorar la calidad de las metodologías con las que se evalúa la calidad de un sistema de planificación, sino de incentivar la búsqueda de nuevos métodos, más eficaces, estimulando con ello el desarrollo de la actividad científica del área en cuestión, sobre todo si tenemos en cuenta que el Planificador es un sistema en permanente evolución.

Algunos documentos internacionales han optado por una verificación exclusiva de la operatividad del SP de forma que las verificaciones dosimétricas se realizan con unidades de tratamiento tipo. Sin embargo, basándonos en el hecho de que la valoración de un sistema de planificación no tiene un interés para el paciente si no va acompañada de todo un conjunto de actuaciones que realiza el radiofísico, tanto en los criterios que adopta en el modelado de los parámetros, como en todos los procedimientos metrológicos que utiliza, nuestra propuesta es que los procedimientos sean realizados con la caracterización de las unidades que ha realizado el radiofísico responsable de las mismas.

Y, por fin, se ha pretendido abarcar los aspectos relativos al comportamiento de los SP en todas sus aplicaciones habituales en el diseño de tratamientos de Radioterapia: Teleterapia - fotones y electrones - y Braquiterapia.

En resumen, la intención ha sido servir de ayuda para el establecimiento en cada centro de un Plan de Garantía de Calidad a todos los planificadores de que disponga, uniformizar, en lo posible, los procedimientos para que la comunicación entre los responsables sea más fácil y, por último, tener un documento de referencia, tanto para la adquisición y aceptación de los equipos como para la verificación posterior de la constancia de su respuesta.

Bien entendido que las propuestas incluidas en las distintas pruebas, tanto en lo que se refiere a los procedimientos como a las tolerancias, deben entenderse como referencias que ayuden a lograr los objetivos puestos como niveles posibles de funcionamiento y no un sistema de mínimos tal que al incumplirlo se produzca un detrimento en la atención al paciente.

Estructura básica

Con el fin de adecuar las pruebas al proceso secuencial más probable con el que va a realizarse la puesta a punto del planificador, las hemos agrupado en diferentes capítulos lo más independientes posible: Sistema informático, Diseño y modelado de unidades de tratamiento y haces de radiación, Adquisición de datos anatómicos, Cálculo de haces en Teleterapia, Planificación en Braquiterapia y Presentación y transferencia de resultados.

Aunque algunas pruebas tienen un carácter meramente funcional, en general el usuario deberá completar tanto la entrada de datos al planificador como el modelado de

los haces de radiación, para poder realizar las diferentes pruebas que le permitan comprobar que el sistema trabaja correctamente.

En el caso particular de Braquiterapia, los aspectos generales a comprobar son comunes a los de los SP utilizados en Teleterapia. En el capítulo específico se ha pretendido incidir en la verificación tanto de los datos de definición de las fuentes como de la respuesta de los algoritmos de cálculo o del funcionamiento global.

En lo que se refiere al contenido de los capítulos, se ha procurado mantener la estructura de pruebas individuales hasta donde ha sido posible. Esto es debido a que por la propia forma de organización del software de los fabricantes no siempre es posible realizar todos los procesos de forma secuencial.

A su vez, cada prueba se compone de los siguientes apartados:

Título. Identifica la prueba. Va precedido de unas iniciales que identifican el capítulo y un número de orden.

Objetivo. Define las características que se pretenden evaluar con la prueba.

Teoría de la prueba. Presenta una explicación técnica breve de las causas que motivan la prueba e introduce, en algunos casos, conceptos que serán utilizados posteriormente.

Tipo de prueba. Las pruebas en general se han clasificado de Aceptación, Referencia y Constancia, dependiendo de si son apropiadas para el momento de recepción del sistema o para la determinación de unos valores de referencia y posterior verificación de constancia. Una prueba puede pertenecer a los tres tipos a la vez.

Material. Descripción somera del material que será suficiente para ejecutar el procedimiento.

Procedimiento. Explica de forma secuencial las acciones a realizar para obtener los datos necesarios, que permitan cuantificar el comportamiento del sistema.

Análisis de resultados. Valoración de los datos obtenidos en al ejecutar el procedimiento.

Tolerancia. Valores recomendados de variación de los resultados, que permitirán al radiofísico establecer niveles de acción en su Programa de Garantía de Calidad o le orientarán en el momento de la aceptación de un sistema. La tolerancia es un valor de referencia, depende de cada sistema y, en muchos casos, de las posibilidades metrológicas disponibles y de los procedimientos de medida empleados. Hay que tener en cuenta que las tolerancias que se indican en cada caso, presuponen unos datos de partida (medidos) correctos y fiables.

Periodicidad. Recomendación sobre el tiempo que debe transcurrir para la repetición de una prueba, porque pueda afectar a la variación de los resultados.

Observaciones. Detalles o advertencias significativas para la realización de la prueba, el análisis de resultados o metodologías alternativas.

Descripción de los capítulos

Sistema Informático

El radiofísico al recibir un sistema de planificación con lo primero que se encuentra es con un conjunto de software y hardware de base con el que luego trabajarán las aplicaciones. Es necesario que todo el conjunto se conozca hasta donde sea preciso y pueda evaluarse su operatividad.

Diseño y modelado de unidades de tratamiento y haces de radiación

La caracterización de las unidades de tratamiento en general incluye dos tareas diferentes.

Por un lado definir las características geométricas de la unidad, para que sean interpretadas por el sistema de planificación en cualquier situación: sistemas de coordenadas, direcciones de movimiento, giros y desplazamientos de todos los elementos que nos permitirán situar un haz en el espacio con relación al paciente. Y por otro, suministrar al sistema los datos radiológicos de emisión, como base de partida para poder modelar cualquier haz que vaya a utilizarse con un fin clínico. Hay que tener en cuenta que el modelado es un proceso muy dependiente del sistema de planificación, de los algoritmos que utiliza y de las herramientas de que dispone para tratar los datos.

Todas estas cuestiones se han tenido en cuenta para la preparación de este capítulo, y también se han incluido todos los aspectos ligados al diseño de haces como primera función a la que se enfrenta el radiofísico ante un problema de dosimetría clínica.

Adquisición de datos anatómicos

El tratamiento de imágenes es fundamental, tanto para el diseño adecuado del plan de irradiación como para su valoración. Las características no sólo de la imagen, sino físicas del medio con el que van a interactuar los haces permiten la aplicación correcta de los algoritmos de determinación de la dosis absorbida. Por ello un sistema de planificación incluye un conjunto de herramientas que permiten segmentar estructuras, determinar volúmenes de interés y presentar la imagen en una variedad de formatos tanto en 2D como en 3D. También se incluye la fusión de diferentes tipos de imágenes.

En este capítulo se han tratado de unificar todos aquellos aspectos que definen la anatomía del paciente y cuyos datos de base provienen de estudios por imagen (TC, RM, SPECT, PET, etc), así como las diferentes formas de reconstrucción y presentación.

También se ha incluido un aspecto sumamente importante, como es el de la vigilancia de la base de datos donde se estructura toda la información relativa al paciente y su relación con los estudios por imagen y resultados de las planificaciones.

Cálculo de haces en Teleterapia

Una vez que un plan de irradiación ha sido definido, el sistema aplica los algoritmos de determinación de la dosis absorbida en función tanto de las características de la unidad, como del modelo que determina la dosis absorbida en cualquier punto del espacio y de las características anatómicas que se le han presentado en cada caso en concreto.

Es imposible analizar cada situación en particular y compararla con datos metrologicos. Sin embargo, es posible evaluar el comportamiento del sistema de planificación en un conjunto de situaciones de referencia, que nos permitan asegurar que en otras similares se comportará correctamente con niveles de incertidumbre del mismo orden de magnitud.

Por tanto, se incluyen en este capítulo situaciones que van desde las más simples a las más complejas que puedan presentarse, junto con pruebas dirigidas a analizar el comportamiento de los algoritmos cuando se modifican condiciones de referencia, como es el caso de las heterogeneidades, la introducción de moduladores a los haces o la variación relativa de unos haces con otros en el plan de irradiación general.

Planificación en Braquiterapia

La terapia con fuentes encapsuladas en contacto directo con la anatomía del paciente tiene unas peculiaridades que la diferencian esencialmente de la Teleterapia, pero en cambio, participa de muchos de los aspectos generales. Tal es así, que existe una especie de controversia para que existan planificadores dedicados exclusivamente a esta modalidad de tratamiento.

La Braquiterapia es, en general, un tratamiento complementario a la Teleterapia y como tal es de gran ayuda que, al menos desde el punto de vista físico, se conozca la dosis total administrada al paciente, aunque las consecuencias de las diferencias de fraccionamiento tan dispares no estén asumidas por la generalidad de los facultativos médicos al aplicar los modelos radiobiológicos tradicionales.

Se incluyen en este capítulo todos los aspectos que están involucrados en el tratamiento. Desde la definición de las fuentes, los métodos de localización y los procedimientos de modelado para la determinación de la dosis absorbida, basado hoy en día en su generalidad en la publicación del Grupo de trabajo de la AAPM nº 43 (Task Group 43), pero teniendo en cuenta otras formas de determinar la dosis absorbida.

Presentación y Transferencia de Resultados

La dosimetría de un plan de irradiación termina con la presentación de los datos que han intervenido en la definición del plan y de los resultados a que ha dado lugar la distribución de dosis.

Este conjunto de datos permitirá ejecutar el plan de irradiación en las unidades de tratamiento, verificar la concordancia entre lo planificado y lo ejecutado y servirá de archivo para ser consultado en cualquier momento posterior, cuando el paciente requiera una nueva irradiación o para la realización de informes dosimétricos o clínicos.

Estos datos pueden ser imágenes, dibujos y datos alfanuméricos. Todos ellos pueden ser transferidos por red a las unidades de tratamiento para la realización de la correspondiente prescripción o pueden incorporarse a programas auxiliares de tratamiento de datos e imágenes para verificación y seguimiento del plan de irradiación.

Merece especial atención el tratamiento de la imagen portal que genera el sistema de planificación de cada haz y que se comparará visualmente o de forma automática con las obtenidas en la unidad de tratamiento.

Anexos y Bibliografía

El documento dispone de un conjunto de anexos que explican, complementan, amplían o resumen algunos aspectos del mismo.

Al finalizar cada capítulo se presenta una bibliografía, donde se incluyen las referencias principales que se han tenido en cuenta en el desarrollo de las pruebas. En el presente trabajo se referencian aquellas publicaciones más significativas, relacionadas con el documento presentado.

Conclusión

Se presenta el documento del Protocolo de control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes de la SEFM.

Los capítulos y pruebas del documento se han tratado de organizar de forma secuencial y pensando que el radiofísico cuando lleve adelante su plan de Garantía de Calidad pueda optimizar el tiempo.

En cualquier caso no pretende ser rígido en casi ningún aspecto, sino que trata de ayudar al radiofísico a que organice su trabajo de la forma que estime más conveniente.

Referencias

– AAPM. 1987. Specification of brachytherapy source strength. Report n° 21.

- AAPM Report # 55, 1995, "Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification from the TG 23 of Radiation Therapy Committee", Published by the American Institute of physics, New - York.
- Fraass B, Doppke K, Hunt M, y cols, AAPM 1998. "Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning" from the AAPM Radiation therapy committee TG 53. Med Phys 1998; 25:1773-1829
- Rivard, M.J., Coursey B. M., DeWerd L.A., Hanson W.F., Saiful Huq M., Ibbot G.S. AAPM, 2004., Update of AAPM Task Group 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys 2004;31:633-674.
- British Committee on Radiat. Units and Measurement. Specification of Brachytherapy Sources. Brit J Radiol. 57. 941-1984.
- Clinical electron beam dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy. Task Group 25. Med Phys 1991;18(1).
- Comité français mesure des rayonnements ionisants. 1983. Recommendations pour la détermination des doses absorbées en Curiothérapie. CFMRI n° 1.
- Elfrink RJM, Kolkman-Deurloo I-KK, van Kleffens HJ, Rijnders A, Schaecken B, Aalbers THL, et al. Quality Control in Brachytherapy. Netherlands Commission on radiation dosimetry. Task Group QA in BT. 2000.
- Venselaar J, Pérez-Calatayud J, ESTRO, 2004: A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. ESTRO booklet No8
- Mijnheer B, Olszewska A, y cols. ESTRO, 2004: Quality assurance of treatment planning systems - Practical examples for non-IMRT Photon beams. ESTRO booklet No7.
- Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, Van Dyke J. AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 53 1998. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Med Phys 1998;25:1773-1829.
- International Atomic Energy Agency (IAEA), 2004. "Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". Technical Reports series n° 430
- International Commission on Radiological Units and measurements (ICRU) 1984. Radiation dosimetry: Electron Beams with energies between 1 and 50 MeV. ICRU report 35, Bethesda, Maryland, U.S.A.
- Institute of Physics and Engineering in medicine and Biology (IPEMB), 1996. "A guide to commissioning and Quality control of treatment planning systems". IPEM Report 68, (J.E. Shaw editor) IPEM, York, United Kingdom
- Netherlands Commission on Radiation Dosimetry (NCS). Quality assurance of treatment planning systems. NCS 2000
- Pérez Calatayud J, Arrans Lara R, De Frutos Baraja JM, Gusasola A, Macias Jaén J, Valverde Morán J. Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM. Revista de Física Médica 2000; 1(0):1-49.
- RD 1566,1998. Por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia Anexo II Tabla II.F.
- Swiss Society for radiotherapy and medical Physics (SGSMP/SSRPM/SSRFM), 1999. "Quality control of treatment planning systems for teletherapy", Recommendations No 7
- Yan Yu, Anderson LL, Zoufeng L, Mellemborg DE, Nath R, Schell MC, Waterman et al. Permanent prostate seed implant brachytherapy: Report of the American Association of Physicists in Medicine Task Group 64. Med Phys 1999;26(10):2054-2076.

XV Congreso Nacional de Física Médica



Pamplona 2005, 28 junio / 1 julio

COMITÉ ORGANIZADOR

Anastasio Rubio Arróniz <i>Hospital de Navarra. Pamplona</i>	<i>Presidente</i>
Emilio José Díaz Calavia <i>Universidad de Navarra. Pamplona</i>	<i>Vicepresidente</i>
Pedro M^a Soto Prados <i>Hospital de Navarra. Pamplona</i>	<i>Tesorero</i>
Juan Diego Azcona Armendariz <i>Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona</i>	<i>Secretario</i>

Josep M^a Martí Climent <i>Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona</i>	<i>Vocal</i>	M^a Angeles García Fidalgo <i>Hospital Txagurritxu. Vitoria</i>	<i>Vocal</i>
Santiago Pellejero Pellejero <i>Hospital de Navarra. Pamplona</i>	<i>Vocal</i>	José Gómez Amez <i>Hospital de la Rioja. Logroño</i>	<i>Vocal</i>
Luis Isaac Ramos García <i>Universidad de Navarra. Pamplona</i>	<i>Vocal</i>	Fernando Mañeru Cámara <i>Hospital de Navarra. Pamplona</i>	<i>Vocal</i>
Santiago Miquélez Alonso <i>Hospital de Navarra. Pamplona</i>	<i>Vocal</i>		

COMITÉ CIENTÍFICO

Josep M^a Martí Climent <i>Presidente</i>	José Hernández Armas
Santiago Pellejero Pellejero <i>Secretario-Coordinador</i>	Araceli Hernández Vitoria
Luis Isaac Ramos García <i>Secretario-Coordinador</i>	Antonio Leal Plaza
Manuel Alonso Díaz	María Cruz Lizuain Arroyo
Rafael Arrans Lara	Pilar Morán Penco
Raquel Barquero Sanz	José Pérez Calatayud
Antonio Brosed Serraeta	Rafael Puchal Añe
Emilio Casal Zamorano	Montserrat Ribas Morales
José Miguel Delgado Rodríguez	Joan Vicent Rosello Ferrando
Lluís Escude Armengol	Carmen Saez Pico
Belén Fernández González	Francisco Sánchez Doblado
	Alberto Sánchez Reyes
	Ricardo Torres Cabrera
	Juan José Torres Escobar

PRÓLOGO

Siguiendo con la tradición iniciada en el Congreso de Málaga, se presentan los resúmenes del "XV Congreso Nacional de Física Médica", que se celebrará en Pamplona del 28 de junio al 1 de julio de 2005.

Por primera vez se han establecido unas normas para la elección del Comité Científico y para la presentación y aceptación de los trabajos a los Congresos Nacionales, que han sido aprobadas por la Junta Directiva de la SEFM y redactadas en el Capítulo IX del reglamento de régimen interno. Quiero aprovechar para dar las gracias a los redactores de dichas normas por el esfuerzo y dedicación durante el largo proceso de elaboración; a los miembros del Comité Científico, nacidos del consenso, que han respondido con eficacia a todos los retos que se les propuso, y sobre todo quiero agradecer a todos los autores de los trabajos por su esfuerzo y brillantez con la que han sido presentados.

En este número de la revista se incluyen los 145 resúmenes aceptados por el Comité Científico para su exposición en el XV Congreso Nacional de Física Médica y repartidos en distintas áreas temáticas: Braquiterapia, Informática y Biofísica, Medicina Nuclear, Monte Carlo, Protección Radiológica, Control de Calidad en Radioterapia, Dosimetría Clínica en Radioterapia, Dosimetría Física en

Radioterapia e IMRT. Los trabajos íntegros enviados por los autores al "XV Congreso Nacional de Física Médica" se publicarán en el Libro de Contribuciones Científicas en formato electrónico, CD. Quiero animar a los autores a que sus trabajos los envíen a la revista "Física Médica" de la SEFM.

Del 28 de junio a 1 de julio se debatirán todos los trabajos, 54 en presentación Oral y 91 en Póster. Se abordarán distintos temas relacionados con la Física Médica en conferencias invitadas, mesas redondas e innovaciones técnicas. No olvidamos que el año 2005 ha sido declarado por la UNESCO año mundial de la Física; para ello hemos preparado la conferencia inaugural a cargo del Profesor Echenique.

No quisiera terminar sin agradecer el esfuerzo realizado por todos los implicados: SEFM, Instituciones, Comité Científico, Empresas Comerciales, Congresistas y a todos y cada uno de los miembros del Comité Organizador, ya que sin ellos resultaría imposible la realización de este evento.

Anastasio Rubio Arróniz

Presidente del Comité Organizador

PROGRAMA CIENTÍFICO
XV Congreso Nacional de Física Médica
PAMPLONA 2005, 28 junio / 1 julio

Grupos	Tema
0	Braquiterapia
1	Informática y Biofísica
2	Medicina Nuclear
3	Monte Carlo
4	Protección Radiológica
5	Radiodiagnóstico
6	Radioterapia. Control de Calidad
7	Radioterapia. Dosimetría Clínica
8	Radioterapia. Dosimetría Física
9	Radioterapia. IMRT

28. Martes	
16,00-16,30	Cursos de actualización
16,30-20,00	Entrega de Documentación
	Análisis y Control de Calidad de la de la Imagen Digital
	Avances en la Tomografía por Emisión de Positrones
	Aspectos Físicos de la Radioterapia con Intensidad Modulada
21.00- -....	Recepción Oficial

29. Miércoles		
	Sala 1	Sala 2
9,00-9,45	Acto Inaugural	
9,45-10,30	Conferencia Inaugural: "Física. Creatividad. Futuro". Pedro Miguel Echenique	
10,30-11,15	Inauguración Exposición técnica. Café	
11,15-11,45	Innovaciones técnicas: VARIAN:	Innovaciones técnicas: PHILIPS
11,45-12,45	Comunicaciones Orales Grupo: 9	Mesa Redonda "Gupos de Trabajo"
12,45--13,45	Comunicaciones Orales Grupo: 7	Mesa Redonda "Gupos de Trabajo"
	Salida en Autobus a JAVIER	
14,00-	Comida en Javier	
	Excursión Javier, Monasterio de Leyre.	

30. Jueves		
	Sala 1	Sala 2
8,30-9,00	Innovaciones técnicas: ELEKTA:	Innovaciones técnicas:GE
9,00-10,00	Comunicaciones Orales Grupo: 6	Conferencia Invitada. Técnicas CT en cardiología. Jacob Geleijns
10,00-11,30	Comunicaciones Orales Grupos: 0 y 3	Área de Póster Sesiones Póste Grupos: 1-2-4-5
11,30-12,00	Exposición Técnica. Café	
12,00-13,30	Comunicaciones Orales Grupo: 8	Comunicaciones Orales Grupo: 5
13,30-14,15	Conferencia Invitada: "Acciones de la CIPR y de la Comisión Europea en el área de Física Médica". Eliseo Vaño	
14.15-16.00	Almuerzo de trabajo	
16,00-17,30	Mesa Redonda. "FORMACIÓN"	
17,30-20,30	Asamblea SEFM	
22.00- -.....	Cena Oficial Castillo de Gorraiz	

1. Viernes		
	Sala 1	Sala 2
9,30-10,00	Innovaciones técnicas: SIEMENS	
10.00-11,30	Comunicaciones Orales Grupos: 1, 2 y 4	Área de Póster Sesiones Póste Grupos: 0-3-6-7-8-9
11,30-12,00	Exposición Técnica. Café	
12,00-12,45	Conferencia Invitada: "Control de Calidad en Monitores de Diagnóstico". Hans Roehrig	
12,45-13,30	Conferencia Invitada: "Nuevas tendencias en Radioterapia". Steve Webb	
13,30-14,00	Acto de Clausura	
14,00-	Despedida. Aperitivo	



Índice de comunicaciones

Braquiterapia

0024 Estadística de muestreo para la aceptación de lotes de semillas.
L.I. Ramos García, J.D. Azcona Armendáriz 107

0034 Determinación de dosis en recto y uretra con dosímetros TLD en braquiterapia de próstata con alta tasa de dosis (HDR).
A. Rodríguez, D. Crelgo, A. Villacé, J.M. González, J. Fernández, P. Sánchez, J. Vivanco, D. Sanz, A. de la Rúa, P.J. Prada 107

0052 Comparación de la dosimetría relativa de una fuente MicroselectronTM HDR de braquiterapia de alta tasa de ¹⁹²Ir.
A. Teijeiro García, J. Torres Donaire, J. García Pérez de Schofield, M. Salgado Fernández 108

0060 Estudio de la braquiterapia endocavitaria con tomografía computerizada (CT). Análisis de los histogramas dosis-volumen (DVH) y propuesta de un protocolo 3D.
X. J. Juan Senabre, M. Zurita, R. del Moral, G. Arregui Castillo, J.L. Osorio Ceballos, R. Ruiz Velasco, A. Orellana Salas, J.A. Bullejos de la Higuera..... 108

0063 Diseño de un sistema de verificación de dosis para el Planificador Brachyvision de Varia Medical System.
E. Cabello Murillo, R. Castro, M. Gálvez Ochoa F.A. Calvo Manuel..... 109

0088 Reproducibilidad del temporizador en HDR sin contribución del tránsito de la fuente.
M. Sáez Beltrán, R. Sánchez Casanueva, F. Fayos Ferrer, A. Pozuelo 110

0103 Diseño de un soporte para la medida directa de cartuchos en la verificación del AKR en semillas.
L.I. Ramos, J.D. Azcona 111

0116 Cálculo por Monte Carlo de los parámetros dosimétricos de la fuente de HDR BEBIG Ir-192.
D. Granero, J. Pérez-Calatayud, F. Ballester, R. Cases, E. Casal, S. Agramunt 111

0117 Estudio dosimétrico por Monte Carlo de los aplicadores tipo DOME para Fuentes de LDR Cs-137.
J. Pérez-Calatayud, D. Granero, F. Ballester, F. Lliso, R. Cases, E. Casal, S. Agramunt 112

0125 Confección de un Programa para la verificación independiente de los cálculos del Sistema de Planificación en implantes de próstata.
V. Carmona, F. Lliso, J. Pérez-Calatayud, J. López, F. Candela, F. Ballester, E. Tomás 112

0126 Confección de un Programa para la verificación independiente de los cálculos del Sistema de Planificación en HDR-PDR.
F. Lliso, V. Carmona, J. Pérez-Calatayud, J. López, F. Candela, F. Ballester, E. Tomás 113

Informática y biofísica

1010 Campaña de medida de la contaminación electromagnética en la Bahía de Cádiz debida a las estaciones bases de telefonía móvil.
G. Gutiérrez Amares, L. Machuca Muñoz..... 114

1013 Ultrasonido 3D: reconstrucción y visualización.
D. Macías, R. Cárdenes, R. Martín Oliva, J. Ruiz Alzola..... 114

1025 Modificación estructural y química (superficial) de membranas celulósicas debido a radiaciones ionizantes.
J. Casado, M.V. García de Yuso, J. Benavente, P. Galán..... 115

1044 Desarrollo de una interfase de usuario para la obtención automática de datos de interés odontológico, a partir de la digitalización de arcadas dentarias.
R. Cibrián, M. Buendía, R. Salvador, V. Paredes, J.L. Gandía 116

1045 Utilización del color como código para la determinación de la función superficie de un objeto mediante luz estructurada.
M. Buendía, R. Cibrián, R. Salvador, M.F. Mínguez, M. Lagúa 117

	<u>Pág.</u>
1059 Informática y detección precoz de patologías electrofisiológicas. <i>E.J. Díaz Calavia, P. Elizalde Soba, P. Berraondo López, J. Pérez Cajaraville, F. Ortuño Fernández-Pedreño</i>	117
1065 De la teoría a la práctica: Comparación de la formación en Radiofísica Hospitalaria en el Reino Unido e Irlanda. <i>P. Ocampo, L. Gavagan</i>	118
1095 Utilización de índices radiobiológicos en radioterapia externa para comparar cuantitativamente planes de tratamiento mediante la aplicación Albireo-Target. <i>J. Macías, A. Wals, C. Bodineau, P. Galán, I. Jerez</i>	119
1097 Estudio tridimensional de la deformación en materiales óseos mediante Interferometría de Speckle Electrónica (ESPI). <i>R. Salvador, R. Cibrián, M. Buendía, R.J. González-Peña, M.F. Mínguez, M. Laguía, M.T. Molina, J.J. Esteve, J.F. Caballero, V. Micó, E. Sanjuan</i>	119
1104 Cálculo del metabolismo humano mediante hojas Excel. <i>J.J. Peña, M.A. Rossell, J.L. Calvo, J. M^a Vega</i>	120
1105 Aprendizaje de la Radiactividad en el entorno Cuaderno de Bitácora. <i>J.M. Vega, M.A. Rossell, J.L. Calvo, J.J. Peña, M. Fernández, R. Pérez, V. Rubio, J.C. Chavero</i>	120
1118 Estimación del volumen de agua extracelular en hemodiálisis mediante análisis de bioimpedancias. <i>M. Angoso de Guzmán, M. C. Baños Capilla, J. Bea Gilabert, M. A. García Martínez</i>	121
1131 Implementación de un Sistema PACS en el Hospital Central de la Policía del Perú. <i>J. Yovera Álvarez</i>	122

Medicina Nuclear

2009 Estimaciones de dosis al paciente sometido a tratamiento paliativo con Sm-153. <i>R. Barquero, R. García Jiménez, A. Cid Galache</i>	124
--	-----

	<u>Pág.</u>
2018 Simulación montecarlo de la eficiencia de fotopico de un detector de centelleo NaI(Tl) de pozo en un captador tiroidal modelo Atomlab 950. <i>A. Teijeiro, J. Torres, F. Salvador, A. López, J.A. Serena, L.M. Campos</i>	125
2029 Optimización en SPECT cerebral. <i>P. Collado, C. Montes, C. Sanz, C. Martín, M. Fernández Bordes</i>	125
2033 Aceptación de una gammacámara Siemens E.cam. Procedimiento general y resultados. <i>F. J. Rosales, F. J. Conejo, J.J. Bernabéu, N. Pereda</i>	126
2043 Nuevos criterios para establecer las recomendaciones de protección radiológica al alta de pacientes tratados con I-131. <i>I. González, J. Carbajo, A. Santos, M. Herrador, J.R. Rodríguez, G. Sánchez, J. Simón</i>	127
2067 Estudio de las limitaciones impuestas por la física de los positrones y de los fotones de aniquilación en un PET craneal. <i>R. Ruiz, A.M. Lallena, F. Al Dweri, M. Anguiano</i> ..	128
2113 Monitoring of radioactive solid-waste activity decay in Nuclear Medicine. <i>J.A.M. Santos, I. Cotta, A. Bastos, F. Ponte</i>	129
2114 Test pattern for image QC of diagnostic printers in Nuclear Medicine. <i>J.A.M. Santos, J. Lencart, A. Bastos, F. Ponte</i>	129
2141 Estudio de la dependencia de la uniformidad de campo con la actividad de la fuente. <i>R. Puchal, D. Serrat, I. Monroy, E. Pineda</i>	129
2145 Influencia de los parámetros de adquisición y procesado en imágenes de SPECT Cerebral. <i>R. Rodríguez-Romero, C. Escalada, J.L. Chamorro, J. de Haro</i>	130

Monte Carlo

3005 Simulación MC de dosis en accidente de Braquiterapia HDR (Ir-192). <i>R. Barquero</i>	132
--	-----

	<i>Pág.</i>
3016 Simulación Monte Carlo de la fuente de ¹⁹² Ir del equipo Varisource 200 y comparación con el sistema de planificación Brachyvision 6.1. <i>S. Escalera, J. Macías, C. Bodineau, P. Galán, A.M. Lallena</i>	132
3017 Un estudio dosimétrico de los aplicadores Leipzig. <i>J. Pérez-Calatayud, D. Granero, S. Agramunt, F. Ballester, V. Puchades, E. Casal, A. Soriano, V. Crispín, R. Van der Laarse</i>	133
3020 Secciones eficaces elásticas de electrones en las bases del ADN. <i>G. González-Muñoz, J.M. Fernández-Varea</i>	134
3021 Producción de foto-neutrones en un acelerador Siemens Primus. Cálculo Monte-Carlo. <i>J. Pena, L. Franco, F. Gómez, A. Iglesias, R. Lobato, J. Mosquera, J. Pardo, M. Pombar, J.R. Sendón</i>	134
3040 Estudio de la validez del escalado espacial del kernel secundario en cálculos de convolución/superposición. <i>J. Torres, J. Almansa, R. Guerrero, E. Angulo, M. Iborra</i>	135
3070 Nuevas herramientas para paralelizar una simulación con el programa Monte Carlo PENELOPE. Aplicación en un caso práctico de radiofísica médica. <i>A. Badal, J. Sempau</i>	136
3084 Simulación Monte Carlo de la respuesta de cámaras de ionización con PENELOPE. <i>J. Sempau, P. Andreo, V. Panettieri</i>	137
3086 Modelado con Monte Carlo del Imaging Plate de Fuji® en mamografía digital. <i>M. Ramos, S. Ferrer, A. Pascual, P. Mayo, G. Verdú</i>	137
3106 Mejoras introducidas en la versión 2005 de PENELOPE. <i>F. Salvat, J.M. Fernández-Varea, J. Sempau, X. Llovet, L. Brualla, A. Badal</i>	138

Protección radiológica

	<i>Pág.</i>
4006 Propuesta de una Metodología para el Control de Calidad en Laboratorios de Dosimetría Termoluminiscente. <i>J.C. Feital, C.A. Domingues, M.A. Bezerra</i>	139
4036 Técnicas de reducción de dosis en el Hospital Infantil La Fe de Valencia. <i>B. Morata, J.I. Villaescusa</i>	139
4041 Puesta en marcha de un sistema de Dosimetría Personal para información de los profesionales a través de Internet; uso de Herramientas GNU. <i>J. Almansa, M. Iborra, E. Angulo, R. Guerrero, J. Torres</i>	140
4042 Estimación de la dosis de radiación fotónica en la entrada del laberinto de la sala de tratamiento y de la "neutron source strength", Q, para un acelerador lineal de alta energía. <i>R. Guerrero, J. Torres, E. Angulo, J. F. Almansa, M.A. Iborra, M. González</i>	141
4073 Screenrisk: aplicación para la evaluación del riesgo radiológico en cribado mamográfico. <i>S. Ferrer, M. Ramos, J.I. Villaescusa, G. Verdú, M.D. Salas, M.D. Cuevas</i>	141
4089 Nuevos elementos de seguridad en una instalación de Braquiterapia de alta tasa. <i>M. Sáez Beltrán, R. Sánchez Casanueva, F. Fayos Ferrer, A. Pozuelo, J. Gutiérrez Sárraga, G. Rey Portolés</i>	142
4108 Resultados de una encuesta piloto sobre los exámenes mamográficos en países de latinoamérica. <i>L. Carrizales, M. Chevalier, P. Mora, R. de la Mora, P. Morán, N. Roas</i>	143
4115 Datos de transmisión para nuevas fuentes usadas en Braquiterapia. <i>J. Pérez-Calatayud, J. Venselaar, F. Ballester, J.J.A. Bos, D. Granero, E. Casal</i>	143
4140 Dosis comprometida en las proximidades de pacientes sometidos a tratamientos de terapia metabólica. <i>R. Gilarranz R, L.C. Martínez, M.J. Manzanas, C. Rodríguez, R. Díaz, P. Mínguez, J.M. Pérez..</i>	144

Radiodiagnóstico

5001	Reducción de la dosis en mamografía mediante el uso de cartulinas más rápidas. <i>M. A. Rivas, P. Ruiz, J.M. Sáinz, J. A. Fernández, F. Pizarro, S. Fernández</i>	145
5012	Comparación de las reducciones de dosis con protectores de bismuto y disminuyendo la carga del tubo en exámenes de TC. <i>M. Salvadó, J. Geleijns, M. López, W. Veldkamp, A. Calzado</i>	145
5019	Medida de ESD en vertebroplastias percutáneas guiadas por escopia con escáner CT. <i>C. Muñoz, C. Alonso, J. Muñoz, I. Modolell, J. Gultresa, M.C. Lizuain</i>	146
5028	Optimización de la metodología en el estudio de dosis recibidas por pacientes en procedimientos de Radiología Intervencionista. <i>Y. Prezado, C. J. Sanz, C. Montes, C. Martín, P. Gómez, M. Fernández Bordes</i>	147
5032	Dosis en TC en niños. <i>I. Santa-Olalla, E. Corredoira, R. Plaza, G. Martín, C. Huerga, M. Téllez de Cepeda, A. Serrada, J. Vidal</i>	147
5047	Evaluación de las funciones MTF, NPS y DQE en un modelo de detector de panel plano. <i>A. González, M.J. Buades, B. Tobarra, L.A. Quiñones</i>	149
5048	Implementación de una aplicación informática para la determinación de la DQE de un sistema de radiología digital. <i>M. J. Buades, A. González, B. Tobarra, I. Castro</i>	149
5050	Caracterización de estaciones de trabajo en un sistema de Radiología Digital. <i>J. Hernández-Armas, F. Hernández-Suárez, A. Catalán Acosta</i>	150
5054	Evaluación del ruido de un sistema de radiología computerizada Konica Regius 170. <i>J.I. Jiménez Alarcón, M. Chapel Gómez, A.T. Núñez Quintanilla, C. Pinza Molina, S. García Gómez, M.D. Morillas Pérez</i>	151

Pág.

5055	Resultados de la aplicación de un programa de garantía y control de calidad en servicios de radiología en un sistema hospitalario en México. <i>J. García Aguilar, F. Rodríguez Aranda, M. Díaz Molina, D. Fregoso Manjarrez</i>	152
5056	Optimización dosimétrica en radiodiagnóstico pediátrico: introducción de filtros adicionales. <i>F.A. Floriano, M. España, C. Mínguez, P. Castro, P. López-Franco</i>	153
5074	Medidas de dosis y calidad de imagen para optimizar protocolos de examen de TC multicorte. <i>M. López, I. Salmerón, J.J. Morant, A. Calzado, E. Fraile</i>	154
5078	Calidad de imagen en mamografía digital. ¿Cumplen los mamógrafos basados en CR el protocolo europeo para cribado?. <i>J. Gimeno, I. Villaescusa, P. Gras, J. Félix</i>	155
5100	Análisis comparativo de valores de dosis a pacientes obtenidos con dos equipos de mamografía digital. <i>M. Chevalier, P. Morán, J.M. Fernández Soto, E. Vañó, M.V. Martínez Asensio, T. Cepeda</i>	155
5101	Caracterización de la respuesta de sistemas dosimétricos en haces producidos por diferentes generadores mamográficos. <i>L. Carrizales, C. Borrás, J. Díaz</i>	156
5102	Optimización de la Mamografía en Venezuela. <i>L. Carrizales</i>	157
5120	Programa de cálculo para la estimación de dosis efectiva en radiodiagnóstico pediátrico e implementación en la historia clínica informatizada. <i>S. Miquélez, S. Sierro, J. Esparza, P. Soto, S. Pellejero, F. Mañeru, A. Rubio</i>	157
5121	Dosis en procedimientos de radiología intervencionista en el Servicio Navarro de Salud-Osasunbidea. <i>F. Mañeru, S. Pellejero, S. Miquélez, F. Urtasun, J. Velasco, F.J. Barberena, P. Soto, A. Rubio</i>	158

Pág.

	<i>Pág.</i>		<i>Pág.</i>
5122 Desarrollo de protocolos de garantía de calidad de equipos de radiodiagnóstico digitales. <i>P. Mayo, A. Pascual, F. Rodenas, J.M. Campayo, G. Verdú, J.I. Villaescusa</i>	159	6027 Sistema automático para la verificación del posicionamiento de las láminas en un colimador MLC. <i>P. Collado, C. Martín, C.J. Sanz, C. Montes, J. Martín, E. de Sena</i>	165
5124 Control de calidad en monitores de diagnóstico médico. Análisis cualitativo y cuantitativo. <i>S. Miquèlez, S. Pellejero, P. Soto, F. Mañeru, A. Rubio</i>	160	6038 Elaboración de códigos para el estudio de errores de posicionamiento en pacientes mediante EPIDs. Determinación de los márgenes PTV. <i>L. Franco, F. Gómez, A. Iglesias, J. Pardo, J. Pena, R. Lobato, J. Mos, M. Pombar, J.R. Sendón</i> ..	166
5129 Indicadores de dosis en exploraciones complejas de pediatría. <i>P. Soto, S. Pellejero, J. Esparza, S. Miquèlez, F. Mañeru, A. Rubio</i>	160	6039 Aplicabilidad de los sistemas electrónicos de imagen portal (EPIDs) al control de calidad de aceleradores lineales. <i>L. Franco, F. Gómez, A. Iglesias, J. Pardo, J. Pena, R. Lobato, J. Mos, M. Pombar, J.R. Sendón</i>	167
5137 Utilidad del Parámetro Media de Intensidad de Gris (MGL) obtenido a partir de Radiografías en el Diagnóstico de los Tumores Óseos. <i>A. Baltasar Sánchez, A. González-Sistal</i>	161	6058 Diseño y primeras pruebas de un detector lineal de 128 píxeles de isoctano líquido para control de calidad en radioterapia. <i>J. Pardo, L. Franco, F. Gómez, A. Iglesias, A. Pazos, J. Pena, M. Zapata, M. Pombar, R. Lobato, J. Mosquera, J. Sendón</i>	168
5139 Dosimetría diaria de pacientes en salas convencionales de radiodiagnóstico mediante dosímetros de termoluminiscencia. <i>L.C. Martínez, C. Rodríguez, R. Gilarranz, M.J. Manzanas, P. Mínguez, R. Díaz, J.M. Pérez</i>	162	6062 Puesta en Marcha del Acelerador Móvil MOBETRON para Radioterapia Intraoperatoria. <i>J.A. Martínez, M. Lobato, F.G. Cases, I. Azinovic, R. Cañón</i>	169
Radioterapia. Control de calidad		6071 Control de Calidad para Radioterapia con haces finos: Comportamiento dosimétrico de un maniquí específico. <i>L. Núñez, M. Embid, M. Espinosa, J.L. Muñiz</i> ..	170
6014 Registrado de imágenes portales con imágenes de planificación en pacientes con cáncer de próstata. <i>D. Macías, R. Cárdenes, R. Martín Oliva, B. Clavo, J. Ruiz Alzola</i>	163	6080 Control de calidad del planificador XIO 4.1.1: 4. Cálculo de histogramas de dosis-volumen y parámetros biológicos TCP y NTCP. <i>P. Castro, C. Mínguez, F. García-Vicente, A. Floriano, L. Pérez, J.J. Torres</i>	171
6015 Fusión afin de imágenes: aplicación y control de calidad en un sistema de planificación de tratamientos. <i>P. Ortega Pardina, A. García Romero, S. Fernández Cerezo, F. Pizarro Trigo, A.P. Millán Armengol, D. Lardies Fleta</i>	163	6081 Control de calidad del planificador XIO 4.1.1: 2. Cálculo de haces de fotones. <i>C. Mínguez, F. García Vicente, P. Castro, A. Floriano, L. Pérez, J.J. Torres</i>	172
6022 Determinación de las desviaciones entre el eje del colimador, el de la mesa, el centro del campo de luz y de radiación. <i>L. Ramos García, D. Azcona Armendáriz</i>	164	6082 Control de calidad del planificador XIO 4.1.1: 1. Evaluación de la adquisición de datos anatómicos y herramientas de imagen. <i>C. Mínguez, F. García Vicente, P. Castro, A. Floriano, L. Pérez, J.J. Torres</i>	172
6026 Caracterización de un sistema de dosimetría <i>in vivo</i> mediante el uso de dosímetros TLD-700. <i>P. Collado, C. Martín, Y. Prezado, C. Montes, C. J. Sanz, E. de Sena</i>	165		

	<u>Pág.</u>
6083 Verificación de los Algoritmos "Pencil Beam Convolution (PBC)" y "Generalized Gaussian Pencil Beam (GGPB)" del Sistema de Planificación Eclipse. <i>J.M. Camino, S. Gil, C. Muñoz, C. Picón, R. de Blas, I. Modolell, M.C. Lizuáin</i>	173
6087 Una sencilla aplicación informática para la deconvolución de perfiles utilizados en la configuración de planificadores tridimensionales. <i>F. Fayos, M. Sáez, R. Sánchez, A. Pozuelo</i>	174
6098 Cálculo independiente de las unidades de monitor para haces y arcos conformados en planes de radiocirugía y radioterapia estereotáxica fraccionada. <i>J.F. Calvo, A. Eraso, Ll. Garrido, J. Casals</i>	175
6099 Dosimetría relativa usando un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID). Medidas diarias de constancia de planitud y simetría de haces de fotones. <i>J.F. Calvo, A. Eraso, Ll. Garrido, J. Casals</i>	176
6109 Calibración de MOSFET en Irradiación Corporal Total. <i>J. Carbajo, G. Sánchez, I. González, A. Santos, F.J. Luis, L.M. Herrador</i>	176
6123 Control de calidad del planificador XIO 4.1.1: 3. Cálculo de haces de electrones. <i>P. Castro, C. Mínguez, F. García Vicente, A. Floriano, L. Pérez, J.J. Torres</i>	177
6138 Caracterización de la combinación película GAFCHROMIC®, EBT y escáner Microtek ScanMaker 9800 XL para dosimetría fotográfica. <i>P. Fernández-Letón, A. López, C. Rodríguez, P. Mínguez, R. Díaz, J.M. Pérez</i>	178
Radioterapia. Dosimetría clínica	
7004 Análisis de parámetros físicos utilizados en 500 tratamientos de radioterapia intraoperatoria. <i>M. Gálvez Ochoa, M.A. López Bote, R. Jiménez Rojas, F. Sierra Díaz, E. Lavado Rodríguez, J.M. Ordiales Solís, S. Vargas Castrillón, A. Serrano Sanz</i>	180

	<u>Pág.</u>
7031 Estudio piloto para la puesta en marcha de la planificación en RT basada en la técnica de fusión PET-CT. <i>G. Martín, M.J. Ruiz, A. Serrada, C. Huerga, R. Plaza, E. Corredoira, I. Santa-Olalla, J. Vidal, M. Téllez de Cepeda</i>	180
7035 Un método sencillo para el cálculo de dosis fuera del eje en haces de fotones de radioterapia externa. <i>P. Sánchez Galiano, J.M. González Sancho, J. Vivanco, D. Crelgo, A. Rodríguez, A. Villacé, J. Fernández</i>	181
7061 Estudio comparativo dosimétrico entre radiocirugía realizada con conos vs micro-multiláminas en el tratamiento de adenomas hipofisarios, neurinomas, metástasis, meningiomas y malformaciones arteriovenosas. <i>X.J. Juan Senabre, J. M. Martín, E. López, M. Carrillo, R. del Moral, G. Arregui, J. L. Osorio, R. Ruiz, A. Orellana, J. A. Bullejos</i>	182
7076 Influencia de la falta de homogeneidad de la dosis absorbida en el volumen blanco en probabilidad de control tumoral (TCP). <i>F. Pizarro Trigo, J. A. Font Gómez, S. Fernández Cerezo, J. Sánchez Jiménez, A. García Romero, A. Hernández Vitoria, P.E. Millán Cebrián, M. Canellas Anoz</i>	182
7077 Influencia de la variación del parámetro beta en el cálculo de la probabilidad de control tumoral (TCP). <i>F. Pizarro Trigo, J. A. Font Gómez, S. Fernández Cerezo, J. Sánchez Jiménez, A. García Romero, A. Hernández Vitoria, P.E. Millán Cebrián, M. Canellas Anoz</i>	183
7093 Simulación virtual con láseres móviles. <i>M. Lobato, J.A. Martínez, F. García, I. Azinovic, R. Cañón</i>	184
7094 Utilización de Implantes Fiduciales en Radioterapia craneal y prostática con sistema de posicionamiento ACCULOC®. <i>J.A. Martínez, M. Lobato, F.G. Cases, R. Cañón, I. Azinovic</i>	184
7112 Cell survival kinetic model for bioeffect prediction in fractionated external radiotherapy. <i>J.A.M. Santos, R. Craveiro, A.R. Figueira, F. Ponte</i> .	185

	<i>Pág.</i>		<i>Pág.</i>
7119 Pruebas iniciales de puesta en marcha de un equipo PET - TAC para su aplicación en la dosimetría clínica en Radioterapia. <i>M.C. Baños Capilla, M. A. García Martínez, J. Bea Gilabert, L. Ros García</i>	185	8011 Diseño de un desviador magnético para medidas de contaminación de electrones en haces de fotones. <i>A. Lopez Medina, A. Teijeiro, M. Hernández, J. Mira</i>	191
7132 Verificación dosimétrica de las nuevas características de la versión 7.4f del sistema de planificación Pinnacle3. <i>D. Planes Meseguer, S. Alonso Arrizabalaga, J. Roselló Ferrando, L. Brualla González</i>	187	8023 Calculo del factor cuña virtual basado en magnitudes clásicas. <i>L.I. Ramos, J.D. Azcona</i>	192
7134 Puesta en marcha del sistema de posicionamiento EXACTRAC X-RAY 6D y evaluación inicial de su implementación en la práctica clínica. <i>S. Alonso Arrizabalaga, L. Brualla González, D. Planes Meseguer, J. Roselló Ferrando</i>	187	8037 Factores de dispersión de campos irregulares delimitados por un colimador multi-láminas. <i>F. Pizarro, J. Sánchez, A. Hernández, S. Fernández, A. García, J.A. Font</i>	193
7135 Determinación del PTV y estudio de la terapia adaptativa en el tratamiento de la próstata. <i>L. Brualla González, J. Roselló Ferrando, D. Planes Meseguer, S. Alonso Arrizabalaga</i>	187	8046 Evaluación del cálculo de factores de campo de campos conformados de un acelerador Clinac 2100C y verificación del cálculo del planificador PCRT 3D v4.31. <i>L.J. Sainz, C. Bodineau, J. Macías, P. Galán</i>	194
Radioterapia. Dosimetría física		8049 Análisis de los perfiles de campos pequeños circulares para radiocirugía con películas radiocrómicas. <i>R. Ruiz, G. Arregui, J.L. Osorio, X.J. Juan, A. Orellana, J.A. Bullejos</i>	194
8002 Incertidumbre experimental asociada a diferentes maniqués empleados en las medidas de dosis absorbida en agua. <i>S. Vargas Castrillón, R. Jiménez Rojas, M.A. López Bote, F. Sierra Díaz, M. Gálvez Ochoa, J.M. Ordiales Solís, J.M. Penedo Cobos, M. Valbuena Marín</i>	189	8051 El efecto térmico sobre la respuesta de las cámaras de ionización usadas en niveles de terapia. <i>A.M. González, A. Brosed</i>	195
8003 Implantación del protocolo TRS-398 (OIEA) en haces de electrones. <i>S. Vargas Castrillón, M.A. López Bote, F. Sierra Díaz, R. Jiménez Rojas, M. Gálvez Ochoa, J.M. Ordiales Solís, J.M. Penedo Cobos</i>	189	8066 Caracterización dosimétrica de haces generados por aplicadores de Radioterapia Intraoperatoria. <i>M. Gálvez, E. Cabello, R.Meiriño, D de la Mata, J. Serrano, F.A. Calvo</i>	196
8007 Análisis de las ventajas dosimétricas de un detector de diamante: evaluación de la penumbra. <i>R. Berenguer Serrano, M. Rivera Jiménez, J. Melgar Pérez</i>	190	8069 Equivalencia al agua en haces de electrones de dos tipos de plásticos. <i>D. Crelgo, A. Rodríguez, A. Villacé, J. Vivanco, J.M. González, J. Fernández, P. Sánchez</i>	196
8008 Equipo de terapia superficial: estado de referencia inicial y control de calidad. <i>T. Jurado, P. Eudaldo, N. Carrasco, Jornet, A. Ruiz, M. Ribas</i>	191	8075 Verificación de la estabilidad de los haces de RX de un acelerador lineal dotado con un sistema de cuñas virtuales. <i>S. Fernández Cerezo, F. Pizarro Trigo, J.A. Font Gómez, J. Sánchez Jiménez, A. García Romero, A. Hernández Vitoria, M. Canellas Anoz, E. Millán Cebrián</i>	197

	<u>Pág.</u>
8079 Estudio de la incertidumbre y sus componentes en la determinación de la dosis absorbida en agua durante la calibración del haz. <i>P. Castro, F. García-Vicente, C. Mínguez, A. Floriano, L. Pérez, J.J. Torres</i>	198
8085 Estudio comparativo del factor de dispersión en aire [$O_0(c)$] en los aceleradores Elekta SL-25 y Mevatron Primus: efecto de intercambio del colimador y aplicación de métodos de parametrización. <i>M.D. Morillas-Pérez, C. Pinza-Molina, S. García Gómez, J.I. Jiménez-Alarcón, M.L. Chapel-Gómez, J.L. Pérez-Molina, A.T. Núñez-Quintanilla, F. Tato-de las Cuevas</i>	198
8090 Características de un dispositivo basado en centelleador y cámara CCD para su uso como dosímetro en el control de calidad de IMRT. <i>R. Sánchez, M. Sáez, F. Fayos, A. Pozuelo</i>	199
8092 Caracterización geométrica y dosimétrica de un sistema de colimación multiláminas en un acelerador Mevatron-Primus. <i>A.T. Núñez-Quintanilla, C. Pinza-Molina, J.L. Pérez-Molina, M.D. Morillas-Pérez, S. García-Gómez, J.I. Jiménez-Alarcón, M.L. Chapel-Gómez, F. Tato-de las Cuevas</i>	200
8096 Análisis comparativo de las películas Kodak XV-OMAT y EDR2 en la evaluación dosimétrica de un sistema de colimación multiláminas. <i>C. Pinza-Molina, A.T. Núñez-Quintanilla, J.I. Jiménez-Alarcón, J.L. Pérez-Molina, M.L. Chapel-Gómez, S. García-Gómez, M.D. Morillas-Pérez, F. Tato-de las Cuevas</i>	201
8107 Caracterización de la cámara de ionización sumergible PTW 30013. <i>S. Gil, J.M. Camino, C. Picón, R. de Blas, I. Modolell, M.C. Lizuáin</i>	201
8110 Dosimetría de haces de electrones a distancias fuente-superficie extendidas. <i>J. Carbajo, I.L. González, A. Santos, F.J. Luis, G. Sánchez, M. Herrador</i>	202
8111 Estudio de los rendimientos en profundidad de haces de electrones conformados. <i>M. Beltrán, C. Sáez, A. Seoane, M. Hermida, N. Ferreiro, M. García</i>	203

	<u>Pág.</u>
8128 Evaluación de la incertidumbre en el posicionamiento para la medida de dosis en el punto de referencia según TRS-398. <i>J. López, J. Pérez-Calatayud, F. Candela, F. Lliso, V. Carmona, F. Ballester, E. Tomás</i>	204
8136 Comparación entre dos aceleradores lineales Siemens primus con la misma configuración y los mismos accesorios. <i>J.R. Sendón del Río, V. Luna Vega, R. Lobato Bustos, J. Mosquera Sueiro, M. Pombar Camean</i>	205
8143 Adaptación del protocolo TRS-398 en el Hospital Universitario Puerta de Hierro. <i>R. Colmenares, R. Rodríguez-Romero, C. Ispizua, J.C. Medrano, J.M. Fandiño, L. Núñez</i>	205

Radioterapia. IMRT

9030 Comparación de distribuciones de dosis en radioterapia con modulación de intensidad medidas y calculadas. <i>J.D. Azcona, L.I. Ramos, J. J. Aristu, M. Moreno</i>	207
9053 Calibración y precisión requeridas en el posicionamiento de las hojas de un colimador multiláminas (MLC). <i>M. Sastre Padró, U. Van der Heide, H. Welleweerd</i> ..	207
9057 Efectos volumétricos de los detectores en haces de fotones de intensidad modulada altamente inhomogéneos. <i>Ll. Escudé, D. Linero</i>	208
9064 Control de calidad de multiláminas dinámico en la Clínica la Luz. <i>E. Cabello Murillo, E. Fernández, M. Gálvez Ochoa, F. A. Calvo Manuel</i>	209
9068 Control dosimétrico de IMRT con visión portal. <i>M. Lobato, J.A. Martínez, F. García, I. Azinovic, R. Cañón</i>	210
9072 Verificación independiente del número de unidades de monitor en radioterapia con modulación de intensidad. <i>J.D. Azcona, J. Burguete, L.I. Ramos</i>	210
9091 Puesta en marcha de la técnica de intensidad modulada. 3 años de experiencia. <i>R. Sánchez, M. Sáez, F. Fayos, A. Pozuelo</i>	211

	<u>Pág.</u>		<u>Pág.</u>
9127 Control de calidad asociado a cada paciente en tratamientos de Modulación de Intensidad. <i>J. Pérez-Calatayud, V. Carmona, F. Lliso, J. López, F. Candela, F. Ballester, E. Tomás.....</i>	211	9133 Validación de la técnica IMRT (<i>step and shoot</i>) en el sistema de planificación Pinnacle3 v. 7.4f. <i>D. Planes Meseguer, S. Alonso Arrizabalaga, J. Roselló Ferrando, L. Brualla González</i>	213
9130 Control de calidad en IMRT realizada con un multiláminas dinámico (dMLC) de 120 hojas. <i>M.D. Carabante, E. Fernández-Velilla, A. Sánchez-Reyes, F. Sanchiz</i>	212	9144 Estudio de la estabilización de haces para bajas unidades monitor. <i>R. Colmenares, L. Núñez, R. Rodríguez-Romero, J.M. Fandiño, J.C. Medrano, C. Ispizua</i>	213

BRAQUITERAPIA

0024

ESTADÍSTICA DE MUESTREO PARA LA ACEPTACIÓN DE LOTES DE SEMILLAS

L. I. RAMOS GARCÍA, J. D. AZCONA ARMENDÁRIZ

Departamento de Oncología, Clínica Universitaria de Navarra, Pamplona.

Introducción: En braquiterapia con semillas, parte del control de calidad consiste en verificar el Air Kerma Strength (AKS) a implantar. Por tiempo y protección radiológica el AKS suministrado por el fabricante se infiere de una muestra de al menos el 10% del lote. Esto introduce incertidumbre añadida a la experimental, de naturaleza estadística, dependiente del número de semillas medidas (n) y el total (N).

Fijado este nivel de incertidumbre $\delta_{1-\alpha}$, n no es proporcional a N , por lo que medir un porcentaje del total dará lugar a incertidumbres distintas dependiendo del tamaño del lote.

$$n = \frac{N(9V + \delta_{1-\alpha}^2)}{\delta_{1-\alpha}^2 N + 9V}$$

En el presente artículo proponemos un muestreo en que la muestra no sea un porcentaje del total sino que atendiendo a un nivel de confianza en la medida fijo de antemano.

Material y métodos: Los resultados anteriores se basan en que el AKR se distribuye de forma normal en los lotes. Para probarlo el AKR de todas las semillas que se han medido semilla se corrigió por "decay" de modo que la media de cada lote fuera la misma en todos los lotes. Los resultados se representaron en una gráfica de probabilidad normal. No se aprecian desviaciones respecto de la hipótesis de normalidad.

Conclusiones: En nuestra opinión se debe fijar "a priori" una incertidumbre y en función de ésta se debe calcular el tamaño de la muestra, que no es proporcional al tamaño del lote.

Palabras clave: Control de calidad, braquiterapia con semillas, Air Kerma Strength.

0034

DETERMINACIÓN DE DOSIS EN RECTO Y URETRA CON DOSÍMETROS TLD EN BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA CON ALTA TASA DE DOSIS (HDR)

A. RODRÍGUEZ*, D. CRELGO*, A. VILLACÉ*, J.M. GONZÁLEZ*, J. FERNÁNDEZ*, P. SÁNCHEZ*, J. VIVANCO*, D. SANZ*, Á. DE LA RÚA**, P.J. PRADA**

*Unidad de Radiofísica.

**Oncología Radioterápica. Hospital Central de Asturias. Oviedo.

Objetivo: En nuestro hospital los pacientes de adenocarcinoma de próstata son tratados con radioterapia externa y dos sesiones de HDR intercaladas en el curso del tratamiento. Es sabido que las dos estructuras que limitan la dosis total con esta última técnica son el recto y la uretra. Por ello es muy importante verificar que la dosis calculada por el sistema de planificación (Plato BPS v14.1) es correcta, sobre todo teniendo en cuenta que durante la irradiación la sonda ecográfica colocada en el canal anal es retirada, resultando que las condiciones de irradiación no corresponden con las de planificación en tiempo real y la distribución de la dosis calculada en el recto es teóricamente inferior. Recientemente, y de forma experimental, se ha empezado a utilizar en la segunda aplicación de HDR, Restilene sub-Q con la finalidad de separar la glándula prostática del recto y reducir la dosis al mismo. Para verificar su utilidad, estimar la dosis real que llega al recto y comprobar la precisión del sistema de planificación, se han utilizado detectores TLD teniendo en cuenta su gran resolución espacial y pequeño tamaño.

Material y métodos: En el presente trabajo se han utilizado un total de 40 cilindros de LiF (TLD-100) de Harshaw con dimensiones de 1 mm x 6 mm, junto con el lector modelo 3500 de la misma casa. Para el recocido de los mismos se ha utilizado un horno PTW-TLDO con un ciclo de 1 h a 400°C y 2 h a 80°C. En la lectura se ha utilizado un precalentamiento de 20 s a 160°C. La calibración de los mismos se ha realizado en una unidad de Cobalto 60 puesto que de las referencias consultadas en la literatura se puede concluir que el factor de corrección por energía es la unidad. Se ha utilizado una dosis para la calibración de 1000 cGy en el máximo con un tamaño de campo de 18x18 cm en láminas de agua sólida. El factor de sensibilidad para cada uno

de los dosímetros se ha calculado restándoles la lectura de fondo de los mismos. El factor por falta de linealidad se ha medido en el rango de dosis comprendido entre 50-1200 cGy, que excede el encontrado en el recto y uretra con nuestra técnica de implantación y optimización. Y por último se ha medido la variación de la respuesta de los TLD con la distancia debido al cambio del espectro del isótopo entre 1 cm y 10 cm de profundidad.

Resultados: En las 14 determinaciones realizadas hasta la fecha la máxima diferencia encontrada entre la dosis máxima, mínima y media en la uretra sólo en un caso llega al 10% respecto al calculado por el sistema de planificación. Estando el resto por debajo del 5%. En el caso del recto las mismas dosis son siempre inferiores a las calculadas en un rango comprendido entre el 50%-70%. Sin embargo, en este caso es muy difícil estimar la contribución del cambio de respuesta de los TLD con la distancia y por lo tanto la incertidumbre de la estimación de la dosis es mayor que en el caso de la uretra.

Conclusiones: Las dosis calculadas en el recto por el sistema de planificación cuando la sonda rectal es retirada representan una sobreestimación en torno al 50%. La utilización del Restilene sub-Q parece prometedora pues las dosis en el recto son aún inferiores. La coincidencia en las dosis en uretra entre el sistema de planificación y las medidas por TLD son excelentes.

0052

COMPARACIÓN DE LA DOSIMETRÍA RELATIVA DE UNA FUENTE MICROSELETRON™ HDR DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE ¹⁹²IR

A. TELJEIRO GARCÍA*, J. TORRES DONAIRE**, J. GARCÍA PÉREZ DE SCHOFIELD*, M. SALGADO FERNÁNDEZ*

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Instituto Galego de Medicina Técnica. Hospital do Meixoeiro. Vigo (Pontevedra).

**Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital U. "Puerta del Mar". Cádiz.

Introducción: El objetivo de este trabajo es la validación de los datos de dosimetría relativa introducidos en planificador de Braquiterapia PLATO™ V 14.2.4 para la fuente de alta tasa de ¹⁹²Ir MicroSelectron de Nucletron.

Material y métodos: Para ello, se planifica un tratamiento consistente en una posición única de la fuente

en un maniquí de agua (densidad 1,0 g/cm³) y los resultados se comparan con un cálculo MonteCarlo a través del código PENELOPE¹ (v. 2003).

La simulación se realiza con la descripción de la geometría utilizada en el artículo de Daskalov et al.² en sus simulaciones para la fuente denominada 'New Design'. Se eligen como energías de corte de la simulación, 10 keV para electrones y positrones y 1 keV para fotones. El espacio de coordenadas se discretiza en celdas con simetría cilíndrica de $\Delta r = \Delta z = 0,5$ mm. La incertidumbre estadística a 3σ es inferior al 3% para radios esféricos inferiores a 5 cm.

Los datos de emisión del ¹⁹²Ir se toman de la biblioteca 'Ernest O. Lawrence Berkeley National Laboratory' (LBNL)³.

Resultados y conclusiones: Se comparan dosis relativas en el plano transversal y longitudinal de la fuente para dos normalizaciones, una a 1 cm y otra a 3 cm de profundidad en el plano radial que pasa por el centro de la fuente, mediante comparación de curvas de isodosis.

Los resultados dan una concordancia de dosis muy aceptable con desviaciones en las curvas de isodosis siempre inferiores a 1 mm, dándose las mayores discrepancias en la zona afectada por el cable que une la fuente al dosificador.

Referencias

1. Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. "PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport", Workshop Proceedings, Issy-les-Moulineaux, France, 2003. NEA Data Bank.
2. Daskalov GM, et al "Monte-Carlo aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source". Med Phys 1998;25:2200-2208
3. Ekström LP, Firestone R.B. WWW Table of Radioactive Isotopes, versión 28/2/99 desde la URL <http://ie.lbl.gov/toi/index.htm>

0060

ESTUDIO DE LA BRAQUITERAPIA ENDOCAVITARIA CON TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA (CT). ANÁLISIS DE LOS HISTOGRAMS DOSIS-VOLUMEN (DVH) Y PROPUESTA DE UN PROTOCOLO 3D

X.J. JUAN SENABRE, M. ZURITA, R. DEL MORAL, G. ARREGUI CASTILLO, J.L. OSORIO CEBALLOS, R. RUIZ VELASCO, A. ORELLANA SALAS, J.A. BULLEJOS DE LA HIGUERA

Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada.

Introducción y objetivos: En el Hosp. Univ. Virgen de las Nieves (HUVN) se usa la TAC desde junio de 2003 para el cálculo dosimétrico en todas las braquiterapias realizadas. Se propone hacer un paso del ICRU 38 a un nuevo protocolo 3D mediante un estudio exhaustivo de los DVH, distinguiendo en los distintos estadios y las prescripciones de dosis

Material y métodos: Se usa un TAC convencional de General Electric para la obtención de las imágenes de las pacientes. Para la terapia clínica se usa colpostatos de Delouche, técnica de baja tasa de dosis y fuentes supuestamente lineales almacenadas en el Curietron que se disponen mediante carga diferida automática. La dosimetría se realiza con el planificador Pinnacle de ADAC. En total se analizan 35 pacientes, de las cuales 8 se sometieron a braquiterapia exclusiva (50 Gy de prescripción a 0,5 cm de cúpula vaginal) y 27 a braquiterapia como sobreimpresión (16 Gy de prescripción a 0,5 cm de cúpula vaginal). De las 35 pacientes 22 tienen un diagnóstico de cáncer de endometrio (4 IB1, 6 IB2, 9 IIB, 3 IIIB) y el resto de cérvix (2 IB1,5 IB2, 4 IIB, 2 IIIB).

Resultados: Para todas las pacientes se ha delineado el GTV, el CTV (expansión de 0.5 cm del GTV), el recto, el colon sigmoide, la vejiga y el intestino delgado. Se han representado los puntos ICRU de los órganos de riesgo según el ICRU 38 y se ha comparado con la información de cada histograma. En la mayoría de los casos el órgano de riesgo es el recto o la vejiga, estableciéndose una relación entre la dosis en el punto ICRU y el volumen que se corresponde en el DVH, así como la relación lineal promediada entre la dosis al 3% del volumen de los órganos de riesgo y la dosis en los puntos ICRU.

Para braquiterapia exclusiva se obtiene que la dosis en el punto de recto ICRU es 1,14 veces la dosis al 3% del volumen de éste, y que la dosis en el punto de vejiga ICRU es 1,16 veces la dosis al 3% del volumen de ésta. En braquiterapia como sobreimpresión se obtiene que la dosis en el punto de recto ICRU es 1,25 veces la dosis al 3% del volumen de éste, y que la dosis en el punto de vejiga ICRU es 1,06 veces la dosis al 3% del volumen de ésta.

Conclusiones: Se deduce de los DVHs que los puntos ICRU infradosifican las dosis límite que pueden recibir los órganos de riesgo. En algunos casos (2 pacientes) el colon sigmoide o el intestino delgado recibían dosis considerables que el protocolo 2D de la ICRU 38 no contempla, poniendo de manifiesto la limitación de la braquiterapia 2D.

Los resultados obtenidos en conjunto permiten establecer en braquiterapia un protocolo dosimétrico 3D, a seguir desde ahora en adelante.

Referencias

1. Kim RY, Pareek P. Radiography-based treatment planning compared with computed tomography (CT)-based treatment planning for intracavitary brachytherapy in cancer of the cervix: Analysis of doses-volume histograms. *Brachytherapy* 2003;2:200-206.
2. Li-Man Sun, Eng-Yen Huang, Sheung-Fat Ko et al. Computer tomography-assisted three-dimensional technique to assess rectal and bladder wall dose in intracavitary brachytherapy for uterine cervical cancer. *Radiation Therapy and Oncology* 2004;71:333-337.
3. Tanderup K, Lindegaard JC. Multi-channel intracavitary vaginal brachytherapy using three-dimensional optimization of source geometry. *Radiation Therapy and Oncology* 2004;70:81-85.
4. Van den Bergh F, et al. The use of transverse CT image for the estimation of the dose given to the rectum in intracavitary brachytherapy for carcinoma of the cervix. *Radiation Therapy and Oncology* 1998;47:85-90.
5. Li S, et al. Analysis of the dose-surface histograms and dose-wall histogram for the rectum and bladder. *Medical Physics*, 1997 (24).
6. Tan LT, et al. Bladder dose estimation during intracavitary brachytherapy for carcinoma of the cervix using a single line source system.
7. Kim RY, et al. Image-based intracavitary brachytherapy in cancer of the cervix: analysis of CT based tumor coverage by pear-shaped isodose dimensions.
8. Terahara A et al. Dose-volume histogram analysis of high rate intracavitary brachytherapy for uterine cervix cancer. *Radiat. Oncol Biol Phys* 1996;35(3):549-554.
9. Kim RY. Image-Based Treatment Planning for Intracavitary Brachytherapy in Cancer of the Cervix: Analysis of Dose-Volume Histograms. *Radiat Oncol Biol Phys* 1997;39:208.
10. Kim RY. Radiography-based treatment planning compared with computed tomography (CT)-based treatment for intracavitary brachytherapy in cancer of the cervix: Analysis of dose-volume histograms. *Brachytherapy* 2003;2:200-206.
11. ICRU report 38. Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. 1985.

Palabras clave: Braquiterapia endocavitaria, carcinoma de endometrio y cérvix, ICRU 38, histograma dosis-volumen, TAC y tratamiento tridimensional.

0063

DISEÑO DE UN SISTEMA DE VERIFICACIÓN DE DOSIS PARA EL PLANIFICADOR BRACHYVISION DE VARIA MEDICAL SYSTEM

Introducción y objetivos: El objetivo de este trabajo es la comprobación de la dosis calculada por el planificador de braquiterapia de alta tasa de dosis "Brachyvision", de la casa VARIAN, mediante una hoja de cálculo que halla la dosis en distintos puntos, de acuerdo al documento TG43 de la AAPM, en el cual se basa el cálculo del planificador.

Material y métodos: Se trata de una hoja de cálculo, realizada con el programa Excel de Microsoft, que se basa en la publicación TG43 de la AAPM, en la cual se calcula la tasa de dosis (cGy/h) teniendo en cuenta factores físicos y dosimétricos del I^{192} : actividad de la fuente, tasa de kerma en aire, constante de tasa de dosis en agua respecto al aire, factor geométrico de la fuente, función radial de dosis y factor de anisotropía. Los datos de los puntos de cálculo se introducen en coordenadas polares (r, θ) , que se convierten en rectangulares (x, y) a lo largo del proceso de cálculo. Para la función radial y de anisotropía se interpolan los datos de tablas de una publicación actualizada para el modelo de fuente que se utiliza en nuestra unidad (unidad de alta tasa de dosis VARI-SOURCE con fuente de 0,5 cm).

Una vez calculada la tasa de dosis, ésta se multiplica por el tiempo dado en el planificador para obtener la dosis en un punto (r, θ) .

El objetivo es obtener la desviación porcentual respecto de la dosis calculada en un punto por el planificador.

Resultados y conclusiones: Los resultados obtenidos están dentro de los límites establecidos en el real decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Se observa que la mayor discrepancia se encuentra para ángulos cercanos a 0° o 180° y para distancias radiales pequeñas (discrepancias $\geq 5\%$).

Referencias

- Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43".
- Angelopoulos A, Baras P, Sakelliou L, Karaikos P, Sandilos P. Monte Carlo dosimetry of a new ^{192}Ir high dose rate brachytherapy source
- F. H. Attix. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.
- "Using Brachyvision" Manual de usuario del planificador Brachyvision de Varian Medical System.

Palabras clave: Braquiterapia, alta tasa, planificador, hoja de cálculo.

REPRODUCIBILIDAD DEL TEMPORIZADOR EN HDR SIN CONTRIBUCIÓN DEL TRÁNSITO DE LA FUENTE

M. SÁEZ BELTRÁN, R. SÁNCHEZ CASANUEVA, F. FAYOS
FERRER, A. POZUELO

*Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Ruber
Internacional. Madrid.*

Introducción: En la determinación de la reproducibilidad del temporizador de la unidad de HDR según el procedimiento del documento de la SEFM, para tiempos de 0,1 s se obtuvieron resultados de $\sigma_Q/Q \sim 6\%$. Se decidió estudiar de qué manera se podía separar la contribución del temporizador del debido al tránsito de la fuente. No se encontró en la literatura ningún procedimiento para efectuar esta separación.

Métodos: Suponemos que el tiempo que mide el temporizador es independiente del tiempo de tránsito de la fuente en su salida del contenedor hasta la posición de tratamiento. Así, la carga debida al tránsito y la carga recogida debida al temporizador son variables aleatorias independientes. Para poder separarlas se programan N posiciones con mismo tiempo. Entonces, $Q = q_T + N \cdot q$. La carga debida al tránsito inter-posiciones se considera despreciable. Al ser variables independientes entonces $\sigma_Q^2 = \sigma_q T^2 + N \cdot \sigma_q^2$. Las posiciones están separadas cada 2,5 mm. Se escoge $t=0.1$ s y N de 1 hasta 5. Para cada N se realiza mínimo 5 recorridos, con un total de 29 recorridos de fuente. Mediante ajuste por mínimos cuadrados se hallan q_T , q , $\sigma_q T^2$ y σ_q^2 .

Resultados: La mayor carga y mayor incertidumbre es debida al tránsito de la fuente, $\sigma_{q_T}/q_T = 4,3\% \pm 1,0\%$ ($k=1$). Cuando $t=0,1$, la mayor dosis es debida al tránsito, $q_T/q = 5 \pm 0,09$ ($k=1$). Con el método descrito σ_q/q resultó compatible con cero, con factor de cobertura 2, aunque por otros métodos se hallan estimaciones menores que el 10 %.

Discusión y conclusiones: El tránsito de la fuente constituye la mayor contribución a la medida, e introduce una dispersión que es detectable por la cámara pozo, y ha de ser tomada en cuenta en el cálculo de la reproducibilidad. Es necesario un mayor número de recorridos para resolver con una incertidumbre menor la reproducibilidad de tiempos de 0,1 s.

Palabras clave: Braquiterapia, alta tasa, temporizador, control de calidad.

DISEÑO DE UN SOPORTE PARA LA MEDIDA DIRECTA DE CARTUCHOS EN LA VERIFICACIÓN DEL AKR EN SEMILLAS

L. I. RAMOS, J. D. AZCONA

Departamento de Oncología, Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona.

Introducción: Actualmente Amersham ofrece las semillas para implantes prostáticos cargadas en cartuchos para su uso directo con el aplicador Mick. Aprovechándolo se ha diseñado y calibrado un holder específico para medir en la cámara pozo el cartucho en si y obtener de esta media el Air Kerma Strength promedio de las semillas que contiene.

Material y métodos: Durante 50 envíos de semillas de I^{125} modelo 6711, se midió uno de los cartuchos así como las 15 semillas que contenía obteniéndose el factor Φ para cada uno de estos envíos.

Para comprobar que F es independiente de forma de cargar las semillas todos los cartuchos se midieron dos veces cargando sus semillas de distinta forma.

Todas las medidas consistieron en la carga acumulada en 60 segundos dentro de una cámara pozo Standard Imaging HDR 1000 Plus conectado a un electrómetro PTW unidos E. Para medir las semillas individuales se usó un soporte específico Standard Imaging 70016.

Resultados: El valor medio de Φ es $1,54 \cdot 10^{-3}$ con una desviación estándar de $7 \cdot 10^{-6}$, inferior al 0,5%.

Para ver si el orden de las semillas influye en el resultado las dos series obtenidas con distinto orden se contrastaron en el test no paramétrico de Mann - Whitney sin evidencia de que ambas poblaciones fueran distintas.

Conclusiones: Es posible medir un cartucho en conjunto para obtener el AKR medio de las semillas que contiene.

Esto supone un ahorro importante de tiempo, permite la medida indirecta, a través de Φ , de todas las semillas de la muestra.

Palabras clave: Braquiterapia de próstata, control de calidad, Air Kerma Strength.

CÁLCULO POR MONTE CARLO DE LOS PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS DE LA FUENTE DE HDR BEBIG IR-192

D. GRANERO*, J. PÉREZ-CALATAYUD**,*** F. BALLESTER*, R. CASES*, E. CASAL*, S. AGRAMUNT*

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

****Sección de Física, Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario "La Fe". Valencia.*

Introducción y objetivos: La braquiterapia de alta tasa (HDR) es hoy en día una técnica ampliamente extendida en el ámbito de la braquiterapia clínica. Para esta técnica se requieren datos de calidad de las distribuciones de dosis de las fuentes usadas en el tratamiento clínico. Debido a las diferencias en el diseño de las fuentes, se requieren además datos dosimétricos específicos para cada modelo de fuente. El recientemente publicado BRAPHYQS-ESTRO Report proporciona los datos dosimétricos existentes para todas las fuentes de Ir-192 usadas en braquiterapia de alta tasa resaltando que para la fuente usada por el sistema de carga remota BEBIG MultiSource (BEBIG GmbH, Alemania) no existen datos dosimétricos. El propósito de este estudio es obtener las distribuciones de dosis en agua líquida alrededor de esta fuente para que puedan ser usadas en los sistemas de planificación.

Material y métodos: Se ha usado el código Monte Carlo GEANT4 para obtener la tasa de dosis en agua y la "air-kerma strength" alrededor de la fuente de Ir-192. Todos los detalles de la fuente encapsulada en acero inoxidable BEBIG HDR de 1,1 mm de diámetro exterior han sido incluidos en las simulaciones.

Resultados y conclusiones: Se ha obtenido un conjunto completo de datos dosimétricos para la fuente BEBIG de Ir-192. Se han obtenido las funciones dosimétricas del TG43 así como una tabla de la distribución de dosis en coordenadas rectangulares que es consistente con los datos proporcionados para el cálculo de la dosis siguiendo el formalismo del TG43. Los parámetros y funciones dosimétricas obtenidas han sido comparadas con las existentes en la literatura para otras fuentes de HDR mostrando que el uso de datos dosimétricos específicos para esta fuente está justificado. Estos datos dosimétricos pueden ser usados como datos de entrada en los sistemas de planificación y para validar los cálculos realizados por estos. Como parte de la política del grupo de trabajo BRAPHYQS-ESTRO, estos datos dosimétricos serán incorporados a la página web: <http://www.uv.es/braphyqs> de forma que sean accesibles para los usuarios.

Palabras clave: HDR, Ir-192, braquiterapia, Monte Carlo.

ESTUDIO DOSIMÉTRICO POR MONTE CARLO DE LOS APLICADORES TIPO DOME PARA FUENTES DE LDR CS-137

J. PÉREZ-CALATAYUD***, D. GRANERO***, F. BALLESTER***, F. LLISO**, R. CASES***, E. CASAL***, S. AGRAMUNT***

*ITIC, Benidorm.

**Sección de Física, Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario "La Fe", Valencia.

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

Introducción y objetivos: Los cilindros plásticos tipo "dome" se diseñaron para la irradiación homogénea tanto de la cúpula vaginal como en determinadas áreas adicionales de la vagina, en pacientes sometidas a histerectomía. Esta técnica de tratamiento se ha utilizado ampliamente en braquiterapia de baja tasa de dosis (LDR) con fuentes Cs-137 y actualmente en alta tasa de dosis (HDR). Todos los sistemas de planificación de tratamiento (TPS) comercialmente disponibles basan sus cálculos en la superposición de las distribuciones de tasa de dosis en agua debidas a cada fuente, sin considerar los efectos entre fuentes y entre estas y el aplicador, aproximación lógicamente intrascendente en el caso de HDR. El objetivo de este estudio es evaluar estos efectos de perturbación inter-fuentes y por el material metálico del aplicador en el caso que se utilicen fuentes LDR de Cs-137 dome fabricadas por CIS (Cis Bio Internacional, Francia).

Material y método: Se ha usado el método Monte Carlo (MC), código GEANT4, para obtener la tasa de kerma de referencia en aire y la tasa de dosis en agua alrededor del aplicador cargado con las fuentes estudiadas. Se han considerado los dos aplicadores de uso más frecuente, con diámetros externos de 2,5 cm y 3 cm. Se ha supuesto una disposición de 4 fuentes a lo largo del aplicador, incluyendo las dos posibilidades de que la fuente superior sea modelo CSM11 o CSM3-a, seguida de tres fuentes CSM3, en ambos casos.

Resultados: Las diferencias entre los resultados MC y los obtenidos con la aplicación del principio de superposición están dentro del 1-3% enfrente del tren de fuentes, debido principalmente a la atenuación producida por el alojamiento de acero inoxidable. Sin embargo, cerca y a lo largo del eje longitudinal, las diferencias están entre 3-10% y el 8-10% para las configuraciones del dome con la CSM3-a y la CSM11, respectivamente. Estas diferencias se deben, principalmente, al efecto entre las fuentes. A partir de la simulación MC completa del dome, se ha obtenido

la contribución individual de cada fuente en puntos seleccionados de la superficie y se han tabulado con el objetivo de permitir realizar una evaluación de dosis realista, principalmente a lo largo del eje longitudinal de dome. Dicha tabla permite cálculos de 1 a 4 fuentes de cualquier intensidad individual.

Conclusiones: La conclusión principal es que mientras las dosis obtenidas por MC en la pared lateral vaginal, el recto y la vejiga están muy cerca de la dosis estimada aplicando el principio de superposición, la dosis a la cúpula vaginal queda sobrestimada por los TPS al menos en un 10%. Este hecho debe ser tenido en cuenta a la hora de la evaluación de la dosis que tradicionalmente se ha administrado con fuentes LDR de Cs-137 cuando se efectúa la transición a una técnica de HDR.

Palabras clave: Braquiterapia, Cs-137, Monte Carlo, aplicador dome, sistemas de planificación.

CONFECCIÓN DE UN PROGRAMA PARA LA VERIFICACIÓN INDEPENDIENTE DE LOS CÁLCULOS DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN EN IMPLANTES DE PRÓSTATA

V. CARMONA*, F. LLISO*, J. PÉREZ-CALATAYUD***, J. LÓPEZ*, F. CANDELA*, F. BALLESTER**, E. TOMÁS*

*Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital La Fe. Valencia.

**Departamento FAMN - IFIC. Facultad Física. Universidad Valencia.

Introducción y propósito: Todas las recomendaciones indican que se debe realizar una verificación independiente de los cálculos de los Sistemas de Planificación (SP) en la dosimetría clínica de cada paciente. Lógicamente esta verificación puede tener unos márgenes de tolerancia mayores que los del cálculo del SP. Para el caso de Braquiterapia (BT) prostática se proponen en la literatura diversos métodos, muchos de ellos tratando globalmente el implante y calculando la dosis a gran distancia del mismo. El propósito de este trabajo ha sido la confección de un programa de verificación independiente de cálculo de dosis en puntos representativos dentro del implante.

Material y método: El SP con el que se realizan las dosimetrías clínicas es SIMUPLAN que considera a las fuentes de I-125 con geometría lineal aunque se localizan por un punto en su centro, ya que se supone que la orientación de todas las fuentes es la sagital, es

decir, perpendicular a los planos transversales de la ecografía transrectal.

El programa confeccionado se ha realizado como hoja de cálculo EXCEL, en éste es posible la introducción manual de las coordenadas de las fuentes o aceptar un fichero con las mismas importado del SP. Las coordenadas de los puntos de cálculo se toman de los planos transversales ecográficos. El programa confeccionado realiza el cálculo de las fuentes ligadas (Rapid-Strand de Amersham) siguiendo el formalismo del TG43 (Med. Phys. 1995; 22: 209-234). Los valores de la Constante de Tasa de dosis, Función Radial de dosis, Factor Geométrico y Función de Anisotropía se han tomado de la publicación reciente en la que se ha revisado el formalismo TG43 (Med Phys 2004; 31: 633-674) y se han recomendado unos valores de consenso a utilizar en la dosimetría con fuentes de I-125 y Pd-103.

Resultados: En cada dosimetría clínica se realiza el cálculo independiente en tres puntos representativos tanto en dosis total (dos de ellos próximos a la prescripción 145 Gy y uno de ellos con dosis mayor del 150%) como en situación dentro de la próstata. Para los 60 pacientes tratados, la diferencia entre el SP y el Programa de verificación ha resultado ser de un valor medio -0,3% y desviación entre -1,9% y 2,5% ($k=2$). Esas diferencias vienen motivadas por la diferencia entre los datos recomendados y los utilizados por el SP así como por la resolución de la ventana de cálculo.

Conclusión: El Programa de cálculo independiente permite cumplir las recomendaciones de verificación independiente de la dosimetría clínica de manera muy rápida (menos de 5 minutos), siendo posible su aplicación en otros SP al contemplado en este trabajo.

Palabras clave: Braquiterapia, I-125, dosimetría clínica.

0126

CONFECCIÓN DE UN PROGRAMA PARA LA VERIFICACIÓN INDEPENDIENTE DE LOS CÁLCULOS DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN EN HDR-PDR

F. LLISO*, V. CARMONA*, J. PÉREZ-CALATAYUD***, J. LÓPEZ*, F. CANDELA*, F. BALLESTER**, E. TOMÁS*

*Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital La Fe. Valencia.

**Departamento FAMN - IFIC. Facultad Física. Universidad Valencia.

Introducción y propósito: Todas las recomendaciones indican que se debe realizar una verificación independiente de los cálculos de los Sistemas de Planificación (SP) en la dosimetría clínica de cada paciente. Lógicamente esta verificación puede tener unos márgenes de tolerancia mayores que los del cálculo del SP. Para el caso de Braquiterapia de Alta Tasa (HDR) y Tasa Pulsada (PDR) se proponen en la literatura diversos métodos, muchos de ellos tratando globalmente el implante y calculando la dosis a gran distancia del mismo. El propósito de este trabajo ha sido la confección de un programa de verificación independiente de cálculo de dosis en puntos dentro del implante.

Material y método: El SP con el que se realizan las dosimetrías clínicas es el PLATO (Versión 14.2.5) que calcula y optimiza las distribuciones de dosis a administrar con el microSelectron de HDR (con la fuente de 0,9 mm de diámetro externo) y el microSelectron de PDR (con una fuente idéntica pero 10 veces menos activa) recientemente adquiridos en nuestro Hospital. Este SP considera a las fuentes de Ir-192 con geometría lineal, es decir, utilizando en el cálculo la función de anisotropía. El programa confeccionado se ha realizado como hoja de cálculo EXCEL, en éste es posible la introducción manual de las coordenadas de las posiciones de la fuente y sus tiempos de permanencia, así como las coordenadas de los puntos de cálculo. Este proceso se ha automatizado importando directamente del SP la totalidad de posiciones de fuente y los puntos de cálculo. El programa confeccionado realiza el cálculo utilizando las tablas de tasa de dosis en coordenadas cartesianas junto con las funciones del TG43 (Constante de Tasa de dosis, Función Radial de dosis, Factor Geométrico y Función de Anisotropía) tomadas de la publicación de Daskalov et al. (Med Phys 1998; 25: 2200 y Med Phys 2000; 27: 1999) existentes en la web de BRAPHYQS www.uv.es/braphyqs.

Resultados: Dado que el algoritmo de cálculo y datos base del programa confeccionado es el mismo que el seguido por el SP, existe buen acuerdo entre ambos.

Conclusión: El Programa de cálculo independiente permite cumplir las recomendaciones de verificación independiente de la dosimetría clínica.

Palabras clave: Braquiterapia, I-125, dosimetría clínica.

INFORMÁTICA Y BIOFÍSICA

1010

CAMPAÑA DE MEDIDA DE LA CONTAMINACIÓN ELECTROMAGNÉTICA EN LA BAHÍA DE CÁDIZ DEBIDA A LAS ESTACIONES BASES DE TELEFONÍA MÓVIL

G. GUTIÉRREZ AMARES*, L. MACHUCA MUÑOZ**

*Cátedra de Física Médica. Departamento Materno-Infantil y Radiología. Facultad de Medicina. Universidad de Cádiz. Edificio Servicios Generales, Cádiz

**Cátedra de Física Médica. Departamento Materno-Infantil y Radiología. Facultad de Medicina. Universidad de Cádiz. Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario de Puerto Real. Edificio Servicios Generales, Cádiz

Introducción y objetivos: La generalización de la telefonía móvil en nuestra sociedad ha supuesto un despliegue a gran escala de la red de estaciones bases (BTS) por parte de los diferentes operadores de telefonía, con la consiguiente preocupación de un gran sector de la población debido al posible efecto sobre la salud derivado de la exposición a estas emisiones radioeléctricas.

El objetivo de este trabajo es la realización de una campaña de medidas de las emisiones procedentes de las BTS en las ciudades que forman parte de la Bahía de Cádiz y en aquellos lugares donde la permanencia del público es habitual, comparando estos datos con los niveles de referencia que establece la legislación española al respecto.

Material y métodos: El equipo utilizado es el modelo C.A 43 del fabricante Chauvin Anoux con sonda isotrópica EF2 del mismo fabricante. Este equipo permite la medida de los campos eléctricos entre 0,1 y 200 V/m para frecuencias comprendidas entre los 100 kHz y los 2500 MHz.

Las medidas se han realizado durante un intervalo de tiempo de 6 minutos, en un radio de 300 metros alrededor de cada BTS y en condiciones de campo lejano.

Resultados: Se han medido las emisiones procedentes de las BTS situadas en el casco urbano de cada una de las 9 ciudades que forman parte de la Bahía de Cádiz, esto es: Cádiz, Jerez de la Frontera, Rota, Sanlúcar de Barrameda, San Fernando, Puerto de Santa María, Puerto Real, Chiclana de la Frontera y Chipiona. En total se han medido 90 BTS.

El valor promedio más alto encontrado ha sido de 7,9 V/m ($16,5 \mu\text{W}/\text{cm}^2$) en la ciudad de San Fernando, seguido de Jerez con 6,2 V/m ($10,2 \mu\text{W}/\text{cm}^2$).

Conclusiones: Todos los valores encontrados de campo eléctrico son muy inferiores a los niveles de referencia que establece la legislación española.

Palabras clave: Telefonía móvil, radiaciones no ionizantes, exposición ambiental.

1013

ULTRASONIDO 3D: RECONSTRUCCIÓN Y VISUALIZACIÓN

D. MACÍAS*, R. CÁRDENES**, R. MARTÍN OLIVA*, J. RUIZ ALZOLA***

*Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Gran Canaria "Dr. Negrín".

**Centro de Tecnología Médica. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

***Instituto Tecnológico de Canarias. Gobierno de Canarias.

Objetivo: El propósito de este trabajo es la puesta en marcha de un sistema de **adquisición y visualización 3D de imágenes médicas de ultrasonido (US)** utilizando un equipo convencional bidimensional asistido por una **sonda de localización**. Las sondas más utilizadas son receptores de emisores de campos electromagnéticos. Las lecturas del localizador determinan las posiciones y orientaciones de las imágenes 2D con respecto al transmisor fijo, que es el origen de coordenadas del sistema de adquisición. El conjunto de B-scans recogidos junto con sus posiciones relativas llenan una matriz regular de elementos de volumen, que reconstruyen el volumen de la región en estudio. Finalmente esta matriz se visualiza utilizando algún software de renderizado después de segmentados los volúmenes de la misma.

Un aspecto clave en la adquisición de US de **manos libres**, o **freehand**, 3D es la calibración espacial previa del sistema, que implica la determinación de la posición y orientación de los B-scans con respecto al sensor montado en el transductor. El resultado de la calibración son seis constantes de **offset** (compensación), tres de posición y tres de orientación. Los offsets han de añadirse a la lectura del sensor para calcular la posición de las exploraciones bidimensionales durante la reconstrucción. La calibración ha de ser muy precisa para así obtener una reconstrucción consistente que preserve la forma anatómica real.

Material:

- *Ecógrafo ORION (PHILIPS).*
- *Ordenador con tarjeta de captura de vídeo.*
- *Dispositivo de localización electromagnético miniBird 800 (Ascension).*
- *Stradx: software que permite guardar el conjunto de imágenes junto con sus datos de posición para su posterior reconstrucción y visualización (<http://mi.eng.cam.ac.uk/~rwp/stradx>).*
- *Baño de agua.*
- *Fantoma de Cambridge.*
- *Fantoma de US de material equivalente a tejido de hígado humano (CIRS).*

Fases:

- Puesta a punto del sistema transductor-sensor de localización.
- Calibración espacial con el fantoma del baño de agua y de Cambridge.
- Adquisición de imágenes de maniquís construidos con materiales equivalentes a tejido humano.

Resultados: Con aquellas calibraciones que resultaron satisfactorias, se hicieron adquisiciones del fantoma de material equivalente a hígado. En particular se tomaron secuencias de imágenes de objetos cilíndricos de 12 mm de diámetro inmersos en su estructura, que fueron reconstruidos en 3D y visualizados.

Conclusiones:

- Hemos montado un sistema cuyo atractivo principal es su bajo costo, en comparación con equipos 3D genuinos.
- El sistema es portable. Trasladando la sonda electromagnética y el ordenador de adquisición a cualquier ecógrafo 2D convencional es posible montar la técnica descrita.
- El sistema abre un abanico amplio de posibilidades. Por ejemplo, en el campo de la radioterapia podría ser utilizado en el posicionamiento diario de pacientes oncológicos con cáncer de próstata.

Referencias:

- Prager et al. Automatic calibration for 3-D free-hand ultrasound. Cambridge University Engineering Department. CUED/F-INFEG/TR 303. 1997.
- Prager et al. Stradx: real-time acquisition and visualisation of freehand 3D ultrasound. Cambridge University Engineering Department. CUED/F-INFEG/TR 319. 1998.

- Nelson. Three-Dimensional Ultrasound. Lippincott Williams and Wilkins. 1999.

1025

MODIFICACIÓN ESTRUCTURAL Y QUÍMICA (SUPERFICIAL) DE MEMBRANAS CELULÓSICAS DEBIDO A RADIACIONES IONIZANTES

J. CASADO*, M.V. GARCÍA DE YUSO**, J. BENAVENTE**, P. GALÁN****

*Departamento de Química-Física. Universidad de Málaga.
**Departamento de Física Aplicada. Universidad de Málaga.
***Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga.

El trabajo estudia las modificaciones químicas superficiales y estructurales causadas por radiación ionizante sobre membranas de celofán (celulosa regenerada). La celulosa es un material comúnmente utilizado en la fabricación de membranas de diálisis y hemodiálisis, y el componente principal de la pared celular de la mayoría de las plantas; permite estimar las modificaciones producidas radiaciones ionizantes en membranas biológicas celulares.

La membrana de celofán (membrana C5) fue tratada con radiación suministrada por una Unidad de Cobalto en el interior de un maniquí homogéneo y a la profundidad de 1 cm, para garantizar las condiciones de equilibrio electrónico. Se suministraron dosis de 30 Gy (membrana C5-Ir30) y 80 Gy (membrana C5-Ir80).

Las modificaciones en las membranas se han estudiado mediante el análisis de los espectros de infrarrojo (ATR) y fotoelectrones de rayos X (XPS).

La comparación de los espectros ATR de las distintas membranas muestra:

- El entorno químicos de los enlaces C-O cambian ligeramente, encontrándose un incremento de 4 cm^{-1} de la $\nu(\text{C-O})$ A 1017 cm^{-1} en C5 y 1020 cm^{-1} en C5-Ir80.
- En la región de las vibraciones de $\nu(\text{C-H})+\nu(\text{CH}_2)$, a 2900 cm^{-1} , la diferencia más significativa es la mayor estructuración de la banda tras la irradiación. Es posible que la irradiación afecte al empaquetamiento de las cadenas poliméricas, dando lugar a una cierta compactación de la membrana, lo que podría afectar al transporte.
- La banda débil a 1724 cm^{-1} en la membrana C5, que podría asociarse a vibraciones $\nu(\text{C=O})$, se des-

plaza a 1733 cm^{-1} en la membrana irradiada con mayor dosis (C5-Ir80). Este tipo de función podría indicar una cierta degradación de la membrana tras su exposición a la radiación en presencia de oxígeno (o durante la propia síntesis).

Las concentraciones atómicas de carbono y oxígeno en la superficie de las distintas membranas indican la eliminación de la contaminación orgánica (carbono adventicio) sobre la superficie de las muestras irradiadas, no observándose diferencias significativas dependiendo de la dosis de radiación aplicada.

También se ha considerado de interés el estudio IR de las membranas con agua en su interior (situación común). Los resultados muestran que la presencia de agua afecta, globalmente y de forma significativa, a la estructura de toda la membrana. En particular, al comparar los espectros de las muestras C5, C5-Ir80 Y C5I-r80-mojada, se observa como en la región de las bandas asociadas a las vibraciones $\nu(\text{C-O})$ con mayor grado de alteración ($\cong 1050\text{ cm}^{-1}$), la posición del espectro sigue el orden: C5>C5-Ir80-mojada>C5-Ir80, lo que parece indicar que la irradiación de la membrana y su exposición a agua producen efectos opuestos en su estructura.

El conjunto de los resultados de IR parece indicar que la irradiación de la membrana conlleva cierto grado de compresión, mientras que la incorporación de agua supone la expansión de la misma, reduciendo esos efectos.

Palabras claves: Membranas, irradiación de membranas, XPS, análisis de infrarrojos.

1044

DESARROLLO DE UNA INTERFASE DE USUARIO PARA LA OBTENCIÓN AUTOMÁTICA DE DATOS DE INTERÉS ODONTOLÓGICO, A PARTIR DE LA DIGITALIZACIÓN DE ARCADAS DENTARIAS

R. CIBRIÁN*, M. BUENDÍA*, R. SALVADOR*, V. PAREDES**, J.L. GANDÍA**

*Biofísica y Física Médica. Dpto. Fisiología.

**Ortodoncia. Dpto. Estomatología. Facultad de Medicina y Odontología. Universidad de Valencia.

Introducción: Los modelos de estudio sobre escayola de las arcadas dentarias son ampliamente utilizados en la práctica odontológica ya que permiten un registro tridimensional de la morfología

dentaria del paciente, su tipo de oclusión, su clase canina o molar etc. Sobre ellos se efectúan diversas medidas para obtener índices de interés ortodóncico que ayudan a planificar un adecuado diagnóstico y tratamiento. El inconveniente de este tipo de registros es, por un lado, la necesidad de su almacenamiento, tanto más cuando para cada paciente deben tomarse varios modelos a lo largo del tratamiento y por otro, lo tedioso de la obtención de las medidas necesarias cuando se realiza de forma manual.

Nuestro grupo ha desarrollado una interfase de usuario que permite, tras digitalizar adecuadamente los modelos de escayola del maxilar superior e inferior de cada paciente, realizar medidas sobre las correspondientes imágenes digitalizadas y obtener de forma automática los índices de Bolton y Little, así como realizar predicciones del tamaño mesiodistal de los dientes que no han hecho erupción.

Material y método: Para la digitalización de las arcadas dentarias se ha utilizado un scanner convencional, rodeando la imagen con papel milimetrado para permitir un correcto calibrado, obteniendo imágenes de aproximadamente 700×600 ppp.

Para la escritura del código fuente se ha utilizado el Delphi 3.0, entorno de programación orientado a objetos.

Resultados y conclusiones: La digitalización de las arcadas dentarias permite, por un lado, facilitar la toma de las medidas primarias (diámetros mesiodistales de los dientes, distancias intercaninas e interpolares y longitudes de arcada) y por otro obtener, de forma automática, todas las magnitudes de interés que se basen en combinaciones de dichas medidas primarias.

La necesidad de relacionar medidas de ambos maxilares para la obtención de los índices de mayor interés en ortodoncia como los índices de Bolton y de Little, obliga a una adecuada codificación de los nombres de las imágenes ya que deben contener información sobre el paciente, su sexo y el maxilar de que se trate. La referencia al sexo es imprescindible para posibilitar la predicción del diámetro mesiodistal de los dientes que aun no han hecho erupción, ya que el tamaño dental es diferente para ambos sexos.

Actualmente se está desarrollando un sistema de reconocimiento automático de los dientes que permita la extracción automática de las medidas primarias.

Palabras clave: Digitalización, ortodoncia, índice de Bolton, predicción.

UTILIZACIÓN DEL COLOR COMO CÓDIGO PARA LA DETERMINACIÓN DE LA FUNCIÓN SUPERFICIE DE UN OBJETO MEDIANTE LUZ ESTRUCTURADA

M. BUENDÍA*, R. CIBRIÁN*, R. SALVADOR*, M.F. MÍNGUEZ**, M. LAGUÍA***

*Biofísica y Física Médica. Dpto. Fisiología. Facultad de Medicina. Universidad de Valencia.

**Servicio de Traumatología. Hospital Clínico Universitario de Valencia.

***Servicio de Traumatología. Hospital Clínico Universitario. Dpto. de Medicina. Universidad de Valencia.

Introducción: En los últimos años nuestro grupo ha trabajado en el desarrollo de algoritmos que permiten la obtención de la superficie de objetos y concretamente de la espalda humana a partir de la proyección sobre el objeto de una cuadrícula blanca sobre fondo negro de dimensiones conocidas. Con este procedimiento, únicamente válido para objetos continuos, se han obtenido buenos resultados pero la mejora de la exactitud del método viene limitada por la capacidad de resolver las líneas blancas proyectadas en las zonas cóncavas del objeto. Por ello, se ha variado la cuadrícula que se proyecta sobre el objeto introduciendo el color lo que en permite una mejor resolución de las líneas.

En este trabajo presentamos los primeros resultados y las mejoras que se obtienen en la determinación de la función superficie del objeto, al proyectar sobre el mismo una red con un código de colores preestablecido.

Material y método: Un vídeo proyector convencional proyecta sobre el objeto a estudiar una red cuadrícula con una secuencia de colores de las líneas verticales y horizontales conocida. La secuencia está almacenada en un fichero y corresponde a combinaciones de los colores rojo, verde y azul en grupos de 6 líneas de forma que no se repita la combinación.

Este código de colores permite identificar cada nudo de la red (punto de intersección de dos líneas) en los tres planos en los que ésta se proyecta (sobre el objeto "red_objeto" y sobre una pantalla plana situada, respectivamente, delante "red_delantera" y detrás "red_trasera" del objeto).

La localización del mismo nudo en las tres redes permite conocer, tras la adecuada resolución del sistema de ecuaciones, la distancia de ese punto del objeto respecto a la pantalla sobre la que se proyecta la "red_trasera".

Resultados y conclusiones: La introducción del color como método de codificación de la luz estructurada permite disminuir el tamaño de la red proyectada hasta incluso cuadrículas formadas por líneas de 1 píxel de grosor separadas 10 píxeles entre ellas. Además es posible identificar líneas perdidas en oquedades del objeto y trabajar con objetos discontinuos.

Esta mejora en la resolución de la identificación de las franjas proyectadas permite una mejor cuantificación de la función superficie.

Palabras clave: Luz estructurada, topografía, escoliosis.

INFORMÁTICA Y DETECCIÓN PRECOZ DE PATOLOGÍAS ELECTROFISIOLÓGICAS

E. J. DÍAZ CALAVIA*, P. ELIZALDE SOBA*, P. BERRAONDO LÓPEZ*, J. PÉREZ CAJARAVILLE**, F. ORTUÑO FERNÁNDEZ-PEDREÑO**

*Biofísica. Facultad de Ciencias. Universidad de Navarra.

**Clínica Universitaria de Navarra (CUN).

Objetivos: Intentamos pronósticos precoces de patologías, analizando señales fisiológicas consideradas como funciones matemáticas.

Se quiere estudiar señales, lo más auténticas posibles, en las que aparezcan las mínimas variaciones verdaderamente reales, que no sean ruido

Material y métodos: Es necesario conocer, lo más exactamente posible, la morfología de la señal a estudiar. Esta señal se trata informáticamente como una función matemática más o menos arbitraria, repetitiva, etc.

Programas estándar: Matlab, VEEOneLab

Dificultades:

- el ruido parásito
- la pequeña frecuencia de muestreo con que trabajan los aparatos clínicos,
- no discriminar (confundir con ruido) algunas pequeñas variaciones de morfología de la señal.

Frecuencia de muestreo: Hace falta trabajar con PCs rápidos, de alta capacidad de almacenamiento, y tarjetas convertidoras A/D de alta frecuencia.

Parece apropiada muestrear a 20 kHz. Este valor respeta las pequeñas variaciones de la señal; aunque deja pasar ruido parásito.

También se precisa un procesador que pueda almacenar y tratar alto número de datos.

Filtrado de ruido: El filtrado no debe eliminar ni distorsionar ninguna frecuencia componente de la señal. Hemos comprobado que las señales electrofisiológicas tratadas (la mayoría de las analizadas son ECGs), no tienen componentes mayores de 500 kHz de frecuencia; con filtros FIR, apropiadamente diseñados con MATLAB, queda rechazado el ruido de mayor frecuencia.

Puede pasar ruido de menor frecuencia que se destruye-con buena aproximación- empleando promediadores móviles "suaves" (aunque pueden distorsionar la señal) y promediación de señales.

Opinamos que -con cierta experiencia- se obtiene una señal que, prácticamente, es la fisiológica real en amplitud-tiempo.

Son muy importantes las indicaciones dadas sobre Frecuencia de muestreo y Filtrado. A partir de estos datos, la bondad del trabajo depende del análisis y, éste, de la experiencia y la elección del parámetro, más o menos útil, que se quiere buscar.

Análisis: Esta señal es analizada con algoritmos preparados con:

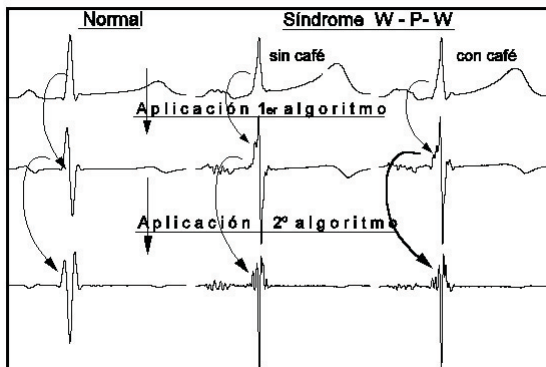
procedimientos de la dinámica no lineal: series, temporales, atractores extraños, dimensiones de correlación, tiempo-frecuencia, transformadas de Gabor, wavelets, etc...y, también, con

procedimientos matemáticos clásicos: fundamentalmente con **cálculo diferencial**, etc.

En algunos casos parece aplicable la **teoría de nudos** para diferenciar ondas de distintas patologías.

Resultados: Aparecen claras diferencias gráficas entre señales normales y señales patológicas que, en algunos casos, son inidentificables por los métodos clínicos habituales.

Esas diferencias son repetitivas para distintos ciclos (ECG)



DE LA TEORÍA A LA PRÁCTICA: COMPARACIÓN DE LA FORMACIÓN EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA EN EL REINO UNIDO E IRLANDA

P. OCAMPO*, L. GAVAGAN**

*Leicester Royal Infirmary, Leicester, GB.

**Christie Hospital, NHS Trust, Manchester, GB.

Introducción: Las Directivas Comunitarias en seguridad y exposiciones médicas proporcionan el requerimiento estatutario del radiofísico en el uso médico de radiaciones ionizantes; añadiendo nuevo impulso al debate por la armonización de sistemas de formación.

La educación del radiofísico debe prepararle para la aplicación de conocimientos científicos a la tecnología de los procesos radioterápicos y de imagen diagnóstica.

Este trabajo investiga cómo se está impartiendo la formación en Radiofísica en dos países: Irlanda y el Reino Unido.

Materiales y métodos: El sistema de formación británico es uno de los más establecidos en Europa. El residente desarrolla sus capacidades en un número limitado de campos dentro de la Física Médica, con vistas a la especialización.

En Irlanda, el concepto de formación regularizada es relativamente reciente. Aunque originalmente se basó en principios británicos, el programa ha ido evolucionando hacia una formación más general que permita el trabajo en un mayor número de ámbitos.

Residentes de ambos países en diversas etapas de su formación completaron un cuestionario sobre la formación recibida. Los resultados fueron analizados en términos de calidad de la instrucción, las aptitudes adquiridas y su utilidad en el ejercicio rutinario de la profesión.

Resultados: Los datos revelan una gran variabilidad en el tipo y nivel de educación recibidos incluso dentro de cada país.

El estudiante británico tiende a una comprensión acentuada de su área de especialización y una visión más difusa de la profesión en su conjunto. Al mismo tiempo tiende a una mayor dependencia de conocimientos teóricos e investigación.

Asimismo, los residentes irlandeses demuestran una comprensión más general de la Física Médica, enfocado primordialmente al trabajo asistencial.

Conclusión: Aunque las directrices europeas proveen de un marco común para el ejercicio de la radiofísica en el continente, la forma en que los conocimientos son impartidos influye ostensiblemente el resultado final. Dichas diferencias deben tenerse en cuenta en el desarrollo de sistemas de formación. Así mismo, es recomendable que el especialista en formación sea consciente de estas distinciones para desarrollar al máximo su propio potencial. Las perspectivas laborales son buenas en ambos países, aunque están vinculadas al contenido de la formación recibida por el residente.

Palabras clave: Formación, Residencia, Reino Unido, Irlanda.

1095

UTILIZACIÓN DE ÍNDICES RADIOLÓGICOS EN RADIOTERAPIA EXTERNA PARA COMPARAR CUANTITATIVAMENTE PLANES DE TRATAMIENTO MEDIANTE LA APLICACIÓN ALBIREO-TARGET

J. MACÍAS*, A. WALSH**, C. BODINEAU*, P. GALÁN*, I. JEREZ*

*Servicio de Radiofísica Hospitalaria,

**Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Regional Universitario "Carlos Haya". Málaga.

La utilización de índices radiobiológicos en radioterapia externa para analizar y comparar cuantitativamente de forma objetiva planes de tratamiento está cada vez más extendido y avalado, con las limitaciones propias de los modelos matemáticos que se utilicen y sin dejar de lado, lógicamente, la experiencia clínica. Típicamente el proceso de evaluación de las distribuciones dosimétricas 3D de órganos críticos y lesiones comprende, de forma muy esquematizada, varios pasos:

1. Estudiar las distribuciones dosimétricas sobre las imágenes anatómicas.
2. Examinar Histogramas Dosis-Volumen (HDV's), que son representaciones 2D de información tridimensional y que por tanto implica pérdida de parte de información, para cada órgano crítico y para el tumor.
3. Si se presentan varios planes, repetir todos los procesos anteriores por cada plan.
4. Finalmente, decidir entre los planes presentados en función del estudio anterior, a partir de la estimación de las Probabilidades de Complicación de los Tejidos Sanos implicados (NTCP's) y la Probabilidad de Control tumoral (TCP) de cada plan.

La implementación de nuevas técnicas como la IMRT implica distribuciones de dosis más complejas y en consecuencia resulta más difícil realizar tales evaluaciones.

Una aplicación software ergonómica enfocada al cálculo explícito de Dosis Biológica Equivalente (DBE), TCP, NTCP, Probabilidad de Control Tumoral sin Complicación a los Tejidos Sanos (UTCP) que tenga en cuenta limitaciones Biológicas (niveles de NTCP aceptables y críticos individualizados), y que pese en la evaluación global cada uno de los NTCP's de forma particularizada, ... y además que incorpore al cálculo los datos actuales clínicos titulares relevantes desde el punto de vista radiobiológico, es una herramienta de gran utilidad para abordar este problema desde el punto de vista cuantitativo y objetivo.

Se ha desarrollado una aplicación informática en un entorno windows utilizando un lenguaje de programación visual orientado a objetos, bautizado con el nombre de Albireo-Target que puede ser utilizado como una herramienta de investigación y a la vez como una potente ayuda clínica que permite la evaluación radiobiológica entre diferentes dosimetrías clínicas generadas en Sistemas de Planificación de Tratamientos comerciales (TPS). Por otro lado Albireo-Target permite también estudios teóricos de índices radiobiológicos utilizando directamente algunos modelos matemáticos sin apoyarse en HDVs reales así como evaluaciones de compensación de los tratamientos en RT externa por interrupciones.

Palabras clave: DBE, TCP, NTCP, UTCP, Radiobiología.

1097

ESTUDIO TRIDIMENSIONAL DE LA DEFORMACIÓN EN MATERIALES ÓSEOS MEDIANTE INTERFEROMETRÍA DE SPECKLE ELECTRÓNICA (ESPI)

R. SALVADOR*, R. CIBRIÁN*, M. BUENDÍA*, R.J. GONZÁLEZ-PENA*, M.F. MINGUEZ**, M. LAGUÍA**, M.T. MOLINA***, J.J. ESTEVE***, J.F. CABALLERO***, V. MICÓ***, E. SANJUAN***

*Biofísica y Física Médica. Dpto. Fisiología. Facultad de Medicina. Universidad de Valencia.

**Servicio Traumatología. Hospital Clínico Universitario de Valencia.

***Departamento de Imagen. AIDO-Instituto Tecnológico de Óptica, Color e Imagen. Valencia.

Introducción: La implantación de prótesis en determinadas intervenciones en traumatología implica la necesidad de consolidar los elementos orgánicos afectados con los inorgánicos implantados. La estructura así reforzada es sometida, en el funcionamiento nor-

mal de la persona, a distintos esfuerzos que producen diferente deformación en el hueso y en la prótesis, lo que puede llegar a provocar en ocasiones raedura, fractura interna y otra serie de problemas. De ahí la importancia de un buen conocimiento de las características elásticas de los elementos implicados sobre las cuales existe poca información en la literatura especializada y ésta, además, puede llegar a diferir en más de un orden de magnitud, debido quizás a la inhomogeneidad ósea, así como a la variación de las propiedades elásticas causada por factores como la edad, grado de osteoporosis, etc.

En el presente estudio hemos puesto a punto un dispositivo experimental para la medida de estas características elásticas.

Material y método: Dentro de los métodos de determinación de desplazamientos y deformaciones ante los ensayos elásticos soportados, fundamentalmente tracción, flexión y compresión, la interferometría de speckle electrónica (ESPI), es una técnica óptica no invasiva y de gran sensibilidad, que permite obtener información en las tres direcciones del espacio y en tiempo real, ventaja muy importante frente a la interferometría holográfica, pudiendo evaluar, de forma dinámica, el comportamiento de la estructura analizada ante las tensiones aplicadas con diferente magnitud y en distintas direcciones.

Ahora bien, mientras que el montaje para desplazamientos en una dirección es relativamente sencillo, la realización de medidas tridimensionales complica extraordinariamente el montaje por lo que ha sido necesario un estudio de adaptación para conseguir los objetivos planteados.

Resultados y conclusiones: Tras el correspondiente calibrado del sistema, se ha estudiado el comportamiento de distintas muestras óseas frente a fuerzas deformadoras, para determinar los modos de deformación y obtener los parámetros elásticos de interés, necesarios para la correcta selección de la prótesis, con y sin recubrimientos y acabados superficiales específicos, adecuada a cada caso.

Palabras clave: Interferometría de speckle, ESPI, elasticidad ósea, prótesis.

1104

CÁLCULO DEL METABOLISMO HUMANO MEDIANTE HOJAS EXCEL

J. PEÑA, M^a A. ROSSELL, J. L. CALVO, J. M^a VEGA

Física Médica. Facultad de Medicina. Universidad de Extremadura. Badajoz.

En el proceso enseñanza - aprendizaje del metabolismo humano los conceptos energéticos, el principio de su conservación y las diferentes maneras de manifestación de la energía: calor, trabajo y energía interna, no son, en términos generales, bien asimilados por nuestros alumnos de ciencias de la salud. Por ello, resulta especialmente útil el uso de herramientas adecuadas que faciliten su correcta comprensión conceptual.

En este trabajo se propone el uso de una hoja de cálculo en formato Excel, con diversas páginas, diseñadas específicamente para determinar la tasa metabólica basal del organismo humano, teniendo en consideración el sexo, altura, edad y peso de las personas y tomando como referencias las fórmulas de Harris - Benedict y David Blane.

El alumno puede introducir una serie de datos (Hombre o Mujer, centímetros de altura, n^o de años, n^o de kg de masa), los que considere pertinentes o los que le aconseje el profesor, para tener una idea del metabolismo de esa persona que la hoja devuelve expresados en kcal/día, vatios, y MJ/día y en diversos gráficos.

Sobre esos datos y resultados, el profesor plantea una serie de preguntas, no sólo en relación al metabolismo basal, sino al metabolismo real diario, con la intención de profundizar en los conceptos de trabajo, calor, variaciones de la energía interna del organismo humano y la expresión matemática que rige el primer principio de la termodinámica.

Palabras clave: Aprendizaje, metabolismo basal, calor, trabajo, energía interna.

1105

APRENDIZAJE DE LA RADIATIVIDAD EN EL ENTORNO CUADERNO DE BITÁCORA

J. M^a VEGA*, M^a A. ROSSELL*, J. L. CALVO*, J. J. PEÑA*, M. FERNÁNDEZ*, R. PÉREZ****, V. RUBIO*, J. C. CHAVERO**

*Física Médica. Facultad de Medicina. Universidad de Extremadura.

**Centro E.P.A. Abril. Badajoz.

***I. E. S. Lacimurga. Navalvillar de Pela. Badajoz.

El aprendizaje mediante tutoriales soportados sobre web se está convirtiendo en una de las formas más utilizadas hoy día debido al impacto en la sociedad de Internet y a su enorme potencial didáctico. Para aprovechar mejor dicho potencial hemos desarrollado un entorno de

aprendizaje denominado "Cuaderno de Bitácora" que permite a los estudiantes navegar por los tutoriales soportados sobre páginas web, analizando gráficamente dicha navegación y evaluando su aprendizaje.

El entorno permite al alumno realizar anotaciones sobre los nodos que explora y facilita también la comunicación entre los alumnos y tutores, y el seguimiento de su propio aprendizaje.

Para los tutores "Cuaderno de Bitácora" les facilita el desarrollo e implementación del material educativo, la elaboración de los mapas de conceptos y la inclusión de preguntas de evaluación. Por otro lado permite el seguimiento del aprendizaje del alumno y el análisis de cómo se realiza éste, al registrar sobre un "Mapa de Navegación" los nodos explorados y el tiempo empleado en cada uno de ellos por los alumnos. El análisis de los resultados de las respuestas y de la navegación le permite no sólo evaluar a los alumnos y conocer sus patrones de aprendizaje sino también evaluar el propio material y sugerirle las modificaciones que mejoren su rendimiento educativo.

Hemos elaborado un hipermedia sobre Radiactividad. Los nodos describen los principales conceptos del tema, incluyendo imágenes, gráficos y/o animaciones alusivas al mismo así como enlaces que los relacionan. Se ha elaborado un mapa de conceptos que estructura y relaciona gráficamente los contenidos, ayuda a la navegación y permite analizarla. Un conjunto de pruebas objetivas (enunciado con cinco respuestas, una correcta), elaborado también por nosotros, permiten evaluar el aprendizaje y correlacionarlo con la utilización del hipermedia en "Cuaderno de Bitácora".

En esta comunicación presentamos el entorno, el material desarrollado y la experiencia realizada con un grupo de alumnos de medicina.

El desarrollo del entorno "Cuaderno de Bitácora" ha sido posible gracias al apoyo de la Junta de Extremadura y los fondos FEDER a través del programa e-Extremadura en su convocatoria de 2003 a los que agradecemos su apoyo económico. También agradecemos a www.bittacora.com las ilustraciones gráficas.

Palabras clave: *Aprendizaje asistido por hipermedia, Internet, Análisis Gráfico de navegación por hipermedias.*

1118

ESTIMACIÓN DEL VOLUMEN DE AGUA EXTRACELULAR EN HEMODIÁLISIS MEDIANTE ANÁLISIS DE BIOIMPEDANCIAS

M. ANGOSO DE GUZMÁN*, M. C. BAÑOS CAPILLA**, J. BEA GILABERT**, M. A. GARCÍA MARTÍNEZ**

**Servicio de Nefrología, **Sección de Radiofísica del Servicio de Radioterapia. Hospital NISA Virgen del Consuelo (Valencia).*

Introducción y objetivos: La propuesta de este estudio consiste en la utilización de medidas de bioimpedancia para la estimación del volumen de agua corporal total, Volumen extracelular (VAE) y Volumen de Agua Intracelular (VAI) de los pacientes sometidos a hemodiálisis (HD). Dichos pacientes están sometidos a una verificación y ajuste de concentraciones iónicas en sangre durante dicho tratamiento por medio de un sistema de control de la conductividad plasmática (Diacontrol). Ahora bien, no existen estudios sobre el efecto que tiene el uso del Diacontrol durante la hemodiálisis en la distribución del volumen de agua corporal HD y su influencia en la presión arterial y otros posibles efectos adversos intradiálisis. En consecuencia, este estudio prospectivo longitudinal randomizado pretende obtener una relación entre el uso del Diacontrol y su posible modificación de los volúmenes de agua corporal resultante con los efectos adversos intraHD e interHD en comparación con la HD estándar (sin Diacontrol).

Material y métodos: La Bioimpedancia consta de dos componentes, resistencia R y reactancia XC cada una de las cuales se asocia al VAE y al VAI, y al material no conductor de la estructura de las propias células, respectivamente. Siguiendo el modelo de Cole, a bajas (kHz) y altas (GHz) frecuencias el cuerpo humano se comporta como una resistencia, mientras que a frecuencias intermedias lo hace como resistencia y condensador en paralelo.

Para las medidas de Bioimpedancia se utiliza un equipo Bioscan Multifrequency (Biologica instruments) conectándose en electrodos en las extremidades del paciente que es sometido a una diferencia de potencial -para diferentes frecuencias (multifrecuencia) y para 50Hz (monofrecuencia), con una periodicidad semanal. Las medidas se hacen en serie y deben transformarse matemáticamente al circuito equivalente en paralelo tal y como indica el modelo utilizado. Así mismo se anotan todas las variables inherentes de la HD (peso del paciente antes y después de la HD, concentraciones, presión arterial, efectos adversos diariamente). La población estudiada está compuesta de 26 pacientes durante 8 meses, dividido en dos fases: Fase I: 4 meses en las que la mitad de los pacientes se dializaran con HD con Diacontrol y la otra mitad con HD estándar y una Fase II: 4 meses -en las que se cruzaran los grupos.

Resultados y conclusiones: Actualmente se ha terminado la recogida de datos de ambas fases (Fase I y Fase II) y se está procesando y analizando los datos obtenidos, está procediendo a la determinación y medida de todas las variables en un total de 26 pacientes de este hospital.

Referencias

- De Lorenzo A, Andreoli A, Matthie J, Withers P. Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review. *J Appl Physiol* 1997; 82: 1542-1558.
- Dittmar M, Reber H. New equations for estimating body cell mass from bioimpedance parallel models in healthy older Germans, *Am J Physiol Endocrinol Metab* 2001;281 E1005-E1014.
- Lukaski HC. Biological indexes considered in the derivation of the bioelectrical impedance analysis. *Am J Clin Nutr* 1996;64:397S-404S.

Palabras clave: *Análisis de bioimpedancia.*

1131

IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PACS EN EL HOSPITAL CENTRAL DE LA POLICÍA DEL PERÚ

M.SC. JUAN YOVERA ÁLVAREZ

Hospital Central "Luis N. Saenz" de la Policía Nacional de Lima. Perú.

El Hospital Central de la PNP, es Órgano de Ejecución de alta especialización asistencial de la Dirección de Salud de la PNP, el mismo que, se encarga de promover, conservar y recuperar la salud del personal policial y familiares (aprox. 500 mil personas).

El **PACS** a implementar en el Hospital Central de la PNP tiene 3 componentes básicos: El servidor del PACS, La red y La estación de trabajo.

Los **dispositivos de ingreso** de imágenes al sistema están constituidos por los equipos de radiología convencional, TAC y RM. Los **dispositivos de salida**, son las estaciones de trabajo y los medios impresores para obtener copias de referencia de imágenes o registros. Las estaciones de trabajo son de tres clases: **diagnósticas**, que cuentan con 4 monitores de visualización de alta resolución, de 2048x2048 píxeles; **clínicas** con 2 pantallas para desplegar las imágenes, su aplicación es amplia en áreas de revisión clínica, como salas de urgencias y **consultas externas**, con un solo monitor destinado a mostrar información de pacientes ambulatorios.

La implementación del sistema PACS se conceptúa como una red de área local dentro de las cuales se encuentran dos tipos de departamentos: **los generadores de imágenes** constituida por el Departamento de Diagnóstico por Imágenes. Y, **los que solicitan información gráfica.**

La arquitectura a instalar comprende un **nodo principal** para la subred de Imágenes Diagnósticas dentro de la cual encontramos servidores y estaciones de trabajo, además se cuenta con **cuatro nodos adicionales** para usuarios del sistema en las dependencias de Consulta Externa, Hospitalización, UCI y Emergencia. Finalmente, **un Servidor Central** en el cual se almacena la información anual, **la capacidad de almacenamiento del sistema para el Hospital Central PNP ha sido calculado como 4,2 Terabytes/anuales.**

En cuanto a la búsqueda de la **calidad y compresión de la imagen digital**, los resultados generales obtenidos con Wavelet son superiores a los logrados con DCT.

La comunicación del PACS se garantiza mediante el uso del **protocolo DICOM** (formato convenido para la transmisión de datos, indicando las reglas para enviar y recibir mensajes, así como para verificar errores).

El acceso a información contenida al PACS será a través de **El sistema de Distribución Web** el cual posee tres componentes: El servidor hace un enlace con el servidor del PACS y hace disponibles los datos para los usuarios remotos en un formato que se puede visualizar en Internet, **el firewall** tiene la función de preservar la seguridad del sistema mediante la revisión de todos los mensajes que entren a la red, bloqueando todos aquellos que no tengan la debida autorización. **Los clientes**, estaciones de trabajo remotas con software apropiado para obtener el ingreso al servidor, usando Internet.

De las Redes de acceso

Para las redes de acceso se considera la tecnología **DSL**, Digital Subscriber Line que suministra un ancho de banda suficiente para numerosas aplicaciones, incluyendo además de un rápido acceso a Internet utilizando las líneas telefónicas, acceso remoto a las diferentes redes de área local.

De la Simulación de redes en comunicaciones

La simulación **COMNET III** ejecuta, interpretan los resultados y las comparan con el sistema real, luego se pueden cambiar los parámetros y realizar de nuevo para el proceso entero, incluso en esquemas mucho más complejos de simulación con múltiples redes interconectadas con diversos protocolos.

Conclusiones: La integración de los PACS con los sistemas de información hospitalaria (SIH), disponiendo de imágenes radiológicas en todos los puntos del hospital con terminales del SIH es tecnológicamente factible, aunque su costo sea elevado se com-

pensara con el costo anual que resulta de ahorrar en la compra de placas radiográficas e insumos químicos por parte del fondo de salud policial de la PNP.

Palabras clave: PACS, Informática Médica, Imágenes Médicas, Implementación, Diseño.

MEDICINA NUCLEAR

2009

ESTIMACIONES DE DOSIS AL PACIENTE SOMETIDO A TRATAMIENTO PALIATIVO CON SM-153

R. BARQUERO*, R. GARCÍA JIMÉNEZ**, A. CID GALACHE*

*Radiofísica y P. Radiológica. Hospital Universitario Río Hortega, Valladolid. **Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Virgen del Rocío, Sevilla.

Introducción y objetivos: El tratamiento con Quadramet (Sm-153), está indicado en el alivio del dolor óseo de los enfermos con metástasis osteoblásticas dolorosas múltiples que captan los difosfonatos marcados con tecnecio (Tc-99m) en la gammagrafía ósea.

Ni el informe 53 ni el 80 de la ICRP "Radiation dose to patients from Radiopharmaceuticals" incluyen datos sobre dosis absorbidas en órganos del paciente sometido a este tratamiento, disponiéndose sólo de los datos dosimétricos aportados por el suministrador de Quadramet.

Se realiza por ello una estimación dosimétrica independiente.

Material y métodos: Para los tiempos de residencia se usan dos conjuntos de valores, ver tabla:

	$\tau, (h)$	
Órganos fuente	Stabin M.G. ¹	ICRP53 pag. 214 ²
Riñones	2.90E-02	
Hígado	2.10E-02	
Pulmones	2.00E-02	
Hueso cortical	2.08E+01	4.67E+01
Hueso trabec.	2.08E+01	4.67E+01
Vejiga urinaria	2.56E+00	
Resto	5.40E-01	6.71E+01

¹<http://www.doseinfo-radar.com>.

²Suponiendo la misma farmacocinética para el Sm-153 que para el Tc-99m en el caso (2) "High bone uptake".

Se consideran las contribuciones beta y gamma:

Beta)

Médula roja←Superficie trabecular
Superficie ósea←Superficie trabecular & Superficie cortical

Riñones←riñones
Hígado←hígado
Pulmones←pulmones
Pared vejiga←contenido vejiga
Resto←resto
Paredes vesícula biliar, intestino grueso ascendente, intestino grueso descendente, corazón, vejiga, intestino delgado, estómago←resto
Médula roja←hueso trabecular profundo resto
Superficie ósea←médula roja resto
Superficie ósea←hueso trabecular profundo resto
Superficie ósea←hueso cortical profundo resto

Gamma)

Cada órgano←Hueso trabecular & cortical, riñones, hígado, pulmones, contenido vejiga, resto
El esquema de desintegración y los factores gamma S se extraen de la página RADAR de arriba.

Resultados y conclusiones: Las mayores dosis se obtienen en la superficie ósea, vejiga urinaria y en la médula roja con valores de 4.24, 0.83 y 0.70 mGy por MBq administrado, respectivamente para los tiempos de residencia de la columna 1 de arriba y de 9.74 y 1.75 mGy/MBq para la superficie ósea y la médula roja, con los de la columna 2.

Se presentan los resultados para los tiempos de residencia de la columna 1 junto a los valores de la página RADAR y los suministrados por el laboratorio que distribuye el fármaco Quadramet.

	Resultados	RADAR	CIS
Adrenals	9.07E-03	9.30E-03	9.00E-03
Brain	1.16E-02	1.10E-02	1.10E-02
Breasts	3.71E-03	3.70E-03	3.00E-03
Gallbladder Wall	4.07E-03	4.20E-03	4.00E-03
LLI Wall	1.04E-02	9.80E-03	1.00E-02
Small Intestine	5.97E-03	6.20E-03	6.00E-03
Stomach	4.21E-03	3.90E-03	4.00E-03
ULI Wall	5.78E-03	5.40E-03	5.00E-03
Heart Wall	5.49E-03	5.20E-03	5.00E-03
Kidneys	1.68E-02	2.00E-02	1.80E-02
Liver	4.78E-03	5.20E-03	5.00E-03
Lungs	7.67E-03	8.40E-03	8.00E-03
Muscle	7.42E-03	7.40E-03	7.00E-03

	Resultados	RADAR	CIS
Ovaries	8.07E-03	8.70E-03	8.00E-03
Pancreas	5.39E-03	5.70E-03	5.00E-03
Red Marrow	7.00E-01	7.50E-01	1.54E+00
Bone Surfaces	4.24E+00	4.20E+00	6.76E+00
Skin	4.91E-03	4.90E-03	4.00E-03
Spleen	4.63E-03	4.80E-03	4.00E-03
Testes	4.98E-03	5.40E-03	5.00E-03
Thymus&Oesopha.	4.76E-03	4.80E-03	4.00E-03
Thyroid	6.49E-03	6.80E-03	7.00E-03
Urin Bladder Wall	8.31E-01	9.70E-01	9.73E-01
Uterus	1.17E-02	1.20E-02	1.10E-02

Como puede verse la dosis en hueso (objeto del tratamiento), coinciden con las calculadas en la página RADAR, y a su vez son inferiores a la dosis suministrada por el laboratorio, representando el 62% de la misma. Esto implicaría que, si se usan los datos del laboratorio, se está dando a las metástasis un 62% de la dosis prescrita por el especialista médico.

2018

SIMULACIÓN MONTECARLO DE LA EFICIENCIA DE FOTOPICO DE UN DETECTOR DE CENTELLEO NAI(TL) DE POZO EN UN CAPTADOR TIROIDAL MODELO ATOMLAB 950

A. TEIJEIRO*, J. TORRES**, F. SALVADOR*, A. LÓPEZ*, J. A. SERENA***, L. M. CAMPOS***

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital do Meixoeiro. Vigo (Pontevedra).

**Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital U. "Puerta del Mar". Cádiz.

***Servicio de Medicina Nuclear. Hospital do Meixoeiro. Vigo (Pontevedra).

Introducción: La simulación montecarlo es ampliamente usada como una potente herramienta de cálculo y simulación en física médica. Una de las aplicaciones más interesantes es la simulación de detectores de radiaciones tanto en cámaras de gas como en detectores de centelleo que es el objetivo de este trabajo¹.

En este trabajo se ha calculado mediante Montecarlo la eficiencia de fotopico (definiendo como tal la probabilidad que un fotón emitido por la fuente deposite toda su energía en el cristal centelleador) de un detec-

tor de centelleo de pozo. El detector usado es el que dispone el equipo de medida de captación tiroidal ATOMLAB 950 usado en el servicio de Medicina Nuclear del Hospital do Meixoeiro, para pruebas clínicas como el Test de Schilling, la determinación del volumen sanguíneo o estudios eritrocínicos. Este detector de centelleo dispone de un monocristal de NaI(Tl) de 2,54 cm de radio y un blindaje de 2,54 cm de plomo.

Material y métodos: El equipo anteriormente citado se ha simulado mediante Montecarlo a través del código de simulación PENELOPE² (v. 2003). La geometría se ha obtenido a través de datos del fabricante y medidas propias. Los materiales que han entrado en juego en la simulación han sido: aluminio, plomo, vidrio y el propio NaI(Tl).

Se ha calculado la eficiencia de fotopico del cristal centelleador a un haz de fotones monoenergético. Se ha obtenido la eficiencia del fotopico.

Por otro lado se ha medido la eficiencia con dos isótopos diferentes: una fuente encapsulada de Cs¹³⁷ (fotopico en 662 Kev) de 96.8 nCi de actividad y con otra fuente de Tc^{99m} se han realizado varias medidas con una actividad de fuente entre 300 y 850 nCi.

Resultados y conclusiones: Se ha calculado la eficiencia del detector de pozo en un rango de energías (50 Kev-1300 KeV) que cubre la mayoría de los isótopos usados en Medicina Nuclear^{3,4}.

En la comparación de la eficiencia del fotopico para los dos isótopos anteriormente citados hay una gran concordancia entre resultados calculados y medidas realizadas.

Referencias

1. Ljungberg M, Strand S-E. "Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine: Applications in Diagnostic Imaging". IOP Publishers
2. Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. "PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport", Workshop Proceedings, Issy-les-Moulineaux, France, 2003. NEA Data Bank.
3. Knoll GF. "Radiation Detection and Measurement". Third Edition (2000). John Wiley & Sons.
4. Leo WR. "Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments: A How-To Approach". Second edition (1994). Springer-Verlag.

2029

OPTIMIZACIÓN EN SPECT CEREBRAL

P. COLLADO, C. MONTES, C. SANZ, C. MARTÍN, M. FERNÁNDEZ BORDES

Introducción / objetivos: En este trabajo se pretende optimizar los parámetros de adquisición y procesado en los estudios de SPECT cerebral con HMPAO marcado con ^{99m}Tc . Los parámetros de adquisición a valorar serán: zoom y método de la doble ventana de adquisición, para disminuir la influencia de radiación dispersa. Los parámetros de procesado serán el filtro de reconstrucción y el coeficiente de atenuación.

Material y métodos: Los estudios clínicos de SPECT cerebral se realizan en este centro en una gammacámara de doble cabezal con colimadores focalizados (fan-beam). Se obtienen 120 proyecciones cada 3 grados manteniendo fijo el radio de rotación con un tiempo de adquisición por proyección de 25 s. Se reconstruyen con el algoritmo iterativo implementado en el equipo (OSEM) usando un filtro Butterworth. Se aplica corrección de atenuación según el método de Chang usando un contorno distinto para cada corte. Con el maniquí tridimensional de Hoffman se realizan varias adquisiciones: la primera de ellas con los mismos parámetros técnicos que se usan habitualmente en estudios clínicos; en la segunda se adquiere en dos ventanas de energía siguiendo el método descrito en la documentación de la herramienta informática *Statistical Parametrical Mapping* (SPM); la tercera y cuarta adquisiciones consisten en aumentar nivel de zoom conservando el resto de parámetros de las dos primeras. En las reconstrucciones se valora el uso de filtrado con filtros de Metz así como la obtención de coeficientes de atenuación óptimos dependiendo de las ventanas de energía que se usen en la adquisición.

Resultados: Se analizan visualmente y mediante perfiles los estudios reconstruidos para observar la incidencia de cada parámetro.

- Es imprescindible trabajar con coeficientes de atenuación óptimos para cada situación.
- El uso del método de la doble ventana aumenta el contraste en las imágenes.
- El filtrado con Metz en lugar de Butterworth también contribuye a aumentar el contraste en las imágenes.
- El uso de un nivel de zoom de 1,42 en lugar del nivel 1,00 habitual no contribuye sustancialmente a mejorar la calidad de imagen pues varía el tamaño de píxel de 4,67 mm a 3,29 mm y en ambos casos nos encontramos en los valores recomendados de tamaño de píxel entre FWHM/2 y FWHM/3.

Conclusiones: El SPECT cerebral es una técnica compleja en la cual todos los parámetros implicados

han de ser optimizados, entre ellos los descritos en este trabajo, para obtener la mejor calidad de imagen posible.

Palabras clave: SPECT cerebral, corrección de radiación dispersa, corrección de atenuación, filtrado.

2033

ACEPTACIÓN DE UNA GAMMACÁMARA SIEMENS E.CAM. PROCEDIMIENTO GENERAL Y RESULTADOS

F. J. ROSALES, F. J. CONEJO, J. J. BERNABÉU, N. PEREDA

Hospital de Basurto. Osakidetza - Servicio Vasco de Salud.

Introducción y objetivos: El RD 1841/1997 por el que se establecen los criterios de garantía de calidad en Medicina Nuclear refiere en su artículo 12 la necesidad de someter a los equipos nuevos a pruebas de aceptación mediante las cuales se acredite el cumplimiento de las especificaciones técnicas y de compra del equipo. La realización de las mismas se encuentra, además de con los problemas habituales de disponibilidad del equipo, recursos, etc... con la dificultad práctica de fijar "en campo" las mismas condiciones de medida que las referidas en las especificaciones técnicas.

El objeto final de la comunicación es pues el de exponer el procedimiento seguido para la aceptación de una gammacámara E.cam y los resultados obtenidos, de modo que los primeros puedan ser valorados y, si se desea, adoptados parcial o totalmente por radiofísicos que se encuentren en la misma tesitura y los segundos puedan ser objeto de comparación con los resultados particulares de cada Centro; se trata por tanto de una comunicación con un interés eminentemente práctico.

Material y métodos: En general, en el procedimiento de realización de las pruebas se procuró seguir la metodología más próxima a la referida en las especificaciones técnicas, NEMA 1994/2001 fundamentalmente, y, en el caso de que esto fuera inviable por unas u otras razones, adoptando metodologías propuestas en documentación técnica de directa aplicación (Protocolo Español de control de Calidad, AAPM Report 52) y, en algunos casos, realizando la misma prueba en diferentes condiciones (prueba de blindaje de los detectores). En cuanto al material utilizado, se dispuso de actividades de isótopos (^{99m}Tc , ^{131}I ...) que fueron acondicionadas en la forma adecuada, un activímetro, una fuente extensa de ^{57}Co , maniqués adqui-

ridos o incluso fabricados internamente y diverso material auxiliar convencional (metro, etc...).

En lo que respecta a las pruebas realizadas, si bien finalmente su número fue inferior al planteado inicialmente debido a problemas de disponibilidad del equipo, se recogen en la siguiente tabla:

Inspección general
Integridad de colimadores
Blindaje (^{99}mTc y ^{131}I)
Tamaño de píxel
Resolución espacial (extrínseca, sin dispersión)
Uniformidad intrínseca (*)
Uniformidad planar (*)
Sensibilidad planar
Variación angular de la uniformidad y la sensibilidad planares
Resolución temporal (extrínseca, con dispersión)
Resolución energética
Centro de rotación y geometría (MHR, NCO) (*)
Uniformidad Tomográfica

(*) Realizadas por Siemens según las indicaciones del "Performance Report"

Resultados: Los resultados obtenidos se pueden resumir en los siguientes puntos:

- La realización de las pruebas y el análisis de los resultados se ven condicionados de forma importante por las herramientas informáticas propias del sistema, su capacidad de exportar los datos obtenidos, su flexibilidad, etc...
- En la práctica totalidad de las pruebas realizadas los resultados cumplían las especificaciones técnicas del equipo, a pesar de las incertidumbres propias de las condiciones de realización de las pruebas.
- Los resultados obtenidos para el blindaje de los detectores con ^{131}I (el isótopo más penetrante utilizado en la instalación) incumplían el límite de aceptación del Protocolo Español, apreciándose un evidente contaje por las caras supuestamente blindadas del detector; esto no ocurrió con ^{99}mTc .

Conclusiones: Es factible, en general, la realización de pruebas de aceptación de este tipo de equipamiento con resultados comparables a sus especificaciones técnicas, con recursos limitados y en un tiempo razonable, siempre y cuando se esté familiarizado con el manejo de software y máquina o se disponga de asistencia mínima en estos ámbitos.

Palabras clave: Aceptación, control de calidad, gammacámara.

2043

NUEVOS CRITERIOS PARA ESTABLECER LAS RECOMENDACIONES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA AL ALTA DE PACIENTES TRATADOS CON I-131

I. GONZÁLEZ*, J. CARBAJO*, A. SANTOS*, M. HERRADOR*, J.R. RODRÍGUEZ**, G. SÁNCHEZ*, J. SIMÓN*

*Servicio de Radiofísica.

**Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla.

Introducción: En el Hospital Universitario Virgen del Rocío hemos hecho depender hasta ahora, las normas de protección radiológica que han de guardar los pacientes tratados con I-131 a la tasa de dosis que presenta el paciente en el momento del alta, en el caso de los pacientes ingresados (cáncer de tiroides y determinados hipertiroideos), o a la *actividad administrada* en el caso de los pacientes con tratamiento ambulatorio.

Material y método: A través de medidas de la tasa de dosis a 1 m tomadas a diferentes tiempos en el caso de los pacientes ingresados y de la bibliografía publicada en el caso de los tratados de forma ambulatoria.

Resultados: Dado que los pacientes con cáncer de tiroides tratados con I-131 por metástasis o recidivas presentan una más rápida eliminación del isótopo que los tratados por ablación de restos tiroideos y, en ambos casos, mucho más rápida que los hipertiroideos, resulta necesario distinguir entre ambas patologías a la hora de dar normas de protección radiológica. Además dentro de los hipertiroideos también es necesario distinguir entre hipertiroideos con enfermedad de Graves y aquellos otros con nódulos calientes en cuánto a periodo efectivo se refiere, unido al hecho de que en los primeros la fase excretora rápida ocurre en casa y en los últimos ha finalizado casi por completo al ser dados de alta. Asimismo hay que considerar que el pretratamiento con medicación antitiroidea disminuye el periodo efectivo. Todo esto debe ser considerado a la hora de medir el riesgo según los entornos familiar, laboral y social del paciente tratado y poder elaborar normas de protección radiológica personalizadas.

Conclusiones: Hemos hecho una hoja de cálculo "Excel" para cada patología mencionada, y acorde con el entorno familiar, laboral y social del paciente,

que detectamos mediante entrevista realizada al mismo y que valoramos a través de unos coeficientes previamente definidos. Se establecen así los periodos de restricciones en cada situación. Estas hojas nos permiten atender a cuestiones sociales y familiares del paciente como cuándo puede volver al trabajo, cuándo pueden volver los hijos menores a casa, etc y que nos surgen día a día en nuestro servicio a requerimiento de Medicina Nuclear.

El objeto de este trabajo es presentar un nuevo protocolo del Servicio de Radiofísica para el alta radiológica de los pacientes tratados con I-131, analizando la base matemática y biológica de las hojas de cálculo diseñadas.

2067

ESTUDIO DE LAS LIMITACIONES IMPUESTAS POR LA FÍSICA DE LOS POSITRONES Y DE LOS FOTONES DE ANIQUILACIÓN EN UN PET CRANEAL

R.RUIZ*, A.M. LALLENA**, F. AL DWERI**, M. ANGUIANO**

*Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada.

**Dpto. Física Moderna. Universidad de Granada.

Introducción: Nos encontramos en un momento en el que el avance en el diagnóstico por imagen en medicina está en auge, siendo una de sus principales bazas el tomógrafo por emisión de positrones (PET).

El PET se basa en la detección en coincidencia de los fotones de aniquilación producidos por los positrones que emiten determinados radionúclidos que son administrados al paciente en forma de radiofármacos. Mediante la detección de estos fotones y un buen algoritmo de reconstrucción, sabremos dónde se encuentra depositado el radiofármaco en el organismo. Pues bien, es aquí donde nos encontramos con una serie de aspectos interesantes, impuestos por la física de los positrones, que trataremos de estudiar.

En primer lugar tendremos en cuenta el hecho del carácter continuo del espectro energético de los positrones obtenidos mediante desintegración β^+ , y trataremos de compararlo con el caso de espectros monoenergéticos, de energías determinadas, para los principales radioisótopos empleados en medicina nuclear. En segundo lugar analizaremos la distribución de posiciones de aniquilación de los positrones en agua, debido a la similitud en comportamiento de dicho medio con el tejido huma-

no, también para diferentes núclidos. Finalmente estudiaremos el comportamiento de los fotones de aniquilación en una geometría que trata de imitar a grandes rasgos un PET real para el diagnóstico en un cráneo.

Métodos: En el presente trabajo hemos usado el código de simulación Monte Carlo PENELOPE (versión 2003)². La primera geometría que hemos utilizado incluye una esfera de 9 cm de radio de agua, que simula la cabeza del paciente, y, concéntricamente con ésta, otra esfera de radio 45 cm, cuya superficie exterior hace las veces de detector. El espacio existente entre ambas esferas se supone lleno de aire. También hemos utilizado una segunda geometría, más realista, en la que hemos situado, en el interior de la esfera pequeña, a 0,5 cm de la superficie de la misma, una corona esférica de 0,5 cm de espesor que simula la presencia del cráneo.

Hemos utilizado los radionúclidos β^+ más comunes en medicina nuclear: ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F , ^{68}Ga y $^{82}\text{Rb}^3$.

Resultados: Existe una clara diferencia entre la distribución de posiciones de aniquilación de los positrones para una fuente de espectro energético continuo y la correspondiente a una fuente monoenergética, con energía igual a la media del espectro continuo. No obstante, hemos encontrado una relación lineal, con una recta de ajuste bastante similar, entre la distancia media de aniquilación y la mencionada energía media en ambos casos.

Por su parte, la mayoría de los fotones de aniquilación llegan al detector con una energía de 511 keV y la posición de detección resulta ser muy similar al punto hipotético de impacto en el caso de que entre la fuente emisora y el detector hubiera vacío.

Conclusiones:

- 1.- Las energías medias de los espectros continuos de emisión β^+ constituyen un buen estimador para determinar las distancias medias de aniquilación, dada la relación lineal existente entre aquéllas y éstas.
- 2.- Esta misma relación lineal nos permite un análisis rápido de la incertidumbre inherente a la distancia recorrida hasta la aniquilación del positrón.

Referencias

1. García-Toraño E, Grau-Malonda A. "EFFY, a new program to compute the counting efficiency of beta particles in liquid scintillators", *Comput Phys Commun* 1985; 36: 307.
2. Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. "PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport", NEA-OECD, Paris, 2003.
3. Ruhlmann J, Oehr P, Biersack HJ. "PET in Oncology: Basics and clinical applications", Ed. Springer, 1999.

Palabras clave: Monte Carlo, PET, PENELOPE.

MONITORING OF RADIOACTIVE SOLID-WASTE ACTIVITY DECAY IN NUCLEAR MEDICINE

J.A.M. SANTOS*, I. COTTA**, A. BASTOS**, F. PONTE*

*Serviço de Física Médica.

**Serviço de Medicina Nuclear.

Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil, Centro Regional de Oncologia do Porto

Introduction and objectives: According to the European recommendations, and the Portuguese legislation¹, the limits for the activity of solid-waste disposals are 370 kBq inside a volume not smaller than 0.1 m³, with no single object having an activity greater than 3.7 kBq. This is not an easy task to be achieved in a Nuclear Medicine facility where radioactive waste containing different isotopes is daily produced and the space for the accommodation of a large number of decay containers is usually not available. Monitoring the activity is not also trivial since it is impossible in this case to use common activity measurement devices (e.x. dose calibrators). In the present work we propose a monitoring set-up that allows the activity possible range inside each decay container (> 0.1 m³) to be estimated through daily in-situ simple radiation measurements. These measurements are compared with a theoretical model assuring that the activity disposal limits are being accomplished.

Materials and Methods: We used a surface contamination probe (Berthold, LB 1231) specially calibrated to measure the activity inside our shielded recipients in order to compensate the spatial distribution of the activity inside them. These daily measurements are compared with theoretical curves as to calculate the limits of activity inside each container.

Results: This method enables the daily determination of the activity limits (maximum and minimum) inside each shielded container, indicating when the solid-waste can be disposed as ordinary hospital waste.

Conclusions: The activity of the solid-waste produced in our Nuclear Medicine department can now be monitorized within known limits, so as to follow the international and national recommendations.

References

1. Dec. Lei 180/2002 de 8 de Agosto, Diário da República Portuguesa, 2002.

TEST PATTERN FOR IMAGE QC OF DIAGNOSTIC PRINTERS IN NUCLEAR MEDICINE

J.A.M. SANTOS*, J. LENCART*, A. BASTOS**, F. PONTE *

*Serviço de Física Médica.

**Serviço de Medicina Nuclear.

Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil, Centro Regional de Oncologia do Porto

Introduction and objectives: When printing diagnostic reports in Nuclear Medicine, it is important to assure that the printer is in optimal conditions, regarding resolution, dynamic range, color and absence of artifacts. Most self-test printing patterns highlight the best performance characteristics of the printer, and try to hide anomalies and defects that might occur. Having that in mind, we created a test pattern that objectively measures the printing capabilities of a computer/printer system.

Materials and Methods: The test pattern consists in a series of diagnostic individual tests (RGB colors, periodic pattern resolution, single point resolution, dynamic range, etc.) printed in an A4 size sheet and created in a high resolution universal file format (pdf).

Results: Among the tests performed by our pattern are: grey-level and color dynamic range characterization and quantity of ink determination through light transmission and/or reflection measurements, vertical and horizontal resolution in periodic or non-periodic structures and intensity/uniformity of continuous color patterns determination. Microscopic inspection of small details contained in some of the patterns is necessary. This test can be performed periodically and compared over time as a constancy test or when changing any of the system characteristics (cartridges, printing options, quality of paper, etc.)

Conclusions: Our printing pattern, defined in a small size, high-resolution, universal file format, is now part of our QC program of diagnostic printers since it can both monitor printer quality over time and to be extremely useful in choosing the best printer for this specific and demanding application.

ESTUDIO DE LA DEPENDENCIA DE LA UNIFORMIDAD DE CAMPO CON LA ACTIVIDAD DE LA FUENTE

R. PUCHAL, D. SERRAT, I. MONROY, E. PINEDA

Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitari de Bellvitge. L'Hospitalet de Llobregat. Barcelona.

La uniformidad de respuesta es el parámetro de mayor utilidad para el seguimiento rutinario del funcionamiento de una gammacámara. El RD1841/1997 establece que se determine semanalmente la uniformidad de forma extrínseca lo que implica la utilización reiterada de una fuente de radiación plana y homogénea. En nuestro servicio se emplea una fuente plana de ^{57}Co con una uniformidad mejor de 0,5%. Por otra parte es conocida la dependencia de las prestaciones de las gammacámaras con el ritmo de cuentas. El propósito de este trabajo ha sido estudiar la variación de los valores de uniformidad en función de la actividad de la fuente empleada a fin de mejorar su monitorización.

Material y método: Se han empleado dos fuentes planas de ^{57}Co . Una con una actividad inicial de 52 MBq que permitió obtener valores de referencia por el bajo número de cuentas que proporcionaba y otra de actividad inicial de 740 MBq. Se determinó, una vez por semana, durante 22 semanas la uniformidad en 4 gammacámaras con un total de 6 detectores, haciendo medidas con ambas placas. Se obtuvieron los valores de la uniformidad integral y diferencial en los campos de visión útil y total. Se compararon entre sí los 22 valores obtenidos para cada placa.

Resultados: Los valores con la placa más activa fueron sistemáticamente superiores en todos los cabezales, presentando diferencias significativas ($p < 0,05$) en 19 de los 24 comparaciones. Se observaron dos comportamientos de la evolución temporal a lo largo de las 22 semanas. Con la placa poco activa, los valores no presentaron variaciones en las 22 semanas mientras que con la placa activa había una relación significativa con el tiempo ($p < 0,05$) en 4 de los 6 detectores. Los dos detectores no significativos correspondían a una gammacámara de reciente adquisición, coincidiendo con los que menos diferencias significativas presentaban. Las curvas uniformidad-tiempo se ajustaron a una exponencial para obtener la actividad que permitiera obtener valores equivalentes con ambas placas. El valor medio obtenido fue de 444 MBq.

Hay que observar que la metodología y los resultados son extrapolables a cualquier tipo de fuente extensa, como las que utilizan $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

Conclusión: Existe una dependencia de los valores de uniformidad con la actividad de la fuente extensa empleada y con la tecnología de las gammacámaras. A fin de obtener valores de uniformidad comparables entre sí, es importante ajustar y sistematizar el valor

de la actividad empleada para su medición o, en todo caso, establecer la corrección en función del equipo y de la actividad.

Palabras clave: Medicina nuclear, control de calidad, gammacámaras, uniformidad.

2145

INFLUENCIA DE LOS PARÁMETROS DE ADQUISICIÓN Y PROCESADO EN IMÁGENES DE SPECT CEREBRAL

R. RODRÍGUEZ - ROMERO*, C. ESCALADA*, J.L. CHAMORRO**, J. DE HARO**

**Servicio de Radiofísica. **Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Puerta de Hierro. Madrid.*

Introducción y objetivos: En la obtención de imágenes mediante tomografía computerizada por emisión de fotón único (SPECT), la elección de los parámetros de adquisición y procesado es decisiva. Dada la amplia gamma de posibilidades disponible para el usuario en la selección de estos parámetros, se plantea analizar su influencia en la calidad de la imagen.

El objeto de este trabajo es mejorar la calidad de imagen de los estudios de SPECT cerebral escogiendo los mejores parámetros de adquisición y procesado. Para ello se intenta relacionar dichos parámetros objetivos con la percepción visual de la imagen.

Material y método: Se realizaron adquisiciones SPECT de un maniquí Hoffman 2D que contenía una disolución de Tc-99m, con una gammacámara Philips AXIS de doble cabezal. Se variaron diversos parámetros de adquisición (número de cuentas, colimador, radio de giro, matriz de adquisición) y procesado (prefiltrado, postfiltrado). También se hizo una imagen planar para comparar con las reconstrucciones tomográficas.

Dos médicos especialistas en medicina nuclear evaluaron las imágenes obtenidas. Se valoró la captación y resolución de las estructuras del maniquí (corteza frontal, parietal, occipital, ventrículos, núcleos de la base, tálamo), puntuando de 1 a 3 según distinguiesen mal, regular o bien, considerando por separado los sectores simétricos.

Resultados: El rango de puntuación asignado por ambos observadores es similar, oscilando entre 20 y 37 puntos respecto a un máximo de 48. No obstante, existen discrepancias en la valoración de una misma imagen de hasta un 30%.

Se observa que una misma adquisición procesada con parámetros distintos es valorada de forma muy diferente.

Hay una tendencia a valorar mejor las imágenes procesadas con prefiltrado y/o filtro de restauración (Wiener, Metz), mientras que no se refleja en la evaluación la ventaja del uso de colimador de ultra alta resolución.

Conclusiones: La influencia de los parámetros de procesado puede ser tal que la mejora en la selección de las condiciones de adquisición (aumento de la matriz de adquisición, disminución del radio de giro) no se manifieste en la imagen final.

La optimización de la calidad de imagen mediante la correcta selección de parámetros de adquisición y procesado no resulta una tarea simple, debido a la dificultad de la objetivación de los indicadores que definen la calidad de la imagen diagnóstica. Pese a esto, es posible mejorarla basándose en pruebas cuantitativas, siempre sujetas al criterio del especialista médico. El uso de maniqués en este tipo de estudios resulta crucial, ya que, a diferencia de la práctica clínica, se conoce la distribución real de actividad que debería aparecer en la imagen reconstruida.

Palabras claves: *SPECT cerebral, adquisición, procesado, calidad de imagen, maniquí Hoffmann.*

MONTE CARLO

3005

SIMULACIÓN MC DE DOSIS EN ACCIDENTE DE BRAQUITERAPIA HDR (IR-192)

R. BARQUERO

Radiofísica y P. Radiológica. Hospital Universitario Río Hortega. Valladolid.

Introducción y objetivos: En el Estudio de Seguridad de la Unidad de Braquiterapia de alta tasa con Ir-192 se estima que, si fuera necesario retraer manualmente la fuente en caso de accidente, se tardaría en recoger la misma un máximo de 5 minutos, con lo que la dosis máxima a recibir por el supervisor u operador encargado de la operación, suponiendo una distancia promedio de 1 m, sería de 4,4 mSv. Se pretende realizar una dosimetría numérica para comprobar dicha estimación, utilizando para ello el código Monte Carlo MCNP que simula el transporte de fotones en los órganos de dicho operador/supervisor expuestos a la fuente desnuda durante el accidente.

Material y métodos: La Unidad de alta tasa del Hospital Clínico de Valladolid tiene una fuente de 442 GBq (12 Ci) de Ir-192. Se supone el accidente contemplado en el estudio de seguridad correspondiente: "Fallo en el sistema de retirada automática de la fuente".

Se realiza una simulación realista Monte Carlo con el código MCNP 4C de la sala de tratamiento, de la fuente puntual y del cuerpo y los órganos del operador responsable de la unidad en el instante del accidente. Para ello se utiliza un maniquí matemático antropomórfico desarrollado para cálculos dosimétricos y denominado BARTOM. En este caso se simulan los órganos masculinos, aunque en el diseño del maniquí se incluyen también, si se desea, los órganos femeninos.

Resultados: En la tabla siguiente pueden verse los resultados obtenidos tras el transporte de 106 historias. En la segunda columna se incluyen los errores obtenidos en la simulación, que son diferentes para cada órgano calculado. La tercera columna incluye los factores de peso wT para tejidos recomendados por la ICRP, que permiten calcular la dosis equivalente en órganos, HT conocida la correspondiente dosis absorbida, DT. La tasa de dosis efectiva estimada, E, es 21,2 Sv/h, que en 5 minutos resulta en 1,76 mSv.

Conclusiones: El resultado obtenido mediante simulación MC es un 40% inferior al valor estimado en el estudio de seguridad, que es más conservador.

La dosis máxima se obtiene en testículos (3 mSv) y la mínima en riñones (0,7 mSv) con una variación entre órganos del 38%.

Palabras clave: Monte Carlo, braquiterapia, accidente.

TABLA 1: Resultados de la simulación

ÓRGANO	Gy/h	error MC	icrp-60,wt	Sv/h
liver	2.35E-02	2%	5.00E-02	1.18E-03
spleen	3.02E-02	5%	2.93E-04	8.85E-06
pancreas	1.08E-02	8%	1.51E-04	1.63E-06
red marrow	1.83E-02	1%	1.20E-01	2.20E-03
kidneys	8.72E-03	5%	4.79E-04	4.18E-06
testicles	3.52E-02	7%	2.00E-01	7.04E-03
lungs	1.23E-02	3%	1.20E-01	1.47E-03
thyroids	1.15E-02	12%	5.00E-02	5.77E-04
bone surface	1.76E-02	1%	1.00E-02	1.76E-04
brain	1.18E-02	5%	2.28E-03	2.69E-05
esophagus	1.81E-02	6%	5.00E-02	9.06E-04
skin	2.08E-02	1%	6.00E-02	1.25E-03
adrenals	1.03E-02	12%	2.61E-05	2.69E-07
muscles	2.14E-02	1%	4.49E-02	9.59E-04
stomach wall	2.12E-02	5%	1.20E-01	2.54E-03
bladder wall	2.01E-02	6%	5.00E-02	1.00E-03
intestine wall	1.62E-02	2%	1.76E-03	2.85E-05
colon wall	1.48E-02	2%	1.20E-01	1.78E-03
thymus	1.81E-02		3.35E-05	6.07E-07
mSv/h				2.12E+01
mSv 5 min				1.76E+00

3016

SIMULACIÓN MONTE CARLO DE LA FUENTE DE ¹⁹²IR DEL EQUIPO VARISOURCE 200 Y COMPARACIÓN CON EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN BRACHYVISION 6.1

S. ESCALERA*, J. MACÍAS*, C. BODINEAU*, P. GALÁN*, A.M. LALLENA**

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

**Departamento de Física Moderna. Universidad de Granada.

Objetivo: Simulación Monte Carlo de la fuente de ^{192}Ir sita en el equipo Varisource 200, cálculo de un perfil de dosis perpendicular a la fuente y comparación con los resultados obtenidos con el sistema de planificación Brachytherapy Planning 6.1 de Varian Medical Systems Inc. utilizado para el cálculo de los tratamientos.

Material y método: El equipo al que se refiere este estudio es de braquiterapia de alta tasa de dosis, de carga diferida y de control remoto. Se trata de un equipo de la marca VARIAN, modelo VariSource cuyo proveedor es Varian Medical Systems.

En este trabajo se ha utilizado la versión 2003 del código de simulación Monte Carlo PENELOPE.

La fuente activa consiste en dos cilindros de 0,34 mm de diámetro y 2,5 mm de longitud, y de terminaciones semiesféricas. Las dos semillas están hechas de metal puro de iridio, en cuyo interior se distribuye uniformemente el material radiactivo. La fuente está encapsulada en el extremo de un cable cilíndrico de níquel-titanio de 0,59 mm de diámetro exterior y 258,5 cm de longitud, de los cuales 150 cm corresponden a la longitud de recorrido para el posicionamiento de la fuente en el punto designado. La composición del níquel-titanio (nitinol) es de 44,4% de Ti y 55,6% de Ni. La cápsula del núcleo activo se encuentra a 1 mm de su extremo y se trata de un cilindro de 0,705 mm de longitud con una terminación semiesférica de 0,295 mm de radio.

Se ha simulado la fuente en una esfera de agua y se han seguido 10^8 historias para obtener una buena estadística.

El espectro de fotones del ^{192}Ir se ha considerado monoenergético, con un único fotón con energía igual a la energía media del espectro real, es decir 0,38 MeV. Se ha comprobado que los electrones emitidos tras la desintegración beta del radionúclido no atraviesan la cubierta de nitinol de la fuente, por lo que no es necesario tenerlos en cuenta en la simulación. También se ha comprobado que los resultados no cambian si en lugar del espectro simplificado descrito se considera el espectro de fotones completo.

Resultados: Los perfiles de dosis estudiados se han normalizado al valor de la dosis correspondiente a la celda que se encuentra a una distancia de 1 mm de la pared de la fuente.

Entre las utilidades del planificador no se encuentra la de obtener el tipo de perfiles que en este trabajo se es-

tán utilizando. Por ello, es necesario extraer la información del plano de dosis que suministra el planificador punto a punto, para, posteriormente, proceder a la normalización.

Esta es la razón por la que, en este trabajo, nos hemos limitado a hacer la comparación para el caso del plano perpendicular al eje de la fuente en el punto $z=0$ (entre los dos cilindros que conforman la fuente).

Conclusiones: La comparación de los resultados de la simulación con los datos que proporciona el sistema de planificación muestra un acuerdo muy bueno, dentro de las incertidumbres estadísticas, en la zona de interés clínico.

Palabras claves: Monte Carlo, ^{192}Ir , PENELOPE.

3017

UN ESTUDIO DOSIMÉTRICO DE LOS APLICADORES LEIPZIG

J. PÉREZ-CALATAYUD^{1, 2, 3}, D. GRANERO³, S. AGRAMUNT³, F. BALLESTER³, V. PUCHADES⁶, E. CASAL^{3, 4}, A. SORIANO⁴, V. CRISPÍN⁵, R. VAN DER LAARSE

¹ITIC, Benidorm. ²Sección de Física, Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario "La Fe", Valencia. ³Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear e IFIC, Universidad de Valencia-CSIC. ⁴CND, Centro Nacional de Dosimetría, Valencia. ⁵FIVO, Fundación Instituto Valenciano de Oncología, Valencia. ⁶Grupo IMO-SFA, Madrid. ⁷Nucletron BV, Veenendaal, Holanda.

Introducción y objetivo: Los aplicadores tipo Leipzig se han diseñado para el tratamiento de lesiones cutáneas mediante braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR). Estos seis aplicadores se usan en aplicadores de carga diferida en alta tasa de dosis (HDR) con las fuentes "clásica" y "v2" de Ir-192 de Nucletron. Los aplicadores tienen un diámetro interno de 1, 2 y 3 cm con la fuente moviéndose en paralelo o en perpendicular a la superficie de contacto. Dado su diseño, la distribución de dosis resultante es muy diferente de la obtenida en agua para la fuente de HDR. El objetivo de este trabajo es la obtención de la distribución absoluta de tasa de dosis en agua líquida para los seis tipos de aplicadores Leipzig por medio de un código de Monte Carlo (MC) validado experimentalmente.

Materiales y métodos: Se ha utilizado el código de MC GEANT4 para obtener la distribución absoluta de tasa de dosis en agua líquida para los seis aplicadores y los dos modelos de la fuente de HDR. Para normalizar los factores de la salida de los aplicadores, se ha realizado una simulación de MC para las fuen-

tes "clásica" y "v2" en aire para estimar la tasa de kerma de referencia en aire. Para validar este uso específico de GEANT4 y garantizar que se ha implementado una geometría realista del aplicador-fuente en este estudio, se verificó experimentalmente de acuerdo con las recomendaciones TG43U1. Se usaron dosímetros termolumiscentes TLD y una cámara de ionización plana en un maniquí de PMMA para verificar los resultados de MC para los seis aplicadores en un microSelectron-HDR con la fuente "clásica". La dependencia de las distribuciones de tasa de dosis con el tamaño del maniquí se ha evaluado usando dos tamaños maniquí.

Resultados: Los porcentajes de dosis en profundidad (PDD) y los perfiles fuera de eje se obtuvieron normalizados al valor de la dosis a una profundidad de 3 mm a lo largo del eje central para ambos tamaños maniquí. Se presenta una tabla de los factores de salida, normalizados a 1 U de la tasa de kerma de referencia en aire de la fuente. La dosis obtenida con GEANT4 es compatible con las medidas experimentales dentro de las incertidumbres experimentales. La influencia del tamaño del maniquí en distribuciones de tasa de dosis llega a ser significativa a profundidades mayores que 5 cm.

Conclusiones: Se ha realizado una simulación MC detallada para los aplicadores Leipzig de Nucletron. La matriz de datos obtenida, con una separación de rejilla de 0,5 mm, es adecuada para su uso en dosimetría clínica con este tipo de aplicadores.

Palabras clave: Dosimetría, braquiterapia, Monte Carlo, aplicadores superficiales, HDR.

3020

SECCIONES EFICACES ELÁSTICAS DE ELECTRONES EN LAS BASES DEL ADN

G. GONZÁLEZ-MUÑOZ, J.M. FERNÁNDEZ-VAREA
Facultat de Física (ECM). Universitat de Barcelona.

Introducción: Las interacciones de electrones de baja energía, entre unas decenas de eV y algunos keV, son responsables, en gran medida, de las lesiones producidas por las radiaciones ionizantes en el ADN. Para cuantificar estos efectos, los códigos Monte Carlo empleados en microdosimetría requieren de secciones eficaces que permitan simular de manera detallada dichas interacciones. El objetivo del presente trabajo es abordar el cálculo de secciones eficaces elásticas de

electrones en las bases del ADN y ARN (adenina, citosina, guanina, timina y uracilo).

Material y métodos: En el intervalo de energías considerado, entre 50 eV y 5 keV, se debe recurrir al método de ondas parciales para calcular las secciones eficaces elásticas. Hemos empleado el programa ELSEPA¹, que implementa este método para átomos y moléculas. El potencial de interacción adoptado incluye, además del potencial electrostático de los diferentes átomos, los efectos de intercambio, que en cálculos recientes ha sido despreciado². Analizamos también cómo varían las secciones eficaces por los efectos de polarización.

Resultados: Los resultados obtenidos incluyen las secciones eficaces diferenciales y totales de las bases consideradas, que comparamos con los valores teóricos de la referencia². Se observa que los efectos de intercambio son muy importantes para electrones con energías inferiores a 500 eV, ya que aumentan las secciones eficaces diferenciales principalmente a ángulos pequeños e intermedios. Las correspondientes secciones eficaces totales se ven incrementadas en hasta un 20% a medida que la energía del proyectil disminuye.

Conclusiones: Una descripción precisa de las colisiones elásticas de electrones en las bases del ADN y ARN, basada en el formalismo de ondas parciales, debe incluir los efectos de intercambio. Éstos originan un aumento de las secciones eficaces para energías de hasta unos centenares de eV.

Referencias

1. Salvat F, Jablonski A, Powell CJ. *Comput Phys Commun* 2005;165:157.
2. Mozejko P, Sanche L. *Radiat Environ Biophys* 2003; 42:201.

Palabras clave: Dispersión elástica de electrones, bases del ADN, método de ondas parciales, secciones eficaces.

3021

PRODUCCIÓN DE FOTO-NEUTRONES EN UN ACELERADOR SIEMENS PRIMUS. CÁLCULO MONTE-CARLO

J. PENA*, L. FRANCO*, F. GÓMEZ*, A. IGLESIAS*, R. LOBATO**, J. MOSQUERA**, J. PARDO*, M. POMBAR**, J.R. SENDÓN**

*Departamento de Física de Partículas, Facultad de Física. Universidad de Santiago de Compostela.

**Servicio de Radiofísica. Complejo Hospitalario Universitario de Santiago. Santiago de Compostela.

Introducción: La recientemente incorporada capacidad de simular reacciones fotonucleares en códigos Montecarlo con capacidad de transporte hadrónico,

como el MCNPX, permite estudiar detalladamente la producción y comportamiento de los neutrones generados por aceleradores de radioterapia en energías superiores a 10 MV. Para verificar tanto la fiabilidad de estos códigos como para estudiar exhaustivamente el campo de neutrones generado, se ha simulado detalladamente un acelerador lineal Siemens PRIMUS para una energía de 15MV.

Materiales y métodos: Mediante el código Montecarlo MCNPX se ha simulado la foto-producción de neutrones en el acelerador antes detallado, estudiando la producción y espectro de los foto-neutrones en función de parámetros tales como la complejidad de la geometría simulada, la energía nominal del haz de electrones y el tamaño de campo. Se han obtenido asimismo los mapas de fluencia dentro de la sala de tratamiento para distintos rangos de energía de los neutrones y se ha estudiado su dependencia con el volumen de la sala. Finalmente, se ha realizado una comparación entre las simulaciones y medidas en un acelerador de la misma energía (Varian Clinac 2100C, 15 MV) mediante activación de láminas de oro en esferas de Bonner, realizadas en el NPL¹.

Resultados: Si consideramos para la simulación la misma geometría que la usada para fotones en BEAMnrc subestimamos la fluencia de neutrones rápidos un 45% en el isocentro y un 7% la producción total. La foto-producción de neutrones aumenta con la energía hasta 21 MeV, obteniendo un factor Q para 15 MV de $0,2 \cdot 10^{12} \text{ n-Gy}^{-1}$. Dicha producción depende fuertemente de la energía del haz primario en la zona de 15 MV, donde la producción neta de neutrones varía un 70% al alterar la energía en 0,5 MeV. La fluencia de neutrones rápidos ($E > 0,1 \text{ MeV}$) en el isocentro depende del tamaño de campo. Considerando la fluencia en un campo $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ como unidad, la fluencia de un campo cerrado es 0,62 y de un campo $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ es 1,27.

La fluencia de neutrones depende también del tamaño del búnker. Mientras la fluencia de neutrones rápidos muestra una proporcionalidad inversa a la superficie, la del resto del espectro es inversamente proporcional al volumen (especialmente para bajas energías). Los mapas de fluencia ($E < 1 \text{ eV}$) muestran un valor prácticamente constante dentro del búnker, al contrario que lo que sucede a mayores energías.

Se ha comprobado la bondad de las simulaciones comparándolas con diferentes medidas experimentales, observándose cierta variabilidad de las medidas no explicada mediante la incertidumbre intrínseca de la simulación y la estimada experimentalmente.

Conclusiones: Al contrario que en una simulación de electrones/fotones, la correcta modelización del campo de neutrones requiere la inclusión en la geometría de elementos tales como el imán deflector, las estructuras más masivas del gantry y las paredes del bunker. Una correcta determinación de la energía nominal resulta imprescindible para obtener resultados aceptables, a pesar de lo cual los resultados acumulan una serie de factores que hacen de la sobreestimación de la fluencia condición indispensable para la aplicabilidad de los resultados.

3040

ESTUDIO DE LA VALIDEZ DEL ESCALADO ESPACIAL DEL KERNEL SECUNDARIO EN CÁLCULOS DE CONVOLUCIÓN/SUPERPOSICIÓN

J. TORRES, J. ALMANSA, R. GUERRERO, E. ANGULO, M. IBORRA

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario. "Puerta del Mar". Cádiz.

Introducción: Los planificadores que usan algoritmos de convolución/superposición se basan en el uso de un núcleo¹⁻³ calculado mediante métodos MonteCarlo. El núcleo se descompone en kernel primario y secundario (debido a fotones dispersados tras una interacción única y tras múltiples interacciones).

Estos 'kernels' se calculan en agua. Para medios de densidad electrónica diferente, el kernel secundario se escala por espesor másico desde el punto de interacción al punto de cálculo. Los materiales con números atómicos diferentes al agua provocan problemas en esta aproximación.

El objetivo de este trabajo es estudiar la validez de esta aproximación, simplificando el estudio del kernel al de la energía depositada por una fuente de fotones isótropa dentro de un medio material determinado⁴.

Material y métodos: Se simula mediante el código PENELOPE⁵ el depósito de energía de fotones de 0,1, 0,5, 1,25 y 5 MeV en pulmón (ICRP), agua, hueso cortical (ICRU) y titanio. Se usa una discretización del espacio en celdas esféricas con anchura radial dependiente del material y energía del fotón incidente. Se usa 1 keV como energía de corte para la simulación de fotones.

Resultados: Para el caso de 100 keV y hueso se encuentran diferencias mayores del 25% a distancias (equivalentes en agua) mayores de 5 cm. Para el tita-

nio se encuentran diferencias mayores debido a los procesos de interacción involucrados a estas energías.

Para 500 keV y 1,25 MeV no se encuentran diferencias apreciables (inferiores al 1% para distancias radiales inferiores a 20 cm).

Para 5 MeV diferencias de hasta el 10% para el cálculo en titanio, debido a diferencias entre las secciones eficaces de creación de pares para el titanio y el agua.

Conclusiones: El escalado espacial del kernel es una buena aproximación, incluso en el caso de cálculos con materiales metálicos (no se tiene en cuenta los artefactos en la reconstrucción de la imagen de TAC), debido a que el principal tipo de proceso involucrado en la interacción de los haces de fotones de uso clínico es el efecto Compton. Se encuentran diferencias cuando la energía del fotón involucra otros efectos altamente dependientes del número atómico del material involucrado.

Referencias

1. Ahnesjo A, Andreo P, Brahme A. Calculation and application of point spread functions for treatment planning with high energy photon beams. *Acta Oncol.* 1987; 26:49
2. Mackie TR, Bielajew A, Rogers DWO, Battista JJ. Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code. *Phys Med Biol* 1988;33:1
3. Mohan R, Choi C, Lidofsky L. Differential pencil beam dose computation model for photons, *Med Phys* 1986;13:64.
4. Simpkin DJ, Mackie TR. EGS4 Monte Carlo determination of the beta dose kernel in water. *Med Phys* 1990;17:179-186.
5. Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. *WorkShop Proceedings, Issy-les-Moulineaux, France, 2003.* NEA Data Bank.

3070

NUEVAS HERRAMIENTAS PARA PARALELIZAR UNA SIMULACIÓN CON EL PROGRAMA MONTE CARLO PENELOPE. APLICACIÓN EN UN CASO PRÁCTICO DE RADIOFÍSICA MÉDICA

A. BADAL*, J. SempaU

Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona.

Introducción: A pesar de la elevada velocidad de los PCs actuales, existen numerosos problemas de radiofísica médica que no pueden estudiarse adecuadamente mediante simulación Monte Carlo (MC) debido a que el tiempo de ejecución necesario para conseguir una precisión suficiente resulta excesivo. En estas si-

tuaciones, la paralelización de la simulación es el método más simple para obtener resultados en un tiempo satisfactorio sin recurrir a simplificaciones en la descripción física del problema que podrían comprometer la calidad del resultado.

En este trabajo presentamos un paquete de programas que permite la ejecución en paralelo de una simulación utilizando el programa de transporte de radiación PENELOPE. Como aplicación práctica de la nueva herramienta hemos simulado un dosímetro MOSFET tal y como se utiliza en la determinación de la dosis en un tratamiento de radioterapia externa. Debido al pequeño tamaño de la zona sensible de estos dosímetros (típicamente de 1 micrómetro de espesor), la simulación del proceso es muy poco eficiente y requiere un tiempo de ejecución muy largo.

Material y métodos: Un programa basado en un algoritmo MC, como PENELOPE, puede paralelizarse de forma natural, porque las distintas historias que se generan son independientes entre sí. La simulación se puede dividir en distintos procesos y los resultados obtenidos se pueden promediar para obtener un resultado final con una incertidumbre estadística inferior. Los programas desarrollados permiten distribuir, compilar y ejecutar un programa en múltiples ordenadores automáticamente.

El único requisito necesario para obtener resultados estadísticamente independientes en las ejecuciones en paralelo es el uso de secuencias de números aleatorios no correlacionadas en cada proceso. Por este motivo, presentamos un programa que calcula valores de inicialización del generador de números aleatorios de PENELOPE (RANECU) de tal manera que éste genere subsecuencias adecuadas para la ejecución en paralelo.

Para la simulación MC, se ha descrito con detalle la geometría del detector y se ha utilizado como fuente un espectro real de rayos x de 18 MV. Los cálculos se han realizado en nueve ordenadores AMD K7-XP a 1533 MHz.

Resultados: El cálculo de la energía depositada en diversas condiciones en la zona sensible del MOSFET, con un error inferior al 4,5%, ha requerido 20 horas de ejecución en paralelo para cada caso, lo que equivaldría a más de una semana de cálculo secuencial. Los resultados preliminares de la respuesta relativa simulada muestra un acuerdo aceptable con las medidas experimentales.

Conclusiones: Se ha implementado un método para obtener secuencias no correlacionadas de números aleatorios utilizando el generador RANECU de PENELOPE. Ésto, en combinación con el sistema de pa-

ralelización desarrollado, permite abordar simulaciones complejas en un tiempo asequible.

Palabras clave: Monte Carlo, PENELOPE, RANECU, números aleatorios, MOSFET.

3084

SIMULACIÓN MONTE CARLO DE LA RESPUESTA DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN CON PENELOPE

J. SEMPAU*, P. ANDREO**, V. PANETTIERI*

*Institut de Tècniques Energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya. Diagonal Barcelona.

** International Atomic Energy Agency. Vienna.

Introducción: Se han determinado los factores de calidad del haz (denominados k_Q, Q_0 en el protocolo dosimétrico TRS-398 de la IAEA, Andreo et al 2000) de las cámaras de ionización Scanditronix NACP-2 y Wellhöfer PPC40 y PPC05 para diversas calidades de un haz de electrones con energías entre 4 y 20 MeV. Para ello se emplea un nuevo enfoque teórico que aprovecha las ventajas del esquema de simulación mixta y de la precisión de las secciones eficaces incluidos en el programa de simulación Monte Carlo PENELOPE (Salvat et al 2003). No tenemos constancia de ninguna publicación previa a la de Sempau et al (2004) que contenga cálculos o valores experimentales para las dos cámaras Wellhöfer.

Métodos: PENELOPE se empleó para calcular los factores $f(Q)$ definidos, para una determinada calidad del haz Q , como el cociente entre la dosis absorbida en un pequeño volumen de agua sumergido en agua y la correspondiente al aire presente en la cavidad de la cámara cuando ésta se encuentra sumergida en la misma posición. El factor k_{Q,Q_0} se define como el cociente entre $f(Q)$ y $f(Q_0)$, donde Q_0 representa cierta calidad de referencia (haces de electrones con $R_{50}=7,5$ cm en nuestro caso). $f(Q)$ es equivalente al producto $(s_{\text{water,air}} p)_Q$ entre el cociente de poderes de frenado $s_{\text{water,air}}$ y un factor "global" de perturbación p . Contrariamente al enfoque clásico, nuestro método no precisa asumir la independencia de los diversos efectos que dan lugar a p . Tampoco está afectado por la influencia que la energía de corte $\Delta=10$ keV pueda tener en $s_{\text{water,air}}$.

Se obtuvieron descripciones detalladas de las geometrías y materiales de las cámaras analizadas. La simulación realizada emplea las técnicas de reducción de varianza conocidas como muestreo correlacionado, *splitting* de partículas y ruleta rusa. Se uti-

lizaron haces de electrones de dos tipos de aceleradores clínicos (Siemens KDS y Varian Clinac) para definir las fuentes de radiación. A efectos de comparación, se emplearon también haces monoenergéticos divergentes.

Se presentan también resultados preliminares para $f(Q=^{60}\text{Co})$ asumiendo dos tipos de fuente puntual: una monoenergética (1250 keV) y otra con el espectro a la salida de un cabezal de cobaltoterapia. El estudio se completa con un análisis de la estabilidad de PENELOPE frente a cambios de los parámetros de simulación para electrones con el fin de determinar el grado de fiabilidad de los resultados obtenidos. Dicho análisis se establece en términos del denominado teorema de Fano.

Resultados: Los valores obtenidos de k_{Q,Q_0} para la NACP están en muy buen acuerdo con los valores del protocolo TRS-398. Para la PPC-40 y PPC-05 no existen datos previos, por lo que los valores producidos podrían utilizarse para caracterizar estas cámaras.

Referencias

- Andreo P, Burns DT, Hohlfield K, Huq MS, Kanai T, Laitano F, Smyth V, Vynckier S. IAEA Technical Reports Series no. 398 (2000), International Atomic Energy Agency, Vienna.
- Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELOPE - A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, OECD Nuclear Energy Agency 2003, Issy-les-Moulineaux, France.
- Sempau J, Andreo P, Aldana J, Mazurier J, Salvat F. Phys Med Biol 2004;49:4427-4444.

Palabras clave: Simulación Monte Carlo, cámaras de ionización.

3086

MODELADO CON MONTE CARLO DEL IMAGING PLATE DE FUJI® EN MAMOGRAFÍA DIGITAL

M. RAMOS, S. FERRER, A. PASCUAL, P. MAYO, G. VERDÚ

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

Introducción y objetivos: La imagen radiográfica está formada por la fracción primaria o directa del espectro de rayos X del mamógrafo, y la fracción secundaria o dispersa (efecto Compton, Rayleigh, *bremstrahlung* y fluorescencia), formada por la interacción en el cuerpo del paciente. La calidad de imagen está relacionada con la proporción de radiación que interacciona con respecto a la radiación directa. El objetivo de este estudio ha sido el desarrollo de una

metodología para reconstruir por métodos de Monte Carlo una imagen de un maniquí mamográfico y evaluar su calidad.

Materiales y métodos: El Imaging Plate (IP) de Fuji® está formado por un compuesto de fósforo fotoestimulable (BaFX:Eu^{2+} $X=\text{Br}_{0.85, 10.15}$) sobre un soporte polimérico. Cuando el IP es expuesto a la radiación, este compuesto almacena la imagen latente, que puede ser leída posteriormente con un láser. Se ha modelado con el código de Monte Carlo MCNP (versión 5/1.20) la fuente a 28 kV (Mo/30 μmMo), un maniquí de PMMA y el IP de Fuji con diferentes tallies (F2, F4 y F5), a partir de las funciones de respuesta ($E\mu_{en}/p$) publicadas por el NIST (*Nacional Institute of Standards and Technology*) para cada elemento.

Resultados: Se ha obtenido una curva de calibración niveles de gris - kerma absorbido en aire y en el IP, a partir de una cuña sensitométrica de aluminio (pureza 99%), con espesores de 0,5 mm para reproducir las diferentes imágenes del maniquí. El código se ha compilado y ejecutado en un SGI Altix 3700 con 48 Intel® Itanium® II procesadores y SO Linux RedHat. Se ha comprobado que la simulación es válida en el rango de valores modelados.

Conclusiones: En el futuro, el modelo de MCNP se completará, incluyendo microcalcificaciones, fibras y la resolución vertical. Otros estudios se están desarrollando para mejorar el tiempo de cálculo, cambiando la tally escogida o comparando eficiencias. Además, debido a que MCNP permite el modelado de diferentes composiciones y geometrías, los mamogramas generados se podrían utilizar para la evaluación de técnicas de análisis asistidas por ordenador para la detección precoz de enfermedades en los tejidos mamarios.

3106

MEJORAS INTRODUCIDAS EN LA VERSIÓN 2005 DE PENELOPE

F. SALVAT*, J.M. FERNÁNDEZ-VAREA*, J. SEMPANU**, X. LLOVET***, L. BRUALLA*, A. BADAL**

*Facultat de Física (ECM), Universitat de Barcelona.

**INTE, Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona.

***SCT, Universitat de Barcelona.

PENELOPE¹ es un código Monte Carlo para la simulación del transporte acoplado de electrones y fotones.

Es utilizable en el rango de energías comprendido entre 100 eV y 1 GeV, y permite considerar medios materiales arbitrarios y geometrías complejas. Debido a su precisión y flexibilidad, PENELOPE ha conseguido una difusión notable, con numerosas aplicaciones en el ámbito de la física médica. A mediados de 2005 estará disponible una nueva versión de PENELOPE, con diversas mejoras. El objetivo de nuestra presentación es describir las nuevas características del programa.

PENELOPE es un paquete de subrutinas, invocadas por un programa principal que controla la evolución de las historias de las partículas y acumula en contadores las magnitudes de interés en cada aplicación concreta. Sin embargo, con la finalidad de evitarle al usuario tener que programar, hemos preparado un programa principal genérico, PENMAIN, que cubre una amplia gama de situaciones. Por ejemplo permite definir dos tipos de detectores, que acumulan en los cuerpos seleccionados la dosis absorbida o el espectro de energías de las partículas incidentes. También pueden generarse ficheros de "espacios de fases" en zonas predeterminadas de la geometría.

La flexibilidad del paquete de geometría PENGEOM ha sido expandida con nuevas posibilidades, como por ejemplo la de "clonar" módulos. Esta característica resultará de gran utilidad para abordar situaciones con estructuras que se repiten periódicamente, como por ejemplo en los colimadores multiláminas. Al visor de geometría en 2D se le ha agregado la opción de visualización de cuerpos.

Otras mejoras afectan a los modelos físicos de PENELOPE. Merece la pena destacar la incorporación de una base de datos numérica de secciones eficaces elásticas, que elimina alguna de las limitaciones de las teorías de dispersión múltiple. Asimismo, se han incluido la simulación de la ionización de capas M, tanto por fotones como por electrones, y de la subsiguiente emisión de radiación fluorescente.

En resumen, las mejoras introducidas en PENELOPE incrementan la versatilidad del programa, facilitando su uso en nuevas aplicaciones de la física médica.

Referencias

1. Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELOPE - A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport (OECD Nuclear Energy Agency, Issy-les-Moulineaux, 2003).

Palabras clave: Transporte de radiación, simulación Monte Carlo.

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

4006

PROPUESTA DE UNA METODOLOGÍA PARA EL CONTROL DE CALIDAD EN LABORATORIOS DE DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE

J. C. FEITAL, C. A. DOMINGUES, M. A. BEZERRA
Instituto de Radioprotección y Dosimetría. Río de Janeiro. Brasil.

Introducción: En Física Médica, los dosímetros termoluminiscentes (TLDs) son muy utilizados. Algunas ventajas son: la posibilidad de almacenar informaciones permitiendo su utilización en programas de evaluación postal de dosis¹ y su uso para estimar niveles de referencia en diferentes prácticas en radiodiagnóstico. Considerando que en dosimetría termoluminiscente son necesarios procedimientos de selección adecuados y lecturas confiables de los TLDs, este trabajo tiene como objetivo presentar resultados de una metodología que podrá ser aplicada en conjunto con los Programas de Control de Calidad en Laboratorios de Dosimetría Termoluminiscente.

Metodología propuesta: Para cada conjunto de lecturas rutineras de dosímetros, deben leerse juntamente 9 TLDs (LiF100), previamente seleccionados. Estos deberán ser distribuidos de 3 en 3 al comienzo, medio y final entre la cantidad total de dosímetros que serán leídos. Posteriormente, el valor promedio de las lecturas de estos 9 dosímetros y sus incertidumbres será utilizado para el control de las lecturas. Procedimiento experimental: Se utilizó una fuente patrón de Cs -137, un horno marca PTW, una lectora Harshaw - modelo 5500, asociada al "software" de operación "WinRem" y un irradiador de Sr 90 / Y 90, marca Bicon. A continuación, el grupo de estos 9 TLDs fue expuesto en el irradiador, recibió después un tratamiento térmico adecuado y fueron realizadas las lecturas. El procedimiento fue repetido 28 veces por 18 meses.

Resultados: Fueron construidos un histograma y un gráfico de los promedios de las lecturas del grupo (9 TLDs) y de sus incertidumbres, donde fue estimado el valor promedio y su desviación estándar a través de la aplicación de teste estadístico de las 28 medidas. Después, utilizándose una de las propiedades de las desviaciones estándar² se encontraron valores de hasta 14% para el nivel de confianza de 95%.

Conclusiones: Los resultados encontrados en este trabajo, juntamente con los datos de la literatura³, relacionados a respuestas en cristales utilizados en la composición de TLDs, indican que la presente metodología podrá ser aplicada en programas de control de calidad. Sin embargo, este estudio todavía debe ser comparado con otras metodologías similares.

Referencias

1. CD Almeida, MA Bezerra e SLG Oliveira - Reevaluación de dosis en piel para exámenes de Radiología Intra-Oral no Río de Janeiro. IX Congreso Brasileiro de Física Médica. Río de Janeiro - Brasil (2004).
2. Spiegel, M.R. Estadística - Colección Schaum (1977)
3. Manual de Operación del Programa WinREMS (2000).
4. Dance, D.R.; Drexler, G. " Patient Dosimetry for X rays Used in Medica Imaging" - Draft. (2003).
5. Manual de Operación del Irradiador Sr / Y-90 (1998).
6. Reunión Arcal LXXV: Determinación de Niveles Orientativos para Radiología Convencional e Intervencionista. Rio de Janeiro - Brasil (2004).

4036

TÉCNICAS DE REDUCCIÓN DE DOSIS EN EL HOSPITAL INFANTIL LA FE DE VALENCIA

B. MORATA, J. I. VILLAESCUSA

Servicio Protección Radiológica. Hospital Universitario La Fe de Valencia.

La población infantil tiene mayor riesgo que la adulta de sufrir efectos nocivos para la salud debido a la exposición a radiaciones ionizantes, es por ello importante que la dosis diagnóstica de radiación en niños sea minimizada, salvaguardando una suficiente calidad de imagen. Para llegar a este objetivo hemos implementado una serie de acciones para reducir la dosis en lo posible. La primera acción fue incorporar un método para la selección sistemática de la técnica en tomografía computerizada pediátrica, esto nos permite realizar una estimación de mAs niño en función de mAs adulto, - bien estandarizada para cada exploración por el fabricante- en exploraciones axiales de cabeza al mismo kVp. Hemos realizado, también una indicación de ajuste de corriente según peso para TAC helicoidal de tórax y abdomen. Así mismo hemos valorado e introducido nuevos materiales, como el bismuto, en los blindajes no estructurales que utilizamos sobre el paciente pediátrico, tanto en tomografía como en radiología convencio-

nal, para no irradiar innecesariamente zonas del cuerpo adyacentes a las que se quieren explorar. Siguiendo por este camino y utilizando el hecho de la existencia de una serie de exploraciones donde no es necesario para realizar un adecuado diagnóstico contar con la mejor calidad de imagen que puede darnos el sistema, estamos aplicando en la imagen digitalizada un software de adición de ruido para valorar, junto con el radiólogo, hasta que punto podemos bajar la técnica utilizada; con la consiguiente reducción de dosis, conservando la información necesaria para diagnosticar en la imagen. Los resultados obtenidos, hasta el momento, son muy alentadores, rebajando en algunos estudios de Tomografía Computerizada (TC) en un 50% la dosis de radiación, respecto a la utilización de bismuto como blindaje no estructural, hemos mejorado resultados incorporando una espuma que a la vez de facilitar la colocación correcta del bismuto nos evita radiación dispersa sobre el paciente. Respecto al método de ajuste de técnica mediante utilización de software de adición de ruido en la imagen, los primeros resultados nos indican la viabilidad de esta técnica para adecuar el nivel de calidad de imagen suficiente para cada exploración. Se concluye que es necesario implantar estas técnicas de reducción de dosis en radiología pediátrica, obteniendo resultados de mejora en un rango mayor del esperado, sobre todo debido a la introducción de la tecnología digital en pediatría.

4041

PUESTA EN MARCHA DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA PERSONAL PARA INFORMACIÓN DE LOS PROFESIONALES A TRAVÉS DE INTERNET; USO DE HERRAMIENTAS GNU

J. ALMANSA, M. IBORRA, E. ANGULO, R. GUERRERO, J. TORRES

Hospital Universitario Puerta del Mar. Cádiz.

Introducción y objetivos: La gestión de los dosímetros personales, y en particular la información y formación de los Trabajadores Profesionalmente Expuestos es un tema complejo. El Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario Puerta del Mar de Cádiz tiene un área de cobertura, en materia de protección radiológica, que incluye, además del propio Hospital, el Hospital Punta de Europa de Algeciras, el Hospital de la Línea y los centros periféricos de especialidades Vargas

Ponce (Cádiz), San Fernando y Menéndez Tolosa (Algeciras). Surge, por ello, la necesidad de un método dinámico de gestión de la información y comunicación entre los profesionales y el Servicio de PR. Pretendemos realizar una aplicación informática completa de gestión de la información dosimétrica de los TPE (base de datos, herramientas de administración, y herramientas de información) e integrar en la página web del Hospital (de reciente puesta en marcha) las herramientas necesarias para una adecuada comunicación entre los profesionales y el Servicio de PR (modificación de datos personales, informes anuales, dosis mensuales, ...).

Material y método: La relación con la página web del Hospital ha condicionado las herramientas informáticas a utilizar, las cuales han sido:

- Postgresql v. 7.4.2 como servidor de Bases de Datos,
- Apache v. 2.0.49 como servidor de Internet,
- Perl v. 5.8.3 como herramienta de programación tanto para generar los scripts(cgi) de generación de paginas web como para crear las herramientas de gestión de la base de datos (importación automática de datos desde los ficheros proporcionados por el CND, gestión de portadores, historiales, y dosis de forma manual, generación de informes, listados, etc.),
- Latex2 ϵ /pdfLatex (teTeX v. 2.0.2-13) como herramientas tipográficas con el fin de generar documentación (informes, cartas a los trabajadores, ...) en un formato también libre y de amplia difusión como es PDF.

Se ha procurado dotar al sistema de un conjunto razonable de medidas de seguridad, incorporando una contraseña de administración tanto para la gestión de la base de datos de forma manual, como a través de la aplicación de gestión, así como contraseñas individuales de acceso a los TPE. Se guarda, así mismo, un registro de las actividades realizadas por la aplicación de gestión, y de las operaciones de los usuarios a través de Internet. Asimismo se utiliza el protocolo SSL para el acceso de los TPE a la base de datos a través de Internet.

Resultados: Se ha creado un completo y eficiente sistema de gestión de la Dosimetría Personal de los TPE de nuestra área de cobertura utilizando herramientas GNU de fácil utilización y con coste 0 de producción en cuanto a coste de software.

Conclusiones: Hemos mejorado la gestión de la información dosimétrica de los TPE del área de cobertura del Servicio de PR del Hospital Puerta del Mar.

Referencias

- www.postgresql.org
- www.apache.org
- www.perl.org
- www.tug.org (www.tug.org/teTeX)
- RD 783-2001

Palabras clave: Dosimetría Personal TPE. Worl Wide Web, GNU software.

4042

ESTIMACIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN FOTÓNICA EN LA ENTRADA DEL LABERINTO DE LA SALA DE TRATAMIENTO Y DE LA "NEUTRON SOURCE STRENGTH", Q, PARA UN ACELERADOR LINEAL DE ALTA ENERGÍA

R. GUERRERO, J. TORRES, E. ANGULO, J. F. ALMANSA, M. A. IBORRA, M. GONZÁLEZ

Hospital Universitario Puerta del Mar, Cádiz.

Introducción y objetivos: En aceleradores lineales que operan a energías superiores a 10 MeV se producen fotoneutrones en la estructura del acelerador, principalmente en los materiales del cabezal. Nuestro objetivo ha sido obtener una expresión semiempírica para estimar la dosis de fotones, que contenga la contribución de los rayos gamma producidos por captura neutrónica, en la puerta del laberinto de la sala de tratamiento de un acelerador de electrones PRIMUS de la firma Siemens. A partir de esta expresión se ha estimado la "neutron source strength", Q, con una disposición del colimador multiláminas de campos pequeños.

Material y método: Se han realizado medidas de la dosis de fotones a lo largo del laberinto de la sala de tratamiento del acelerador lineal Siemens PRIMUS, recientemente instalado en nuestro hospital, durante irradiaciones realizadas a energías de 15 MV, mediante un detector (cámara de ionización portátil) Victoreen 450B para el cual se ha supuesto que la sensibilidad de detección neutrónica es despreciable. Las medidas han sido realizadas durante irradiaciones sobre un maniquí de agua y dos tamaños de campo, uno de 40x40 cm² y otro de 4x4 cm². Todas las medidas fueron normalizadas por unidad de dosis en el isocentro. El primer conjunto de medidas fue utilizado para ajustar los valores a una expresión del tipo:

$$D = A \cdot 10^{-d/TV1} + B \cdot \phi \cdot 10^{-d/TV2}$$

Donde A y B son constantes, d₂ es la longitud del laberinto en m, ϕ es la fluencia neutrónica en la entrada del laberinto en Gy⁻¹cm⁻² y TVD1-TV2 son distancias decimorreductoras equivalentes en m.

El segundo conjunto fue utilizado para estimar Q, haciendo uso de la expresión antes obtenida y la expresión:

$$\phi = \left(\frac{a}{4\pi d_1^2} + \frac{6.6a}{2\pi S} \right) \cdot Q$$

Donde S es la superficie de la sala de tratamiento en cm², d₁ la distancia desde el isocentro a la línea central de la entrada del laberinto en cm y a un factor de transmisión relacionado con el tipo de material del blindaje del cabezal del acelerador.

Resultados: La expresión obtenida para la dosis de fotones en el laberinto de nuestra sala de tratamiento y acelerador Siemens Primus operando a 15 MV es:

$$D = 1.89 \times 10^{-5} \cdot 10^{-d/1.03} + 3.01 \times 10^{-11} \cdot \phi \cdot 10^{-d/4.80}$$

El valor de Q para una configuración de 4x4 cm² con MLC ha sido de:

$$Q = 0.2 \times 10^{12} \text{ n/Gy.}$$

Conclusiones: Se ha obtenido una expresión para estimar la dosis debida a fotones en el laberinto de una sala de tratamiento de un acelerador de alta energía de uso clínico. Esta expresión puede ser útil para la estimación de Q en otras condiciones de trabajo.

Palabras clave: Laberinto, rayos gamma de captura neutrónica, neutron source strength.

4073

SCREENRISK: APLICACIÓN PARA LA EVALUACIÓN DEL RIESGO RADIOLÓGICO EN CRIBADO MAMOGRÁFICO

S. FERRER¹, M. RAMOS¹, 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 Universitario La Fe de Valencia.

³Dirección General de Salud Pública. Conselleria de Sanitat de Valencia.

⁴Dirección General de Prestación Asistencial. Conselleria de Sanitat de Valencia.

Introducción y objetivos: Los programas de prevención de cáncer de mama tienen la finalidad de reducir la mortalidad femenina debido a esta causa. Pero esta práctica, en la que se someten mujeres sanas a los

efectos de las radiaciones ionizantes suponen un riesgo radiológico que es necesario estimar y controlar. La aplicación SCREENRISK ha sido desarrollada con el fin de cuantificar el detrimento radiológico en los programas de cribado.

Materiales y métodos: Mediante la simulación con métodos de Monte Carlo (código MCNP) se ha determinado la dosis absorbida en este tipo de prácticas, para la posterior evaluación del riesgo. Se han obtenido las distintas funciones para determinar el exceso relativo de riesgo de incidencia y mortalidad de cáncer de mama a partir del seguimiento de distintos casos de grupos poblacionales expuestos a radiaciones ionizantes publicados en el informe UNSCEAR 2000, entre estos modelos de riesgo destaca la exposición a radiaciones ionizantes debido a las bombas atómicas de Hiroshima y Nagasaki. Una vez determinado el exceso Relativo de Riesgo, éste ha sido transportado a la población objetivo del Programa de Prevención del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana (PPCMCV). Toda la metodología ha sido implementada en la herramienta SCREENRISK, basada en Matlab con el fin de unificar y facilitar los cálculos. Mediante esta aplicación es posible calcular el riesgo total del programa en un periodo determinado de tiempo y el riesgo acumulado de una mujer que acude a todas las citas del programa. Se han tomado tres muestras representativas de la población que acude al PPCMCV entre los años 2001-2003 para realizar la estimación del riesgo mediante SCREENRISK, obteniendo resultados para cada uno de los modelos de riesgo considerados.

Resultados: Después de la aplicación a los datos reales, SCREENRISK muestra valores inferiores a 7.6 cánceres inducidos por cada 100.000 mujeres y año que acuden al programa de prevención, mientras que la tasa de detección en el programa durante los años 2001-2003 fue de 3 por cada mil mujeres. Para una mujer que acude a todas las citas del programa, la probabilidad de morir debido a un cáncer radio inducido es menor de $6 \cdot 10^{-4}$, mientras que la tasa natural de mortalidad debida a esta causa en la población valenciana del grupo objetivo es de $9,2 \cdot 10^{-3}$.

Conclusiones: Se ha desarrollado una herramienta capaz de calcular de forma rápida y sencilla el riesgo radiológico debido a la exposición a radiaciones ionizantes. Esta aplicación podría emplearse en otro tipo de exposiciones, tanto médicas como de otro tipo. Los resultados de riesgo obtenidos para el PPCMCV verifican que el programa está justificado desde el punto de vista del ratio riesgo-beneficio de las mujeres que acuden a los programas de prevención. Para una mejora y optimización de los métodos resulta imprescin-

dible la realización de controles de calidad y seguimiento de los procedimientos en este tipo de programas de prevención.

4089

NUEVOS ELEMENTOS DE SEGURIDAD EN UNA INSTALACIÓN DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA

M. SÁEZ BELTRÁN, R. SÁNCHEZ CASANUEVA, F. FAYOS FERRER, A. POZUELO, J. GUTIÉRREZ SÁRRAGA, G. REY PORTOLÉS

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Ruber Internacional. Madrid.

Introducción: En Braquiterapia de alta tasa es necesaria la existencia de un plan de emergencia que minime la exposición del paciente y del personal expuesto. Con ausencia de luz, por fallo de suministro eléctrico, aumenta enormemente la dificultad de una intervención de retracción manual. Un elemento de preocupación del personal involucrado en el rescate es la dosis que reciben. En aplicación del principio ALARA mostramos dos soluciones sencillas adoptadas en nuestra institución.

Métodos: Se introdujeron elementos fotoluminiscentes en el laberinto, sala, unidad de tratamiento, pulsadores, contenedor de emergencia, mampara plomada y elementos móviles. Se realizaron simulacros cronometrados en ausencia de luz antes y después de introducir estos elementos. Participaron técnicos de radioterapia, radioterapeutas y radiofísicos. Se dispuso de líneas en el suelo, a ambos lados de la unidad de tratamiento que señalan, en condiciones de actividad máxima permitida (10 Ci), la distancia a la que se reciben $1/3$ y $1/10$ del límite de dosis anual durante 1 min. Se realizó una encuesta sobre el grado de seguridad ofrecido por estas señales. El coste total del material no superó los 30 euros.

Resultados: Se comprobó una reducción del tiempo total de ejecución, y una menor variabilidad entre una persona y otra. El tiempo medio de reacción para nuestra instalación antes de las marcas fue de 38 ± 17 s mientras que después de las marcas fue 17 ± 6 s, ($k=1$). En las encuestas, los usuarios mostraron una mayor seguridad para realizar más rápidamente el procedimiento de emergencia. La estimación de la dosis corporal total media recibida para esta instalación es menos de $0,1$ mSv.

Discusión y conclusiones: Los elementos de seguridad pasivos introducidos disminuyen el tiempo de ex-

posición a la fuente durante un procedimiento de emergencia de retracción. Las marcas en el suelo favorecen la velocidad de ejecución y el factor distancia frente al blindaje, disminuyendo la dosis recibida por el paciente sin comprometer los límites de dosis anual del personal expuesto. En otras instalaciones el tiempo y la dosis pueden variar. No se excluye la necesidad de una operación de extracción de la fuente por el radioterapeuta en caso de fallar la retracción manual de la fuente.

Palabras clave: Braquiterapia, alta tasa, emergencias, protección radiológica, seguridad.

4108

RESULTADOS DE UNA ENCUESTA PILOTO SOBRE LOS EXÁMENES MAMOGRAFICOS EN PAÍSES DE LATINOAMÉRICA

L. CARRIZALES¹, M. CHEVALIER², P. MORA³, R. DE LA MORA⁴, P. MORÁN,² N. ROAS⁵

¹Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas. Altos de Pipe. Edo. República Bolivariana de Venezuela

²Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Medicina. Dpto. de Radiología. Madrid.

³Comisión de Energía Atómica de Costa Rica (CEA). San José. Costa Rica.

⁴Centro de Control Estatal de Equipos Médicos (CCEEM). Ciudad Habana. Cuba.

⁵Laboratorio de Física de Radiaciones y Metrología. Universidad Nacional Autónoma de Nicaragua. Managua. Nicaragua.

Objetivo: Varios países latinoamericanos han elaborado recientemente un protocolo de control de calidad en mamografía en el marco de los proyectos ARCAL (XLIX and LV) auspiciados por la Organización Internacional de Energía Atómica (O.I.E.A.). El objetivo de este trabajo es presentar los resultados preliminares obtenidos en la medida de los valores de dosis y en la evaluación de la calidad de imagen en mamografía siguiendo la metodología propuesta en dicho protocolo. Un segundo objetivo es analizar la metodología utilizada en este estudio piloto con el fin de optimizarla y ampliarla a un mayor número de países.

Material y métodos: En el estudio han participado 4 países latinoamericanos y se han obtenido valores de dosis y calidad de imagen asociados con 27 equipos (6 Siemens, 6 General Electric, 11 Bennett, 1 Phillips, 2 Instrumentarium y 1 Giotto). El maniquí del *American College of Radiology* (ACR) es el propuesto en el protocolo ARCAL para evaluar la calidad de imagen y ha sido también usado para obtener los valores de dosis. En 11 equipos las imágenes se han obtenido con Mo/Mo, 28 kV y control automático de la

exposición. En el resto, la tensión utilizada en promedio fue 25 kV. El selector de densidades se situó en la mayoría de los casos en la posición utilizada para obtener las imágenes en condiciones clínicas. El kerma aire en la superficie de entrada se calculó a partir de los rendimientos medidos para las tensiones utilizadas en la obtención de las imágenes del maniquí. La cámara usada de forma mayoritaria en estas medidas fue de la marca RAD-CAL (Mod. 6M). La dosis glandular promedio (DG) se obtuvo utilizando los factores de conversión calculados por Dance. La densidad óptica de las imágenes se midió sobre la imagen del maniquí y en un punto situado a 4 cm de la pared del tórax y centrado lateralmente. Las imágenes del maniquí fueron evaluadas por un único observador.

Resultados: Las densidades ópticas de las imágenes están entre 0,78 y 1,99 con un valor medio de $1,49 \pm 0,3$. Los valores de dosis promedio en tejido glandular oscilan entre 1,4 y 2,4 mGy (valor medio $1,9 \pm 0,4$ mGy). Ambos valores están dentro de las recomendaciones hechas tanto en el protocolo ARCAL como en otros documentos americanos y europeos. La calidad de imagen medida con el maniquí de la ACR no presenta diferencias significativas entre los distintos centros.

4115

DATOS DE TRANSMISIÓN PARA NUEVAS FUENTES USADAS EN BRAQUITERAPIA

J. PÉREZ-CALATAYUD¹, J. VENSELAAR², F. BALLESTER³, A.J.J. BOS⁴, D. GRANERO³, E. CASAL³

¹Sección de Física, Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario "La Fe", Valencia.

²Dr. B. Verbeeten Instituut, Tilburg, The Netherlands.

³Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear e IFIC, Universidad de Valencia-CSIC, Burjassot.

⁴Delft University of Technology, Faculty of Applied Physics, Delft.

Introducción y objetivos: Las características de los radionucleidos ¹⁷⁰Tm y ¹⁶⁹Yb son muy interesantes para su utilización en Braquiterapia de Alta Tasa de dosis (HDR). Estos elementos combinan su alta actividad específica con fotones de baja energía, fundamentalmente menor que 100 keV, junto con un periodo de semidesintegración aceptable. La introducción de equipos de carga diferida con estos elementos conducirá a una disminución del espesor necesario de material utilizado en los blindajes de protección en comparación con el caso de las fuentes convencionales de Ir-192 y Cs-137, tanto en las paredes de la habitación blindada como en contenedores de almacena-

miento y transporte. Sin embargo, la complejidad del espectro de estos elementos junto con la escasez de datos en la literatura hace difícil la determinación del espesor necesario en el diseño de las barreras de protección. El propósito de este estudio es la obtención de estos datos en circunstancias clínicas mediante el método de Monte Carlo (MC).

Material y métodos: Se ha utilizado el código de MC GEANT4 para la realización de las simulaciones. Para la evaluación de la transmisión en hormigón y plomo se ha supuesto una fuente puntual de ambos radionucleidos a 50 cm de la barrera analizando la transmisión para distintos espesores. Para evaluar la atenuación dentro del paciente, se ha realizado una segunda simulación de una fuente puntual dentro de un maniquí esférico de agua de diferentes diámetros (0 - 30 cm) para cubrir tanto implantes superficiales como muy profundos. La dosis se ha aproximado por el kerma que se ha estimado mediante el track-length estimator.

Resultados: De los datos de transmisión se ha obtenido valores del espesor de hemireducción (HVL) y de reducción (TVL).

Conclusiones: Mediante estos datos de transmisión es posible una adecuada valoración de las barreras de protección y de la dosis alrededor del paciente en las instalaciones con los futuros equipos de carga diferida con estos nuevos elementos.

Palabras clave: Protección Radiológica, cálculo de barreras, braquiterapia, Tm-170, Yb-169.

4140

DOSIS COMPROMETIDA EN LAS PROXIMIDADES DE PACIENTES SOMETIDOS A TRATAMIENTOS DE TERAPIA METABÓLICA

R. GILARRANZ, L. C. MARTÍNEZ, M. J. MANZANAS,
C. RODRÍGUEZ, R. DÍAZ, P. MÍNGUEZ, J. M. PÉREZ

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica,
Hospital Universitario 12 de Octubre, Madrid.*

Introducción y objetivos: Las patologías del tiroides se tratan frecuentemente con I-131. El objetivo de este trabajo es establecer la dosis comprometida media y el tiempo de permanencia medio tanto para el personal profesionalmente expuesto como para los familiares que atiendan a personas tratadas con I-

131, para simplificar las normas de protección radiológica. Las medidas se realizan con dosímetros de Termoluminiscencia colocados durante toda la estancia del paciente en el hospital (2 ó 3 días), y corresponden a tratamientos de hipertiroidismo y de Ca de tiroides.

Material y métodos: Se han utilizado dosímetros TLD-100 y lectora de termoluminiscencia Harshaw 3500. Los dosímetros de Termoluminiscencia se han colocado en distintos puntos de las habitaciones de ingreso, cubriendo las posibles posiciones para personal profesionalmente expuesto y las visitas. Se han analizado 76 medidas para 7 posiciones distintas de la habitación. Cuatro alrededor de la cama: cabecera, derecha, izquierda y pies, y el resto detrás de la mampara plomada donde se colocan las visitas. De las 76 medidas 42 corresponden a tratamientos de hipertiroidismo y 34 a tratamientos de Ca de tiroides. Los resultados se comparan con los obtenidos anteriormente mediante otros métodos de medida.

Resultados: De las medidas se obtienen los valores de dosis a distintas distancias, a partir de las cuales se puede establecer el tiempo de permanencia para Personal Profesionalmente Expuesto y las recomendaciones a seguir por los familiares y las visitas en cada caso. El valor obtenido de dosis comprometida a 1 m para tratamientos de Ca es de 4,5 mSv, y 3.6 mSv para tratamientos de Hipertiroidismo. Teniendo en cuenta que en el peor de los casos se ingresaran 100 pacientes para tratamiento de Ca al año, el tiempo de permanencia para el personal profesionalmente expuesto sería de 63 minutos al día a 1 m. Para el público el tiempo de permanencia diario sería de 95 min.

Conclusiones: Se han establecido unas recomendaciones comunes para todos los pacientes. Los resultados concuerdan con los resultados obtenidos en las medidas realizadas en este hospital sobre captación del I-131³ y con lo encontrado en otras publicaciones^{1,2}.

Referencias

1. Guía de protección radiológica nº97 de la CE Protección radiológica después de una terapia con I-131.
2. DIN 6844. Instalaciones de medicina nuclear
3. Dosis recibida por familiares y público en tratamientos de hipertiroidismo con I-131. Andrade B., y col. XIV Congreso Nacional de Física Médica. Vigo 2003.

Palabras clave: Terapia metabólica, dosis comprometida, dosímetros de termoluminiscencia.

RADIODIAGNÓSTICO

5001

REDUCCIÓN DE LA DOSIS EN MAMOGRAFÍA MEDIANTE EL USO DE CARTULINAS MÁS RÁPIDAS

M. A. RIVAS*, P. RUIZ*, J. M. SÁINZ**, J. A. FERNÁNDEZ**, F. PIZARRO*, S. FERNÁNDEZ*

*Servicio de Física y Protección Radiológica.

**Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza.

Introducción: Se ha estudiado una nueva cartulina de refuerzo, más rápida que la que se utilizaba en nuestro hospital, desde el punto de vista del ahorro de dosis y sin perder de vista la calidad de la imagen obtenida.

Material y método: Se utilizaron los mamógrafos Siemens Mammomat 3000 y G.E Senographe DMR con la película de alto contraste Fujifilm AD-M. Se realizaron exposiciones con chasis Fuji, unos con pantalla AD Mammo Fine inicialmente en uso y otros con la nueva pantalla Mammo Medium. Se estableció la curva característica de cada combinación película-pantalla. Se determinó la velocidad y el gradiente de cada combinación, así como la densidad óptica (DO) a la que éste es máximo.

Se realizó una primera comparación de la calidad de imagen con radiografías realizadas al test TOR (MAX). Se comparó la calidad de imagen de ambas combinaciones en una muestra de 31 pacientes, a quienes se había realizado una proyección con pantalla Fine y otra con Medium, en cada una de las mamas. Las radiografías obtenidas fueron valoradas por dos radiólogos.

Una vez ajustado el exposímetro para las nuevas pantallas, se tomaron datos de la técnica aplicada a una muestra de pacientes, al objeto de calcular a dosis recibida y se compararon los valores medios obtenidos en el año 2002 obtenidas con las pantallas Fine.

Resultados y discusión: De las imágenes obtenidas con el test TOR MAX se dedujo que, para obtener placas de 1,5 DO, con la pantalla Medium se precisaba un 25% menos de exposición que con la Fine.

La calidad de imagen con maniquí TOR MAX fueron evaluadas por 4 radiofísicos. La puntuación media obtenida por cada pantalla, para densidad en torno a 1,5 DO, fue similar. Por otra parte, una vez evaluadas las

mamografías de las pacientes, los radiólogos concluyeron que, aún habiendo unas placas de mayor calidad que otras, todas ellas eran diagnósticas.

En vista de este resultado se decidió cambiar las pantallas de Fine a Medium en el mamógrafo GE Senographe DMR.

La disminución de dosis observada en la muestra de pacientes es inferior a la inicialmente prevista, pero ha de tenerse en cuenta que la DO de las placas ha pasado de ser 1,27 en 2002 a 1,40 DO en 2004.

Conclusión: La sustitución de las pantallas Fuji AD Mammo Fine por las AD Mammo Medium ha permitido lograr reducciones de la dosis de radiación impartida en a muestra de pacientes estudiada en una media de un 11 % en DSE y un 17% en DGM sin que la calidad de imagen se haya visto significativamente afectada.

Palabras clave: Mamografía dosis glandular media. KASE calidad de imagen.

5012

COMPARACIÓN DE LAS REDUCCIONES DE DOSIS CON PROTECTORES DE BISMUTO Y DISMINUYENDO LA CARGA DEL TUBO EN EXÁMENES DE TC

M. SALVADÓ*, J. GELEIJNS**, M. LÓPEZ*, W. VELDKAMP**, A. CALZADO***

*Física Médica, Universitat Rovira i Virgili, Reus.

**Radiology Department, Leiden University Medical Center, Leiden, Holanda.

***Física Médica, Departamento de Radiología, Universidad Complutense, Madrid.

Introducción y objetivos: El uso de piezas protectoras de bismuto embebido en neopreno para proteger ciertos órganos del paciente en exámenes de tomografía computarizada (TC) ha sido recomendado recientemente. También se han ensayado métodos de reducción de la exposición disminuyendo directamente la carga del tubo (mAs). Con ambos métodos se modifica la calidad de las imágenes. El objetivo del trabajo ha sido comparar las disminuciones de dosis que se obtienen, respectivamente, utilizando protectores de bismuto y disminuyendo los mAs para la misma calidad de imagen en exámenes de TC.

Material y métodos: Se han realizado exámenes de TC en cabeza, cuello y tórax sobre un maniquí antropomórfico Rando con un equipo de TC multicorte Toshiba Aquilion 16CFX, directamente y con protectores de bismuto disponibles comercialmente colocados sobre los ojos, el tiroides y las mamas. Las imágenes obtenidas con y sin protectores han sido utilizadas para construir objetos divididos en elementos de volumen (voxels), sobre los que se han realizado simulaciones Montecarlo (TC-Dvox) para calcular las dosis promedio en los órganos de interés en cada zona anatómica, tanto superficiales (cristalino, tiroides y mamas) como profundos (cerebro, pulmones), y la dosis promedio por rodaja (ADS) en condiciones fijas de tensión (120 kVp), de colimación (16 x 1 mm) y de carga del tubo (100 mAs). Paralelamente, se ha medido el ruido promedio en las imágenes del maniquí con protectores y se ha calculado la carga de tubo que produciría el mismo nivel de ruido en las imágenes sin protectores y las dosis a las que daría lugar. Con estos resultados se han estimado y comparado los ahorros de dosis obtenidos por ambos métodos.

Resultados y discusión: Los valores de reducción de la dosis equivalente en los órganos estudiados han variado dependiendo de su posición más o menos superficial. Según lo esperado, los órganos más cercanos al protector (cristalino, tiroides y mamas) son los que mostraron mayor disminución, entre un 25% y un 30%; en los órganos no superficiales, la reducción de dosis fue menor (14% para pulmones y 1-2% para el cerebro). Las diferencias en ADS con y sin protectores han sido variables en todas las regiones anatómicas analizadas. La disminución relativa máxima de la ADS mediante reducción directa de los mAs fue muy superior a la obtenida con protectores de bismuto en el tórax (73% frente al 17%) y en el cuello (75% frente al 13%). En el estudio de cabeza, la reducción de ADS mostró una tendencia similar aunque con valores máximos más modestos, del 21% y 7%, respectivamente. La utilización de los protectores de bismuto ha dado lugar a artefactos de rayas que afectan moderadamente a la calidad de imagen.

Conclusiones: En los exámenes de tórax y cuello, la reducción de mAs se ha mostrado claramente más eficiente que los protectores, mientras que en los exámenes de cabeza, la degradación de la calidad de imagen y los modestos ahorros de dosis obtenidos no justifican ninguna medida de protección para el cristalino.

MEDIDA DE ESD EN VERTEBROPLASTIAS PERCUTÁNEAS GUIADAS POR ESCOPIA CON ESCÁNER CT

C. MUÑOZ*, C. ALONSO**, J. MUÑOZ***, I. MODOLELL**, J. GULTRESA***, M.C. LIZUAIN**

*Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia. Girona. **Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia. L'Hospitalet. Barcelona. ***Centro de Dosimetría S.L. Barcelona.

Introducción: En este trabajo se mide la dosis máxima a la entrada en piel (ESD) en un grupo de diez pacientes sometidos a un procedimiento intervencionista, guiado por escopia con escáner CT, denominado vertebroplastia percutánea. El objetivo es proporcionar una estimación de la ESD a partir de las características de la exploración para descartar efectos deterministas, básicamente eritemas, debidos a la propia exploración o a la suma de exploraciones complementarias.

Material y métodos: En primer lugar se estudió la complejidad del procedimiento compuesto de numerosas series axiales, helicoidales, de escopia y escanogramas con constantes movimientos de mesa.

Una vez determinado el rango cráneo-caudal típico susceptible de contener el punto de mayor dosis en la superficie de entrada, se decidió utilizar tiras de 16 dosímetros termoluminiscentes en forma de "chip" pegadas a la piel del paciente alrededor de la vértebra a tratar, en línea media posterior y en los laterales.

Las medidas de los TLD se han verificado en un simulador convencional frente a un semiconductor PTW y una cámara NE de 0,3 cm³, ambos calibrados en kerma en aire, filtrándolo de forma que tanto su tensión de pico como su capa hemirreductora se correspondieran con las del escáner, un General Electric Hispeed. La CHR del escáner se ha obtenido de forma teórica empleando el modelo de Birch a partir de la filtración de ensamblaje y del ángulo anódico.

Resultados: La ESD media recibida por el grupo es de 51 cGy, con una desviación típica de 31 cGy. El valor máximo medido es de 121 cGy. El mayor valor registrado por los TLD en línea media posterior es un buen estimador de ESD.

La escopia es la técnica que más contribuye a la ESD total.

Conclusiones: Aún siendo las ESD medidas inferiores al umbral de aparición de efectos deterministas (unos 2 Gy para eritemas), se deben tener en cuenta para cada paciente por la posibilidad de que se sometan a segundas intervenciones en la misma vértebra o en vértebras cercanas.

La ESD se puede reducir de forma muy significativa reduciendo la tensión y la corriente durante la escopia, ya que la calidad de la imagen no es un parámetro fundamental en la parte del procedimiento en que se utiliza.

Palabras clave: Dosis máxima a la entrada en piel (ESD), vertebroplastia percutánea, radiología intervencionista, escáner CT, dosímetro TL, efectos deterministas.

5028

OPTIMIZACIÓN DE LA METODOLOGÍA EN EL ESTUDIO DE DOSIS RECIBIDAS POR PACIENTES EN PROCEDIMIENTOS DE RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Y. PREZADO, C. J. SANZ, C. MONTES, C. MARTÍN, P. GÓMEZ, M. FERNÁNDEZ BORDES

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Salamanca.

Objetivo: El objetivo de este trabajo es múltiple:

1. Perfeccionamiento de un método desarrollado en el Servicio de Radiofísica del Hospital Universitario de Salamanca para estimar la dosis a paciente en varios tipos de procedimientos de Radiología Intervencionista.
2. Comparación con los valores dados por otros autores.
3. Proponer los niveles de dosis de referencia en los mencionados procedimientos.

Materiales: Los procedimientos a valorar han sido realizados en la sala de Radiología Vascular del Hospital Universitario de Salamanca cuyo equipo es un Philips Integris V-3000.

Se ha realizado el estudio mediante tres técnicas diferentes:

1. Producto Dosis-Área (PDA) suministrado por la cámara de transmisión PTW Diamentor M2 incluida en el equipo Philips Integris V-3000.
2. Dosímetros termoluminiscentes TLD-100 con los que se ha obtenido los valores de dosis de entrada en piel.
3. Películas radiográficas de haz directo (Ready Pack) KODAK O-MAT V y EDR2.

Método: Los TLD han sido colocados en forma de matriz con el objetivo de que alguno de los TLD estuviese situado en la zona de máxima dosis. El análisis de la lectura de los TLD y el estudio de los perfiles de dosis en la placa radiográfica nos

ha permitido optimizar la disposición de los mismos para cada tipo de intervención estudiada (arteriografía de miembros inferiores, embolización renal, arteriografía de troncos supraaórticos, etc.). La placa radiográfica empleada ha sido calibrada de tal manera que en caso de haber alguna región de máxima dosis en la que no hubiese colocado un TLD, se pudiese extraer la dosis recibida. Para cada paciente se llevó a cabo un análisis estadístico de los valores de dosis obtenidos con los TLD en la zona de máxima dosis según queda registrado en la placa, así como de los valores de PDA, porcentaje de grafía y escopia, número de series e imágenes.

Resultados: Se han comparado los valores de dosis en la superficie de entrada obtenidos de las lecturas de los TLDs y los deducidos a partir del PDA. Se han contrastado los valores del tercer cuartil del producto dosis-área para cada tipo de intervención con los valores reflejados en la bibliografía, observándose que nuestros valores de PDA son superiores a los que aparecen en la literatura. Asimismo, los valores de dosis obtenidos se comparan con los valores de dosis umbral a partir de los que pueden surgir efectos deterministas.

Conclusiones: La comparación de los valores de dosis en piel obtenidos a partir de la lectura de los TLD y el PDA sugiere que este último no es un buen indicador de la dosis real recibida por el paciente. La correcta determinación del máximo de dosis a partir de la lectura de los dosímetros termoluminiscentes hace necesario el empleo de la película radiográfica.

El análisis realizado de las discrepancias con los valores de dosis de la bibliografía sugiere que podrían ser debidos a diferencias en la técnica clínica, muestreo estadístico o los distintos tipos de equipamientos de rayos X empleados.

Palabras claves: Dosis en la superficie de entrada, producto dosis-área, intervencionismo, niveles de referencia.

5032

DOSIS EN TC EN NIÑOS

I. SANTA-OLALLA, E. CORREDOIRA, R. PLAZA, G. MARTÍN, C. HUERGA, M. TÉLLEZ DE CEPEDA, A. SERRADA, J. VIDAL

Servicio de Radiofísica- Radioprotección, Hospital Universitario La Paz, Madrid.

Introducción y objetivos: La tomografía computerizada (TC) es una técnica diagnóstica habitual que

Tabla I. Dosis efectiva (E) (mSv), índice de dosis de tomografía computerizada (CTDI) y producto dosis-longitud (DLP) recibidas en TC de cráneo, tórax y abdomen en niños, distribuidas en grupos de edad.

Grupo de edad	Cráneo			Tórax			Abdomen		
	E (mSv)	CTDI (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	CTDI (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	CTDI (mGy)	DLP (mGy.cm)
0-1 años	1,98	58	342	2,52	11	367	4,41	13	293
referencia ¹	2,27	40	300	7,04	20	200	4,79	20	330
1-5 años	2,08	69	419	3,09	11	346	3,56	11	494
referencia ¹	1,46	60	600	5,92	30	400	5,32	25	360
5-10 años	1,60	71	435	3,35	12	398	3,18	12	356
referencia ¹	1,67	70	75	6,07	30	600	4,75	30	800
10-15 años	1,21	78	451	3,69	15	611	3,53	14	618
referencia ¹				6,11			3,26		

¹ Las referencias de E son las propuestas por Chapple⁵ y las referencias de CTDI y DLP son las propuestas por Shrimpton⁴

emplea radiaciones ionizantes. Con el fin de optimizarla, se realizó un estudio prospectivo sobre las dosis recibidas por los niños en exploraciones de TC en el Hospital Universitario La Paz.

Material y métodos: Durante 10 meses se han recogido datos relativos a la técnica empleada en el escáner Siemens Somatom Plus, en exploraciones de tórax, abdomen y cráneo en niños de edades comprendidas entre 0 y 15 años, así como datos relativos al paciente (edad, sexo y peso), con el fin de calcular la dosis efectiva que reciben. Para el cálculo de dosis en órganos y dosis efectiva se utiliza la versión 0,99 u de CTdosimetry desarrollada por el grupo ImPACT y los factores de dosis efectiva normalizada para cada grupo de edad relativo a la dosis de adultos calculadas por Khursheed y cols¹.

Se ha calculado el valor del CTDI ponderado (CTDI_w) y del producto dosis longitud (DLP) tal como se define en el documento de la comunidad europea sobre criterios de calidad de imagen para TC².

Resultados: Se han registrado datos de 124 exploraciones (40% de los TC pediátricos realizados en el 2004). En la tabla I se muestran las dosis efectivas recibidas por los niños, así como los valores del CTDI_w y del DLP. Estos últimos se comparan con los propuestos por Shrimpton y Wall³ y las dosis efectivas se comparan con las medidas por C-L Chapple et al⁴.

Conclusiones: La selección de mA y kVp se realiza de acuerdo con el tamaño del niño pero de ma-

nera aleatoria, y no utilizando protocolos concretos en función del peso como recomienda Donnelly⁵.

Sólo en un 15,8% de los TC de tórax y abdomen se utiliza pitch 1,5; el resto utiliza pitch 1. Aumentar el pitch de 1 a 1,5 reduciría la dosis en un 33%, sin pérdida de información diagnóstica.

La corriente de tubo utilizada para técnica de abdomen en dos de los grupos de edad es inferior a la utilizada en exploraciones de tórax, cuando debido a la menor absorción fotónica en pulmón, comparada con el abdomen, debería ser al contrario. Donnelly recomienda utilizar en técnica de tórax una corriente de 2/3 la utilizada en abdomen⁵.

Referencias

1. Khursheed A, Hillier MC, Shrimpton PC, Wall BF. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. *The British Journal of Radiology* 2002;75:819-830.
2. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography 1999. CEC Document; EUR 16262 Luxemburg.
3. Shrimpton PC, Wall BF. Reference doses for paediatric computed tomography. *Radiat Prot Dosim* 2000;90:249-252.
4. Chapple C-L, Willis S, Frame J. Effective dose in paediatric computed tomography. *Phys Med Biol* 2002;47:107-115.
5. Donnelly LF, Emery KH, Brody A S, Laor T, Gyls-Morin VM; Anton CG, Thomas SR, Frush D. Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: strategies at a large children's hospital. *AJR* 2001;176:303-306.

Palabras clave: Tomografía computerizada, dosis de radiación, pacientes pediátricos.

EVALUACIÓN DE LAS FUNCIONES MTF, NPS Y DQE EN UN MODELO DE DETECTOR DE PANEL PLANO

A. GONZÁLEZ, M.J. BUADES, B. TOBARRA, L.A. QUIÑONES

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.
Hospital Universitario "Virgen de la Arrixaca". Murcia.*

Introducción y objetivos: El objetivo de este trabajo es presentar las funciones de Transferencia de Modulación (MTF), Espectro de Potencias de Ruido (NPS) y Eficiencia de Detección Cuántica (DQE) de cinco detectores de panel plano de la misma marca y modelo (Philips, Digital Diagnost) recientemente instalados en el Servicio de Radiología del Hospital General Reina Sofia de Murcia.

Material y método: Los detectores estudiados tienen un tamaño de píxel de 143 mm (3001x3001 píxeles totales) y previamente se calibraron según el procedimiento del fabricante.

Se usó la calidad de haz RQA5 (73 kVp, foco fino, sin rejilla antidifusora, 21 mm Al añadido, HVL=7,1 mm Al) y se siguió el procedimiento IEC 662220-1¹. Los cálculos se llevaron a cabo a partir de las imágenes DICOM mediante un programa informático desarrollado en nuestro Servicio.

Para minimizar el post-procesado de la imagen y mantener la linealidad del valor de píxel con el logaritmo de la exposición, se empleó el modo "fixed lin" con "realce de bordes" desactivado. Sin embargo, el usuario no puede cancelar los algoritmos de pre-procesado de la imagen. Esto impide el análisis aislado de las características intrínsecas del detector pero no es obstáculo para determinaciones relativas.

Se utilizó un borde semitransparente de Cu de 1 mm de espesor para la medida de la MTF. Para cada valor de exposición, el cálculo de la NPS se realizó sobre tres imágenes del tamaño máximo, analizadas en una región del 80% de su tamaño.

Resultados: En todos los detectores, la MTF presenta una acusada caída de las bajas frecuencias acentuada si cabe por un realce de las frecuencias intermedias debido a los filtros de pre-procesado². En la dirección vertical es ligeramente superior. La NPS muestra una marcada depresión sobre los ejes debido a esos mismos filtros. Aún excluyendo los ejes se observa más ruido en la dirección vertical, sobre todo a altas frecuencias y exposiciones. Estos efectos se reflejan en la DQE.

Sin embargo, se han encontrado diferencias en los parámetros medidos a pesar de tratarse de equipos instalados y ajustados conjuntamente. Su relevancia clínica deberá ser determinada en estudios posteriores.

Conclusiones: Se han determinado las funciones MTF, NPS y DQE de cinco detectores de panel plano de la misma marca y modelo instalados en un Servicio de Radiología como parte del estado de referencia inicial de los equipos.

Referencias

1. International Electrotechnical Commission, International Standard IEC 62220-1, "Medical electrical equipment - Characteristics of digital imaging devices - Part 1: Determination of the detective quantum efficiency", Génova, 2003.
2. Samei E, Flynn MJ. "An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems". *Med Phys* 2003;30: 608-622.

Palabras clave: Radiología digital, flat-panel, control de calidad, calidad de imagen, MTF, NPS, DQE.

IMPLEMENTACIÓN DE UNA APLICACIÓN INFORMÁTICA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA DQE DE UN SISTEMA DE RADIOLOGÍA DIGITAL

M.J. BUADES, A. GONZÁLEZ, B. TOBARRA, I. CASTRO

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.
Hospital Universitario "Virgen de la Arrixaca". Murcia.*

Introducción y objetivos: La Eficiencia de Detección Cuántica (DQE) de los detectores digitales utilizados en radiología es un parámetro esencial para caracterizar su calidad de imagen¹.

El objetivo de este trabajo ha sido el desarrollo de un programa informático que permite calcular la DQE de un detector digital de acuerdo a la norma IEC 662220-1² de una manera automática a partir de imágenes DICOM. Como pasos intermedios también se obtiene la Función de Transferencia de Modulación (MTF) y el Espectro de Potencias de Ruido (NPS) del sistema.

Material y método: El programa se ha implementado en Matlab y permite la visualización gráfica de los distintos procesos aplicados. Se ha aplicado tanto a sistemas de radiología computerizada (CR) como de detectores de panel plano.

La MTF se obtiene por sobremuestreo a una décima del tamaño del píxel de una imagen de un borde, cuya posición y orientación se detecta mediante una trans-

formada de Hough.

La NPS se calcula como promedio de las transformadas de Fourier de varias imágenes de uniformidad corregidas previamente de posibles inhomogeneidades espaciales de muy baja frecuencia tales como el efecto Heel.

Finalmente, para determinar la DQE las funciones anteriores se muestrean con idéntico espaciado.

Resultados: El método de cálculo de la MTF es robusto frente a irregularidades en la imagen (por ejemplo, arañazos en los fósforos del CR) y permite una exactitud de 0,01° en la determinación de la orientación del borde. El uso de una región de 10 cm en la dirección perpendicular al borde permite poner de manifiesto una importante caída en la respuesta a bajas frecuencias de los sistemas digitales que pasa desapercibida con análisis más locales.

Respecto a la NPS, se discute la propuesta de la IEC de utilizar una región central de 12,5 cm, que obliga a promediar sobre 10-40 imágenes, respecto a la menos restrictiva de extender la región de análisis hasta el 80% del tamaño de la imagen, que reduce considerablemente el tiempo de captura de las imágenes en la sala de RX y que cabría considerar para estudios de constancia.

Conclusiones: Con el programa desarrollado es posible la implementación del cálculo de la MTF, NPS y DQE en el control de calidad rutinario de los equipos de radiología digital.

Referencias

1. Neitzel U, et al. "Determination of the detective quantum efficiency of a digital x-ray detector: Comparison of three evaluations using a common image data set". *Med Phys* 2004;31:2205-2211.
2. International Electrotechnical Commission, International Standard IEC 62220-1, "Medical electrical equipment - Characteristics of digital imaging devices - Part 1: Determination of the detective quantum efficiency", Génova, 2003.

Palabras clave: Radiología digital, control de calidad, calidad de imagen, MTF, NPS, DQE.

5050

CARACTERIZACIÓN DE ESTACIONES DE TRABAJO EN UN SISTEMA DE RADIOLOGÍA DIGITAL

J. HERNÁNDEZ-ARMAS, F. HERNÁNDEZ-SUÁREZ,
A. CATALÁN ACOSTA

Servicio de Física Médica del Hospital Universitario de Canarias.
Laboratorio de Física Médica. Universidad de La Laguna. Tenerife.

Introducción y objetivos: En los sistemas PACS-RIS, las imágenes radiológicas se presentan a la consideración de los médicos especialistas para su diagnóstico en monitores de alta resolución que constituyen las distintas estaciones de trabajo del sistema. El diagnóstico preciso de las imágenes radiológicas presentadas en estas estaciones depende del funcionamiento óptimo de las mismas, de manera igual en cualquiera de las que estén en funcionamiento y en red. Para ello es necesario evaluar parámetros cuantificables unos y subjetivos otros. Son de aplicación las directrices propuestas por diversos organismos internacionales en las que se establecen valores absolutos y tolerancias para los diferentes parámetros. En este trabajo se persigue el objetivo global de realizar la caracterización de un conjunto de 8 estaciones de trabajo (16 monitores de alta resolución).

Material y método: Se ha utilizado como material de medida un fotómetro X-Rite SD220-DTP92-11 con el programa Medical-Pro; un fotómetro de medida de la luz ambiental y un conjunto de imágenes de valoración de los monitores proporcionadas por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM). Los monitores evaluados eran todos de la marca BARCO² con resoluciones comprendidas entre 1200x1600 hasta 1728x2304.

El método utilizado ha sido el establecido para estas actividades por la AAPM¹ así como las indicaciones proporcionadas por el suministrador del fotómetro. El porcentaje para la uniformidad geométrica se calculó interrelacionando medidas de luminancia en las esquinas de las pantallas y los valores centrales. La iluminación ambiental se midió con un luxómetro adecuado para ello colocado a 30 cm de la pantalla de cada monitor. Los parámetros subjetivos fueron evaluados independientemente por tres observadores distintos.

Resultados: Se ha realizado un total de 144 medidas cuantitativas y 48 observaciones cualitativas de los parámetros que figuran en el encabezado de la tabla. Los resultados que se presentan corresponden a un agrupamiento de las medidas realizadas. En todos los casos, las medidas se realizaron al menos 30 minutos después de haber encendido los monitores. Aún cuando se observaron variaciones entre los valores de luminancia máxima, mínima y ambiental, uniformidad espacial, linealidad y distorsión geométrica, el 100% de los monitores cumplían las directrices establecidas por la AAPM. Sin embargo, se comprobó que en una de las estaciones, uno de los monitores era incapaz de presentar

Nº Monitor (Nº Serie)	Lmax cd m ⁻²	Lmin cd m ⁻²	Lamb Lux	Uniformidad Espacial %	Valor gamma %	Linealidad	Distorsión geométrica
1(5254008)	216.701(*) 221.569	0.000(*) 0.869	30.5	-4.766	59.073(*) 99.280	OK	OK
2(5268349)	218.252(*) 217.700	0.001(*) 0.610	26.8	-4.029	96.013(*) 98.941	OK	OK
3(5250868)	291.861	0.631	20.5	-2.444	98.582	OK	OK
4(5250872)	291.934	0.664	20.4	-3.081	99.006	OK	OK
5(5250891)	287.679	0.609	20.4	0.731	98.604	OK	OK
6(5250878)	293.737	0.647	20.5	-1.572	99.056	OK	OK
7(5240789)	217.874	0.584	0.6	1.236	98.098	OK	OK
8(5242622)	218.384	0.564	0.6	1.447	96.923	OK	OK
9(5245533)	219.381	0.691	38.0	-0.987	98.702	OK	OK
10(5240786)	218.824	0.754	32.0	-2.391	97.926	OK	OK
11(5268346)	218.350	1.410	52	-5.039	98.346	OK	OK
12(5253973)	216.129	0.619	48.8	-4.359	97.644	OK	OK
13(5253957)	222.598	0.618	27.9	-1.842	99.503	OK	OK
14(5253949)	222.629	0.599	23.2	-1.262	99.411	OK	OK
15(5242630)	223.570	0.840	24.9	-2.515	98.885	OK	OK
16(5224538)	223.998	0.588	27.5	-3.776	99.317	OK	OK

(*): Valores previos a la reparación.

todos los rangos de grises (Valor gamma), por lo que tuvo que ser reparado.

Conclusiones: La caracterización inicial de los monitores que se ha realizado establece un punto de partida para llevar a cabo un programa completo de control de calidad de estas estaciones de trabajo, lo cual es determinante para asegurar el correcto uso de un Sistema de Radiología Digital Hospitalaria. Los resultados que se han obtenido son comparables con algunos publicados en la bibliografía³.

Referencias

1. American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Assessment of display performance of medical imaging systems, Report of the AAPM Task Group 18, 2004
2. Barco NV. Medical-Pro: Image Conformance and consistency management software (User's Guide) 2002.
3. Wade C, Brennan PC. Assessment of monitor conditions for the display of radiological diagnostic images and ambient lighting. Br J Radiol 2004;77:465-471.

Palabras clave: Monitores de diagnóstico de alta resolución, Imágenes radiológicas, Luminancia, Resolución, Distorsión geométrica.

5054

EVALUACIÓN DEL RUIDO DE UN SISTEMA DE RADIOLOGÍA COMPUTERIZADA KONICA REGIUS 170

J.I. JIMÉNEZ ALARCÓN, M. CHAPEL GÓMEZ, A.T. NÚÑEZ QUINTANILLA, C. PINZA MOLINA, S. GARCÍA GÓMEZ, M.D. MORILLAS PÉREZ

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.
Hospital Univ. Ntra. Sra. de Candelaria. Santa Cruz de Tenerife.

Introducción: La Radiografía Computerizada (CR) es una tecnología digital para la adquisición de imágenes radiográficas que ha ido incrementando cada vez más su presencia en las unidades de Diagnóstico por la Imagen. Después de la instalación y antes de su uso clínico, los equipos CR deben ser evaluados para su aceptación y posterior establecimiento del estado de referencia. En este estudio se presenta una evaluación del ruido de un sistema CR REGIUS 170 de KONICA, recientemente instalado en nuestro Centro Hospitalario.

Material y métodos: La evaluación del lector REGIUS 170 se realizó con los chasis RP-3S de KONICA, cuyo material del fósforo está compuesto por BaFI:Eu. Para la exposición de los fósforos se utilizó un equipo de rayos X marca Philips modelo MEDIO 50 CP con un Tubo Philips modelo SRO 25 50 Re. Para las medidas de dosis en cada exposición se ha utilizado la cámara del equipo RTI PMX III, corrigiendo las lecturas del detector por el inverso del cuadrado de la distancia para conocer la dosis de radiación que llegaba a los chasis.

Para determinar el ruido debido a la instrumentación se introdujo el chasis en el lector utilizando la función de borrado con el fin de eliminar cualquier imagen remanente. A continuación se leyó el fósforo sin exponer. A los valores en bruto obtenidos se les aplicó el modo de lectura fijo, sin algoritmos de procesado, ya que esto nos permite controlar la latitud y sensibilidad del lector.

El espectro del ruido del sistema debido a la exposición de los fósforos a Rayos X, se calculó mediante un análisis de Fourier de imágenes uniformemente expuestas. Usando el modo de lectura fijo se trataron los valores de píxel originales con los parámetros de imagen G (indicativo del contraste) 2.0 y S (indicativo de la sensibilidad) 200.

EL espectro del ruido de las imágenes se dedujo mediante un análisis de Fourier bidimensional utilizando el método descrito por diferentes autores. Los cálculos fueron realizados con diferentes tamaños de matriz.

Resultados: Se encontró que el tamaño mínimo que se podía utilizar para el análisis del espectro de ruido, sin apreciar cambios significativos en la zona de bajas frecuencias es de 128 x 128.

Se han encontrado ciertos picos en el espectro del ruido que ocurren cada 0,7-0,8 ciclos/mm que son causados por la óptica del lector.

Del análisis de las distintas componentes del ruido se obtiene que la ganancia del sistema, entendiendo por ganancia la relación entre el número de fotoelectrones depositados en el fotomultiplicador por fotones absorbidos en el fósforo, tiene un valor de 3,5.

Conclusiones: A la vista de los picos localizados en el espectro de ruido del lector analizado se concluye que es importante realizar un análisis del ruido del sistema para evaluar si puede haber defectos en la óptica de los lectores CR.

Palabras clave: Radiografía Computerizada, Radiografía Digital, Función de Transferencia de Modulación (MTF), Ruido Radiográfico (NPS).

RESULTADOS DE LA APLICACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA Y CONTROL DE CALIDAD EN SERVICIOS DE RADIOLOGÍA EN UN SISTEMA HOSPITALARIO EN MÉXICO

J. GARCÍA AGUILAR*, F. RODRÍGUEZ ARANDA*, M. DÍAZ MOLINA*, D. FREGOSO MANJARREZ**

*Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Gerencia de Seguridad Radiológica, México. **Subdirección Corporativa de Servicios Médicos, Petróleos Mexicanos. México.

Introducción y objetivos: En el año de 1997, en México se emitieron cuatro normas que deben de cumplir los servicios de radiología de los hospitales en materia de seguridad y protección radiológica, así como de garantía y control de calidad.

La emisión de estas normas creó en México la figura del "Asesor Especializado en Seguridad Radiológica" (AESR) ante la imposibilidad de que cada unidad médica contará con profesionales en física médica para realizar las actividades especializadas en este campo.

El Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, obtuvo la autorización No. 15 como AESR y acordó su participación con un sistema estatal de salud conformado por 26 unidades médicas.

El objetivo del presente trabajo es describir los resultados y los problemas encontrados durante la implementación del sistema de calidad en los servicios de radiología e imagenología.

Material y métodos: Los trabajos iniciaron con cursos y la elaboración de los programas y manuales de garantía de calidad, así como de protección y seguridad radiológica, determinándose el contenido mínimo de cada documento.

Se evaluaron e identificaron los puestos ocupacionalmente expuestos. El listado inicial de este personal incluía muchos trabajadores que se demostró no eran ocupacionalmente expuestos (POE).

Se realizó el control de calidad a los equipos de rayos X, cuartos oscuros, reveladoras y negatoscopios, así como un protocolo de pruebas de aceptación de equipos nuevos y la verificación de blindajes en cada una de las salas.

Se utilizó equipo calibrado para realizar el control de calidad con Instrumentación marca Keithley, con cámaras de ionización, medidor de mAs, y medidor de kilovoltaje con filtros para mamografía y radiología. Multímetros (Gammex y Radcal) con cámaras de ionización y medidores de kilovoltaje; sensitómetros,

densitómetros, luxómetros y termohigrómetros, así como herramientas especializadas.

Se proporcionó dosimetría personal mensual, se determinó la dosis en los exámenes radiológicos utilizando el software NRPB-SR262.

Durante los años 2001 al 2004, se conformaron los comités de garantía de calidad y realizaron reuniones periódicas, se promovió la aceptación del sistema de calidad y la aplicación del control de calidad, se realizaron los reentrenamientos anuales en protección y seguridad radiológica, encontrándose aún algunas retenciones.

Resultados:

- a) Se elaboraron programas y manuales de garantía de calidad y seguridad.
- b) Se impartieron cursos de entrenamiento y reentrenamiento a 203 personas.
- c) Se implementó la dosimetría personal y los registros correspondientes.
- d) Se diseñaron y colocaron 422 señalamientos de seguridad en 64 salas.
- e) Se aplicaron las pruebas de control de calidad (2001; 108 equipos; 2002; 86 equipos; 2003; 93 equipos y 2004; 96 equipos), 27 cuartos oscuros y 32 reveladoras incluyendo negatoscopios.
- f) Se corrigieron errores de incompatibilidad en la cadena de revelado.
- g) Se conformaron 26 Comités de Garantía de Calidad
- h) Se identificó a 79 nuevos POE's.
- i) Se realiza conjuntamente el control de calidad entre el AESR y la compañía de mantenimiento.
- j) Se identificaron los dispositivos faltantes de protección radiológica.
- k) Se generaron especificaciones para la adquisición de equipos de rayos X y equipo asociado.

Conclusiones:

- a) La aplicación del programa y control de calidad llevó a la sustitución de 24 equipos de rayos X y 31 reveladoras, sustituyendo el revelado manual, se acondicionaron tres salas y 26 cuartos oscuros.
- b) Se incluyeron nuevas cláusulas en los contratos de mantenimiento para la aplicación de pruebas de control de calidad.
- c) Se disminuyeron las dosis por examen radiológico, manteniéndose dentro de los niveles orientativos de dosis recomendados.

- d) Se disminuyó el número de días fuera de servicio de los equipos.
- e) Mejoró la calidad de la imagen radiográfica
- f) Se instauró el programa de vigilancia dosimétrica del POE. De 10 casos en que se rebasó el nivel de investigación, se concluyó en un mal uso del dosímetro.
- g) Se Instauró el programa de vigilancia médica del POE.
- h) Se han mantenido actualizados las cédulas técnicas.
- i) Las reuniones de los comités de garantía de calidad se han hecho menos frecuentes.

Palabras clave: Radiodiagnóstico, garantía y control de calidad.

5056

OPTIMIZACIÓN DOSIMÉTRICA EN RADIODIAGNÓSTICO PEDIÁTRICO: INTRODUCCIÓN DE FILTROS ADICIONALES

F.A. FLORIANO, M. ESPAÑA, C. MÍNGUEZ, P. CASTRO, P. LÓPEZ-FRANCO

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario de La Princesa. Madrid.

Introducción y objetivos: El objetivo del trabajo es la valoración de las variaciones que se producen tanto desde el punto de vista dosimétrico como de calidad de imagen, así como en la carga de trabajo de la instalación, cuando se varía la calidad del haz mediante la utilización de las diferentes filtraciones adicionales recomendadas por la Comisión Europea (CE) para procedimientos de radiodiagnóstico pediátrico.

Material y métodos: El estudio se ha realizado en tres exploraciones simples (tórax, pelvis y abdomen), utilizando las técnicas radiográficas recomendadas para un paciente pediátrico en un equipo Optimus 65 de PHILIPS, con un sistema de imagen CR de AGFA. El espesor del paciente standard, y la atenuación de las regiones de interés de las distintas exploraciones se simularon mediante láminas de agua sólida y corcho.

Previo al estudio se realizó un control de calidad en el equipo para garantizar su correcto funcionamiento. Todas las exposiciones se realizaron con control automático de exposición (CAE) registrándose los valores de kV, mAs, y Scan Average Level (SAL). Para la me-

didada de la capa hemirreductora del equipo se ha utilizado una cámara RADCAL de 0.6 cc.

La dosis superficie a la entrada (DSE) se ha calculado a partir de los rendimientos del equipo. Así mismo se ha estimado la dosis efectiva y equivalente en órganos críticos en cada exploración, mediante el programa PCXMC 1.5 simulando un paciente de 5 años, que se corresponde con los datos de espesor de paciente utilizados en las exploraciones.

La valoración de la calidad de imagen se ha realizado mediante el test de Leeds TOR (CDR), analizando la sensibilidad a bajo contraste en cada imagen.

Resultados: Los resultados obtenidos muestran que, en el caso del sistema de imagen utilizado, las variaciones de calidad del haz estudiadas no implican una calibración específica del CAE, dado que se mantiene constante el parámetro Scan Average Level (SAL) con variaciones menores de un 8%, inferiores a las consideradas como aceptables para sistemas CR.

El incremento en la carga semanal de la instalación, dependiente del filtro añadido, del kVp y de la exploración que se esté realizando, puede variar entre un +12% y un +77% con respecto a los mAs sin filtración añadida para la misma exploración.

Los valores obtenidos para la DSE, siempre inferiores al valor de referencia recomendado por la CE, muestran disminuciones hasta de un 55%, mientras que en dosis efectiva sólo alcanzan un 33%. El estudio dosimétrico para la utilización de los diferentes espectros, debe basarse en las variaciones de dosis efectiva, y no de la DSE, ya que éstas no se corresponden con la disminución del riesgo radiológico.

Para la sensibilidad a bajo contraste no se han encontrado diferencias significativas entre las distintas imágenes en función del filtro añadido.

Conclusión: Previamente a la utilización de filtros adicionales en pediatría debe garantizarse el correcto funcionamiento del CAE para cada espectro utilizado.

Dado que las variaciones obtenidas, tanto en la dosis efectiva como en la calidad de imagen, son muy dependientes del sistema de imagen utilizado, éstas se deben valorar previamente a la utilización de otros sistemas de imagen. Las disminuciones de dosis obtenidas, para una calidad de imagen similar, justifican, la utilización de los diferentes espectros en radiodiagnóstico pediátrico, aunque se debe tener en cuenta el incremento que implican en la carga semanal de la instalación.

Palabras clave: Filtración adicional, dosimetría, radiodiagnóstico, pediatría.

5074

MEDIDAS DE DOSIS Y CALIDAD DE IMAGEN PARA OPTIMIZAR PROTOCOLOS DE EXAMEN DE TC MULTICORTE

M. LÓPEZ*, I. SALMERÓN**, J.J. MORANT*, A. CALZADO***, E. FRAILE**

*Física Médica, Universitat Rovira i Virgili, Reus.

Servicio de Radiodiagnóstico, Hospital Universitario Príncipe de Asturias, Alcalá de Henares. *Física Médica, Departamento de Radiología, Universidad Complutense, Madrid

Introducción y objetivos: La introducción de equipos de tomografía computarizada (TC) multicorte en la práctica clínica ha ampliado las indicaciones de esta técnica y las opciones de selección de valores de los parámetros de realización de los exámenes. Con el objetivo de optimizar los protocolos de examen del tronco, se han comparado las dosis y la calidad de imagen en dos equipos de TC multicorte.

Material y métodos: Se han realizado medidas de dosis de radiación y de calidad de imagen mediante diferentes maniqués físicos en dos equipos de TC multicorte, modelos LightSpeed QX/i y LightSpeed 16 de General Electric; este último dispone de un sistema de modulación de la intensidad del haz. Mediante una cámara "lápiz" se han realizado medidas en dos maniqués dosimétricos cilíndricos de metacrilato, de secciones circular y elíptica, que han servido para obtener los valores de los índices de dosis de TC ($CTDI_w$ y $CTDI_{vol}$). En paralelo, se han obtenido imágenes del maniquí de sección elíptica y de un maniquí Catphan 500 seleccionando valores variables de los parámetros con influencia en la dosis y la calidad de imagen final. La carga del tubo se ha variado manualmente entre 150 y 250 mAs y automáticamente entre 250 y 440 para "índices de ruido" entre 10,5 y 15. Los parámetros de imagen analizados han sido los perfiles de sensibilidad, el ruido, la resolución espacial, la resolución a bajo contraste y variables asociadas (relación contraste-ruido, relación señal-ruido y diámetro mínimo detectable). En todos los casos se han tomado tres adquisiciones y se han realizado reconstrucciones con tres algoritmos diferentes (soft, estándar y pulmón).

Resultados y discusión: Los valores de $CTDI_{vol}$ seleccionados manualmente han estado en el intervalo 8-13 mGy (9-18 mGy en el elíptico) y los del sistema automático, entre 16 y 25 mGy (23-35 mGy en el elíptico). No se han encontrado diferencias significativas en los perfiles de sensibilidad de ambos equipos (espesor de reconstrucción 5 mm) y los valores de resolución espa-

cial estimados (7-8,5 pl/cm) son similares a los indicados por el fabricante para las condiciones seleccionadas. El valor máximo de la relación señal-ruido con filtro estándar para un equipo (3,91) ha sido similar al mínimo obtenido con el otro (3,87) y el diámetro teórico mínimo de detección calculado para un contraste del 1% ha sido similar al obtenido subjetivamente en la mayoría de imágenes analizadas. La reconstrucción con filtro soft produce incrementos de un 25-30% en la relación señal-ruido con respecto al filtro estándar y el filtro de pulmón la reduce a la quinta parte.

Conclusiones: Es posible reducir las dosis en ambos equipos, aunque en proporción variable. Para ello hay que reducir la carga del tubo en un 35% o trabajar con "índice de ruido 15" en los exámenes de tórax y en bastantes indicaciones de abdomen y pelvis. Además, partiendo de los mismos datos de adquisición, conviene reconstruir con diferentes algoritmos de reconstrucción adaptados al examen concreto. En selección manual conviene adaptar los valores de los parámetros a las características morfológicas del paciente.

5078

CALIDAD DE IMAGEN EN MAMOGRAFÍA DIGITAL. ¿CUMPLEN LOS MAMÓGRAFOS BASADOS EN CR EL PROTOCOLO EUROPEO PARA CRIBADO?

J. GIMENO*, I. VILLAESCUSA*, P. GRAS*, J. FÉLIX**

*Hospital Universitario La Fe de Valencia.

** Hospital Dr. Peset de Valencia

Introducción y objetivos: La adopción de los sistemas de radiografía computarizada en los hospitales debe provocar cambios en los controles de calidad de radiodiagnóstico. En concreto, la tecnología de imagen en mamografía se ha extendido recientemente al uso de sistemas digitales de adquisición, tanto radiografía computarizada (CR) como mamografía digital directa. Estas modalidades son lo suficientemente novedosas como para establecer nuevos criterios para el control de calidad específicos para sistemas digitales. Por otra parte, los requisitos para implantar el programa de *screening* en un determinado equipo son más restrictivos. Esto conduce a plantearse si los sistemas de CR usados para mamografía satisfacen dichos criterios. Nuestro trabajo se centrará en evaluar la calidad de imagen obtenida en estos sistemas y compararla con la obtenida

con sistemas convencionales, basados en película, a igualdad de dosis.

Material y métodos: Se han empleado los sistemas de mamografía siguientes: mamógrafo Siemens Mammomat UC, con sistema de imagen (lector e impresora) CR Fuji FCR 5000 MA Plus; mamógrafo GE Senographe DMR, con sistema de imagen CR Fuji Profect CS; mamógrafo GE Senographe DMR, con película Kodak Min-R S, pantalla Kodak Min-R 2000, y procesadora Kodak Miniloader 2000 Plus. Se ha utilizado el maniquí de alta resolución 011A de CIRS, específico para sistemas mamográficos convencionales y que simula una mama promedio y de espesor 45 mm, y también el maniquí CDMAM, dedicado a sistemas digitales. Los métodos para evaluar las pruebas han sido los propuestos en el "Addendum on Digital Mammography to chapter 3 of the European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening, version 1.0".

Resultados: La calidad de la imagen se ha evaluado en términos del límite de resolución a alto contraste en las direcciones paralela y perpendicular al eje del tubo, y el umbral de visibilidad de objetos de bajo contraste, de detalles de pequeño tamaño y de filamentos, correlacionando dichos valores.

Conclusiones: Previamente a incorporar un mamógrafo basado en CR en su uso en un programa de cribado, y por sus características, se debe hacer un estudio específico para dichos equipos sobre la calidad de imagen que se consigue con ellos, y si cumple los requisitos para cribado.

Palabras clave: Mamografía, CR, calidad de imagen, *screening*.

5100

ANÁLISIS COMPARATIVO DE VALORES DE DOSIS A PACIENTES OBTENIDOS CON DOS EQUIPOS DE MAMOGRAFÍA DIGITAL

M. CHEVALIER¹, P. MORÁN¹, J.M. FERNÁNDEZ SOTO², E. VANÓ¹, M.V. MARTÍNEZ ASENSIO³, T. CEPEDA⁴

¹Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.

²Servicio de Física Médica. Hospital Universitario San Carlos. Madrid.

³Centro de Diagnóstico de Granada.

⁴Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital Universitario San Carlos. Madrid.

Objetivo: Comparar los valores de dosis impartidas a pacientes con dos equipos de mamografía digital de

campo completo (Marca GE. Mod. Senographe 2000D) y analizar las posibles causas de las diferencias.

Materiales y método: El equipo de mamografía digital puede operar en tres modos automáticos distintos: contraste (CNT), dosis (DOSE) y estándar (STD). El sistema realiza una exposición preliminar para determinar la atenuación de la mama; este dato, junto con el espesor de la misma obtenido a partir del compresor, permite establecer de forma automática los parámetros de exposición en cada modo. En este trabajo, los parámetros de exposición se han extraído de las cabeceras DICOM asociadas a cada imagen utilizando una aplicación informática (Dosis On-line) desarrollada en el Servicio de Física Médica del Hospital Clínico San Carlos de Madrid. Previamente se realizaron controles de calidad en cada uno de los equipos en los que se verificó la tensión y se midieron los rendimientos y capas hemirreductoras (CHR) para las distintas combinaciones ánodo/filtro y tensiones utilizadas en la obtención de las imágenes. Se midieron también los valores de dosis con el maniquí estándar (45 mm de PMMA) en cada uno de los modos de operación. Los valores de kerma aire en la superficie de entrada (ESAK) se calcularon a partir de los rendimientos medidos corregidos por la distancia foco-mama. Los valores de la dosis glandular promedio (DG) se han calculado a partir del ESAK utilizando los factores de conversión obtenidos por Dance para diferentes espesores y glandularidades de la mama y distintos espectros. El número de pacientes de la muestra en cada equipo fue de 5034 y 210 respectivamente. El número total de exposiciones realizadas fue de 20.167 y 870 respectivamente, que corresponde aproximadamente a 4 exposiciones por paciente (2 proyecciones por mama).

Resultados: Las muestras presentan diferencias significativas en cuanto a la edad de las pacientes (56 ± 11 años y 51 ± 9 años) y espesor de la mama (52 ± 13 mm y 53 ± 12 mm). Los valores medios de la fuerza de compresión son significativamente diferentes (190 ± 27 N y 138 ± 38 N) estando ambos dentro de tolerancias (Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico). El modo STD fue mayoritariamente seleccionado en ambos sistemas (98% y 83%). En este modo, los valores del ESAK obtenidos con ambos sistemas difieren en un 36% ($8,3 \pm 2,7$ mGy y $6,1 \pm 2,1$ mGy) y los de la DG en un 26% ($1,78 \pm 0,41$ mGy y $1,41 \pm 0,36$ mGy). Los valores de dosis (ESAK y DG) medidos con el maniquí estándar en ambos equipos difieren entre sí un 30% en promedio lo que concuerda razonablemente con las diferencias encontradas con las muestras de pacientes. En las medidas con el maniquí se comprueba que las diferen-

cias de dosis se deben fundamentalmente a diferencias en la carga del tubo (23%) que pueden ser indicativas de diferencias en la calibración del detector. En el caso de medidas con pacientes hay que añadir las diferencias de espesor encontradas.

5101

CARACTERIZACIÓN DE LA RESPUESTA DE SISTEMAS DOSIMÉTRICOS EN HACES PRODUCIDOS POR DIFERENTES GENERADORES MAMOGRÁFICOS

L. CARRIZALES, C. BORRAS, J. DÍAZ

Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas. Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD). Caracas República Bolivariana de Venezuela.

Introducción / objetivos: Se caracterizaron dos sistemas dosimétricos mediante pruebas de consistencia y reproducibilidad exponiendo las cámaras de ionización (CI) a una fuente radiactiva (FR) de ^{90}Sr - ^{90}Y . Se determinó el Kerma en aire a diferentes espectros de mamografía, (Mo/Mo; Mo/Al, Mo/Rh; Rh/Rh). Previa la medición del Kerma en aire se realizó el Control de Calidad en los ocho mamógrafos, a fin de establecer su funcionamiento. Con la investigación se persigue: establecer las fortalezas y debilidades de dos sistemas dosimétricos mamográficos, estudiando la respuesta de las CI a distintos espectros.

Materiales y métodos: CI: PTW Freiburg W77337. s/n: 33. Electrómetro Farmer 2570/1A. s/n: 872

CI: Radcal. 90X5-6M. s/n: 9088. Electrómetro Radcal 9060 s/n 99-1724

FR de ^{90}Sr - ^{90}Y . PTW. 8921 S/N 1024

Mamógrafos de marcas: General Electric. Siemens. Villa Sistema Medicalli. Giotto

Materiales y diversos objetos de prueba para control de calidad.

Resultados: Las pruebas de consistencia y reproducibilidad, mostraron la reproducibilidad y consistencia de los sistemas dentro de $\pm 0,5\%$ y responden con una incertidumbre máxima combinada de 1,2% con $K=2$. Se concluye que ambos sistemas son estables y pueden utilizarse para dosimetría de mamógrafos.

En las mediciones del Kerma en aire para el espectro de Mo/Mo, las medidas de ambos sistemas concuerdan dentro de un valor medio de $\pm 4\%$, con una dispersión máxima de 6% y mínima de 2%, que se ajusta

a la respuesta garantizada por los fabricantes de $\pm 5\%$. Para el espectro de Mo/Al, se obtuvo una diferencia de hasta un 16%, lo cual indica que las respuestas de las cámaras se apartan de lo declarado en los certificados de calibración y conformidad de funcionamiento suministrados por los fabricantes. Este hallazgo es tema para una futura investigación. Para el espectro de Mo/Rh, se obtuvo una diferencia de $\pm 2\%$ concordando con lo garantizado por el fabricante. Se realizaron medidas de los espesores hemirreductores con los dos sistemas dosimétricos, no encontrándose ninguna diferencia significativa.

Conclusiones: Los sistemas dosimétricos utilizados demostraron su buen funcionamiento para los espectros de Mo/Mo y Mo/Rh, es motivo de futura investigación el resultado obtenido para el espectro de Mo/Al.

Se recomienda que los LSCDs dispongan de un mamógrafo que permita estudiar las respuestas de los sistemas de dosimetría a diferentes espectros, así como factores de calibración trazables a un Laboratorio primario.

Palabras clave: Mamográfica, Radiodiagnóstico, Control de Calidad, Dosimetría.

5102

OPTIMIZACIÓN DE LA MAMOGRAFÍA EN VENEZUELA

L. CARRIZALES

Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas. Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD). Caracas República Bolivariana de Venezuela.

Introducción / objetivos: Con la finalidad de optimizar al menos un departamento de mamografía en Venezuela se implanto el Proyecto Regional ARCAL LV auspiciado por el OIEA.

En dicho ARCAL participó Bolivia, Colombia, Costa Rica, Cuba, El Salvador, Guatemala, Nicaragua, Panamá, Paraguay, Perú, República Dominicana y la República Bolivariana de Venezuela.

Material y métodos: El OIEA dotó a los países participantes de sistemas de dosimetría, así como de los diversos objetos de prueba y materiales requeridos para la implantación del control de calidad en mamografía (CCM).

Resultados: Se elaboró un Protocolo de Aseguramiento y Control de Calidad en Mamografía fundamentado en la realidad latinoamericana, actualmente

en imprenta, éste permitirá unificar los criterios médicos, físicos y técnicos, así como las tolerancias de las pruebas de CCM en la región.

En Venezuela se optimizaron cuatro centros de mamografía públicos mediante la implantación del CCM. Obteniéndose que el mayor problema en detrimento de la calidad se encontraba en los cuartos de revelado.

Por otro lado, se realizó la capacitación de todos los factores integrantes de la Práctica mamográfica en dichos centros mediante cursos y talleres.

Conclusiones: Los países integrantes del Proyecto ARCAL LV y particularmente la República Bolivariana de Venezuela, nos hemos visto ampliamente beneficiados por la implantación de dicho Proyecto, ya que se puede concluir con propiedad que se están dando pasos importantes en la optimización de la Práctica mamográfica en la Región.

La implantación del Protocolo permite unificar criterios. El régimen de cursos y talleres de capacitación permite incrementar la concienciación del personal médico y paramédico que ejecuta la práctica optimizando la ejecución de la misma.

5120

PROGRAMA DE CÁLCULO PARA LA ESTIMACIÓN DE DOSIS EFECTIVA EN RADIODIAGNÓSTICO PEDIÁTRICO E IMPLEMENTACIÓN EN LA HISTORIA CLÍNICA INFORMATIZADA

S. MIQUÉLEZ*, S. SIERRO**, J. ESPARZA***, P. SOTO*, S. PELLEJERO*, F. MAÑERU*, A. RUBIO*

*Radiofísica Hospital de Navarra. **Historia clínica informatizada. ***Radiodiagnóstico Hospital Virgen del Camino. Pamplona.

Introducción: Los últimos resultados de los estudios que relacionan dosis de radiación con riesgo, en pacientes de pediatría, han producido inquietud entre los diferentes servicios médicos relacionados con la pediatría, en especial en radiología pediátrica.

Objetivos: Elaboración e implementación en la historia clínica informatizada del Servicio Navarro de Salud-Osasunbidea, SNS-O, de una herramienta que permita una estimación individualizada de la dosis efectiva acumulada, en las diferentes exploraciones de radiodiagnóstico para pacientes pediátricos.

Materiales: Ficheros de dosis efectiva normalizada, E_n , en función de la dosis en la superficie de entrada o del producto dosis área, para radiología pediátrica,

NRPB-SR279. Ficheros de dosis efectiva normalizada para exploraciones de TAC NRPB-SR250 y libro excel CTDosimetry elaborado por ImPACT con actualización en pediatría.

Métodos: Para facilitar el cálculo se ha procedido a un ajuste de los datos del NRPB-SR279, en función del kilovoltaje, definido por: $E_n = a \cdot \ln(kV) + b$, para cada conjunto "grupo de edad-proyección-filtración". Así mismo, la relación entre rendimiento y kerma en aire sin retrodispersión, para cada tubo de rayos X, se puede definir por una relación del tipo $G = c \cdot kV^d$. Para T.A.C., se ha utilizado el libro excel CTDosimetry y los ficheros de dosis efectiva normalizada de ImPACT, para estimar según parámetros fijos para cada grupo de edad y exploración, la dosis efectiva.

Resultados: El programa de cálculo, ligado a la historia clínica informatizada, realiza una estimación por cada proyección, actualizando automáticamente la dosis efectiva acumulada, pudiendo ser consultada desde cualquier centro de atención primaria, ambulatorio u hospital del SNS-O.

Conclusiones: Complimentar, por parte del operador, el formulario de recogida de datos, supone un esfuerzo añadido al de realizar la exploración solicitada. No obstante, el disponer de un indicador de dosis individualizada, aún siendo una estimación, compara datos técnicos de las exploraciones entre equipos de un mismo servicio, y de diferentes centros, que permiten establecer valores de referencia para optimizar los procedimientos de trabajo, minimizando la dosis recibida. Desde el punto de vista de los criterios de justificación y optimización, proporciona al solicitante un índice de dosis a tener en cuenta, a la hora de solicitar pruebas.

Palabras clave: Dosis efectiva, radiología pediátrica, historia clínica informatizada.

5121

DOSIS EN PROCEDIMIENTOS DE RADIOLOGÍA INTERVENSIONISTA EN EL SERVICIO NAVARRO DE SALUD-OSASUNBIDEA

F. MAÑERU*, S. PELLEJERO*, S. MIQUÉLEZ*, F. URTASUN**, J. VELASCO**, F.J. BARBERENA**, P. SOTO*, A. RUBIO*

*Servicio de Radiofísica y P.R.

**Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital de Navarra. Pamplona.

Introducción: Este trabajo constituye una aportación al establecimiento de niveles de referencia de dosis en

radiodiagnóstico (Diagnostic Reference Levels, DRL) desde una comunidad autónoma que centraliza todos los tratamientos intervencionistas, considerados en el texto, en un solo centro (sistema público de salud) y un solo equipo. Desde el año 1999 se ha seguido una rutina estándar de trabajo consistente en incorporar a la historia clínica informatizada dos nuevos campos, Producto dosis-área y tiempo de escopia, para cada paciente sometido a una intervención. La explotación de estos datos permite establecer comparaciones con otros centros, comunidades autónomas y niveles de referencia internacionales. Como ya se ha señalado en otros trabajos similares, una de las principales dificultades consiste en la definición de los procedimientos intervencionistas en cuanto a objetivo único o múltiple, región o regiones del cuerpo humano afectadas, o simplemente en las diferentes denominaciones que aparecen en la bibliografía. Para habilitar la posibilidad de comparación de datos, los resultados se expresan: a) de forma intensiva, en la que las exploraciones se agrupan en grandes bloques, clasificados, en el caso de procedimientos complejos, según la exploración principal, desde el punto de vista de contribución de dosis, b) de forma extensiva que contempla un desdoblamiento de las categorías analizadas de forma intensiva.

Materiales y métodos: Angiógrafo SIEMENS Polydoros IS/A con medidor del producto dosis-área marca PTW, modelo DIAMENTOR K, contrastado semestralmente por el servicio de radiofísica del centro en que se ubica el aparato.

La recogida de datos dosimétricos se realiza por parte de personal administrativo de manera similar a la del resto de los datos clínicos.

El periodo de recogida de datos abarca desde marzo de 1999 hasta la enero de 2005, lo cual supone manejar un total de 4500 pacientes.

Sólo se han seleccionado las exploraciones que poseen una muestra superior a 20 pacientes.

El criterio de clasificación y agrupación de exploraciones ha sido el sugerido por los miembros del Servicio de radiodiagnóstico que han realizado las pruebas, ajustándose en lo posible a las denominaciones existentes en la bibliografía para posibilitar la comparación.

Resultados: Se presentan el Producto Dosis Área (PDA) y del tiempo de escopia agrupados por tipo de procedimiento. Los resultados, por lo general, presentan valores similares a los recogidos en trabajos precedentes cuando se trata de equipamiento de prestaciones similares.

Conclusiones: Se han obtenido datos suficientes como para establecer comparaciones de niveles de referencia de dosis con otros servicios, programas y organizaciones. Por otra parte los datos pueden suponer una aportación al establecimiento de niveles de referencia globales.

Palabras clave: Dosis intervencionismo, Producto Dosis Área, niveles de referencia.

5122

DESARROLLO DE PROTOCOLOS DE GARANTÍA DE CALIDAD DE EQUIPOS DE RADIODIAGNÓSTICO DIGITALES

P. MAYO¹, A. PASCUAL¹, F. RODENAS², J. M. CAMPAYO³, G. VERDÚ¹, J. I. VILLAESCUSA⁴

¹Departamento de Ingeniería Química y Nuclear.
²Departamento de Matemática Aplicada, Universidad Politécnica de Valencia.
³Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Clínico Universitario (Valencia)
⁴Servicio de Protección Radiológica, Hospital Universitario La Fe (Valencia)

Introducción y objetivos: Un programa de garantía de calidad tiene por objeto comprobar el correcto funcionamiento de cada componente de la cadena de obtención de imágenes y evaluar la calidad de la imagen de maniqués de referencia, estimando los valores de dosis en profesionales y en población expuesta. La incipiente incorporación de los equipos de radiografía digitales, hace necesaria una revisión de los parámetros que usualmente se analizan en los programas de control de calidad y sus límites de aceptabilidad. La implementación infor-

mática de algoritmos matemáticos aplicados al control de calidad de los equipos digitales se centra en la medida de las propiedades del sistema y en el análisis de la calidad de la imagen obtenida a partir de un maniquí.

En este trabajo se pretende realizar una valoración objetiva del funcionamiento de un equipo de rayos x digital de radiodiagnóstico, a través del análisis de la calidad de imagen de un maniquí de contraste-detalle.

Materiales y métodos: Se han obtenido imágenes en formato dicom de un equipo de radiodiagnóstico digital. Se ha evaluado el software de maniqués de contraste-detalle aplicados a radiología digital, determinando la sensibilidad contraste-tamaño de detalle para cada una de las imágenes y umbral a bajo contraste, en condiciones de funcionamiento del equipo. En concreto, se han analizado distintas imágenes de los maniqués radiográficos CDRAD 2.0 Y CDMAM 3.4 bajo diferentes condiciones de adquisición en cuanto a funcionamiento del equipo, evaluándose los resultados de los distintos estimadores considerados.

Se ha analizado el desarrollo de procedimientos de adquisición y parámetros de obtención de la imagen, en particular aplicado al protocolo del estándar dicom 3.0 por ser el formato que se está implantando en el campo de la informática médica para el manejo y transmisión de imágenes médicas.

Resultados: El análisis de la imagen de los maniqués de contraste-detalle CDRAD 2.0 y CDMAM 3.4, obtenida por un equipo de radiología digital, ha servido para determinar el umbral de visibilidad en cuanto a contraste y detalle de dicho equipo. Como ejemplo del estudio realizado con imágenes de dichos maniqués, se muestran las siguientes gráficas:

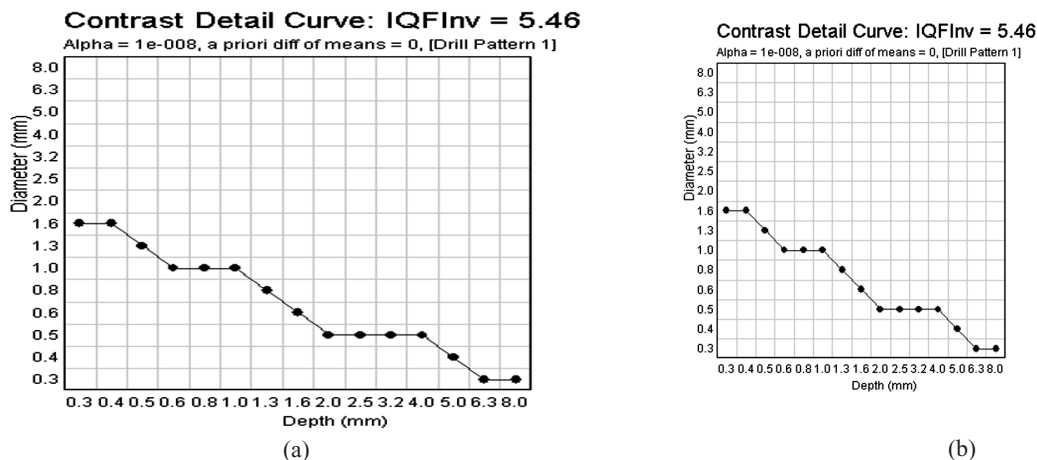


Fig 1: (a) Curva contraste-detalle CDRAD 2.0 (b) Curva contraste-detalle CDMAM 3.4

Conclusiones: El análisis de la imagen digital aporta información sobre las características de los objetos de test del maniquí que muy difícilmente pueden obtenerse mediante observación directa de la imagen, lo cual permite utilizar los valores obtenidos para determinar la calidad de la imagen estudiada y por consiguiente del proceso de obtención de la imagen. Esto permitiría obtener correlaciones con los parámetros de funcionamiento del equipo digital para un control de calidad del mismo. Se están desarrollando procedimientos de transmisión de la información, recepción y análisis de la imagen recibida lo cual permitiría emitir informes sobre el estado de la instalación de radiodiagnóstico.

Referencias

1. User Manual CDRAD 2.0, Artinis Medical Systems B.V., 2002.
2. User Manual CDMAM 3.4, Artinis Medical Systems B.V., 2002.
3. Managing Patient Dose in Digital Radiography, ICRP publication 93, vol 34, nº1, 2004.

5124

CONTROL DE CALIDAD EN MONITORES DE DIAGNÓSTICO MÉDICO. ANÁLISIS CUALITATIVO Y CUNTITATIVO

S. MIQUÉLEZ, S. PELLEJERO, P. SOTO, F. MAÑERU, A. RUBIO

Servicio de Radiofísica y P.R. Hospital de Navarra. Pamplona.

Introducción: Con la llegada de la radiología digital los Servicios de Radiofísica han tenido que proceder a realizar controles de calidad adecuados en los monitores de visualización dedicados a diagnóstico médico. Como parte importante de la cadena de imagen, un mal ajuste, de los mencionados sistemas, supone una importante pérdida de la capacidad diagnóstica. El objetivo del presente trabajo es realizar las pruebas mínimas que aparecen en el "PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO" y algunas de las recomendadas por el Task Group 18, TG18, de la AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*).

Materiales:

- Luxómetro marca PTW, modelo CANDELAMETER 2, para la medida de la luminancia en monitores de TV,
- Luxómetro para la iluminación ambiental marca QUANTUM INSTRUMENTS,
- Luxómetro tipo "Pod", para la medida de la luminancia en monitores de TV y negatoscopios marca VeriLUM, modelo Color Dual Mode.

- Cámara CCD, marca Dragonfly con sensor 640 x 480 Sony ICX084AL/ICX424AL.
- Software VeriLUM 5.1, de Image Smiths, Inc, para el manejo del luxómetro VeriLUM, y de la cámara CCD
- Software de adquisición de imagen, FlyCap,
- Hoja de cálculo Excel, para la aplicación del estándar DICOM 3.14.
- Maniquí tipo SMPTE, maniqués del TG18, maniqués para la medida de la luminancia generados por VeriLUM.

Método: Medidas de la luminancia: en función de la disponibilidad de materiales y software se ha procedido a utilizar, siempre que ha sido posible, el software automatizado VeriLum con la sonda correspondiente. Cuando no ha sido posible se ha utilizado el luxómetro CANDELAMETER y una hoja Excel para el análisis de la luminancia según DICOM 3.14, y el almacenamiento de los datos generales y elaboración del informe posterior.

Medidas geométricas: se ha procedido a la visualización de diversos maniqués de imagen digital.

Medidas de resolución: en primera aproximación se han analizado maniqués de imagen digital visualmente. Para cuantificar la resolución se ha procedido al empleo de la cámara CCD para obtener la MTF asociada al análisis de Fourier de la LSF generada por un maniquí de anchura digital de un píxel, y al sobremuestreo conseguido con el empleo de la mencionada cámara.

Resultados y conclusiones: Los resultados obtenidos han servido para establecer referencias para monitores de tipo CRT y LCD.

Si se dispone de equipamiento adecuado, se pueden realizar "in situ" medidas cuantitativas con la suficiente precisión y reproducibilidad como para establecer niveles de referencia. El uso de una cámara CCD para la captura, parcial o total de imágenes y el empleo de un software de análisis de imagen permiten la evaluación avanzada de las prestaciones de un monitor de diagnóstico médico.

Palabras clave: Monitores de diagnóstico, protocolo de control de calidad y Task Group 18.

5129

INDICADORES DE DOSIS EN EXPLORACIONES COMPLEJAS DE PEDIATRÍA

P. SOTO*, S. PELLEJERO*, J. ESPARZA**, S. MIQUÉLEZ*, F. MAÑERU*, A. RUBIO*

*Radiofísica Hospital de Navarra. Pamplona.
**Radiodiagnóstico Hospital Virgen del Camino. Pamplona.

Introducción: Con el ánimo de contribuir al establecimiento de niveles de referencia de dosis en exploraciones de radiodiagnóstico se ha procedido al muestreo de las exploraciones calificadas como complejas en pacientes de pediatría llevadas a cabo en el Hospital Virgen de Camino de Pamplona durante un periodo de 10 meses. Los datos más significativos recogidos en las 264 muestras son: edad sexo, peso, altura, kV promedio, mA, tiempo de escopia, nº de disparos de grafía realizados, tamaño de campo promedio y producto dosis x área.

Materiales y métodos: *Materiales:* medidor del producto dosis x área marca PTW modelo DIAMENTOR, verificado con periodicidad mensual durante el periodo de la toma de datos.

Método: Obtención de datos demográficos del paciente y de los datos radiológicos y dosimétricos derivados de la cada exploración. Análisis estadístico de los datos.

Resultados: Se han obtenido muestras de tamaño significativo en el caso de TGE (tránsito gastro-esofágico) y CUMS (cistouretrografía miccional seriada) para los grupos de edad recogidos por la NRPB. Los tamaños de las muestras para otras exploraciones no permiten establecer resultados comparables o estadísticamente significativos.

Conclusiones: Los valores del producto dosis área, obtenidos están por lo general por debajo de los valores obtenidos por otros autores.

Palabras clave: *Exploraciones complejas, radiología pediátrica, producto dosis x área.*

5137

UTILIDAD DEL PARÁMETRO MEDIA DE INTENSIDAD DE GRIS (MGL) OBTENIDO A PARTIR DE RADIOGRAFÍAS EN EL DIAGNÓSTICO DE LOS TUMORES ÓSEOS

A. BALTASAR SÁNCHEZ, A. GONZÁLEZ-SISTAL
Departamento de Ciencias Fisiológicas II. Unidad de Biofísica. Universidad de Barcelona.

Los tumores óseos primitivos son neoplasias que se originan en los tejidos óseos y tienen capacidad para diseminarse. Por lo que es primordial establecer un diagnóstico precoz que es cuando los recursos terapéuticos son mayores y más efectivos. La radiografía

simple permite hacer una buena aproximación diagnóstica de los tumores. Una de las características básicas radiológicas es definir la lesión como radiolúcida o radiopaca.

Este trabajo describe la aplicación de un método basado en el procesado y análisis de imágenes radiológicas. Este método permite cuantificar las intensidades de gris en radiografías digitalizadas. El algoritmo computerizado se basa en el procesado de las imágenes originales con un filtro espacial de paso bajo (1:1:1). Estas se caracterizan mediante el parámetro media de intensidad de gris (MGL) derivado del análisis del histograma (X: píxels; Y: intensidad de gris 0-255) de una región de interés (ROI) de 100x100 píxels seleccionada.

50 radiografías se clasificaron en cinco grupos de n=10 correspondientes a los tipos de tumores óseos primarios malignos de mayor incidencia poblacional: Condrosarcoma (CS), Osteosarcoma (OS), Fibrosarcoma (FS), Sarcoma de Ewing (EW) y Mieloma Múltiple (MM). El valor medio de MGL para los 50 casos ($104,4 \pm 15,9$) mostró diferencias significativas respecto el hueso sano ($197,3 \pm 6,8$) ($p < 0,05$) caracterizado en estudios previos¹. Para cada uno de los cinco grupos de tumores se obtuvieron los siguientes resultados:

Grupos	valor medio de MGL	Max	Min
CS	$92,8 \pm 13,4$	116	72
OS	$99,6 \pm 14,6$	108	92
FS	$117,5 \pm 14,8$	143	92
EW	$108,9 \pm 18,0$	131	77
MM	$103,0 \pm 15,9$	126	79

El parámetro MGL diferencia entre hueso sano y tumores óseos primarios malignos. Cuando comparamos los cinco grupos entre ellos encontramos que los tumores CS y OS son bastante similares en MGL y sus valores son significativamente menores ($p < 0,05$) que para FS, EW y MM. En conclusión, los resultados sugieren utilizar en un futuro el método cuando la exploración radiológica sea insuficiente y estudiar la evolución de algunos tumores óseos bajo tratamiento médico.

Este trabajo está financiado en parte por la "Fundació Universitària Agustí Pedro i Pons" Universidad de Barcelona.

Referencias

1. Baltasar Sánchez A, González-Sistal A. Evaluation of Healthy Bone by a Method Based on Image Analysis. Recent Advances in Applied Physics. The American Institute of Physics. USA. 2005. In Press

DOSIMETRÍA DIARIA DE PACIENTES EN SALAS CONVENCIONALES DE RADIODIAGNÓSTICO MEDIANTE DOSÍMETROS DE TERMOLUMINISCENCIA

L.C. MARTÍNEZ, C. RODRÍGUEZ, R. GILARRANZ, M.J. MANZANAS, P. MÍNGUEZ, R. DÍAZ, J.M. PÉREZ

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid.

Introducción y objetivos: Desde octubre de 2002, el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario 12 de Octubre de Madrid ha puesto en marcha un nuevo sistema para la medida de la Dosis en la Superficie de Entrada (DSE) en las salas convencionales de radiodiagnóstico de las Áreas 10 y 11 del IMSALUD, mediante dosímetros de termoluminiscencia enviados por correo a los centros de forma ininterrumpida. Se marcaron como objetivos la obtención del histograma de dosis para el tipo de exploración elegido en cada sala y la obtención de la DSE de referencia a partir de dicho histograma.

Material:

- Dosímetros de termoluminiscencia TLD100 tipo chip
- Lectora Harshaw 3500
- Conjunto electrómetro/cámara de ionización calibrado Radcal 9015/20X5-60
- Sobres, bolsas para dosímetros y pegatinas de identificación
- Soporte informático

Método: Todas las salas que realizan radiodiagnóstico convencional controladas por nuestro Servicio (39 salas en total) reciben un envío de seis dosímetros una vez a la semana. Cinco se emplean para la medida de

la DSE y el sexto para la evaluación del fondo. Los técnicos de las salas colocan los dosímetros a la entrada del campo sobre los pacientes elegidos. Para cada sala sólo se controla un tipo de exploración, la más frecuente o la de mayor interés. Una vez irradiados los dosímetros en cinco pacientes el envío se devuelve a nuestro servicio, donde se efectúa la lectura, análisis y registro de los resultados.

No se realiza selección de pacientes, por lo que la DSE promedio de la sala para la exploración elegida se obtiene del análisis de los histogramas de dosis.

Resultados: En dos años, el sistema ha gestionado más de 10000 dosímetros y ha medido la DSE en más de 5000 pacientes en 39 salas de las Áreas 10 y 11 del IMSALUD, superando en un factor 6, en promedio, las exigencias mínimas del RD1976/1999 sobre criterios de calidad en radiodiagnóstico.

Se ha podido medir el histograma de dosis de la exploración elegida en cada una de las 39 salas en cuestión, contando con mucha más información que el valor de la DSE de referencia. Se cuenta con histogramas para exploraciones convencionales de tórax, lumbares y abdominales.

Conclusiones: A pleno rendimiento, el sistema es capaz de medir unos 100 pacientes al año en cada sala convencional, descontando las irradiaciones incorrectas, las pérdidas y teniendo en cuenta los periodos en que la actividad se interrumpe.

Para mantener el sistema en funcionamiento en las 39 salas es suficiente con que un técnico del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica dedique unas 2 horas al día para gestionar los envíos y leer los dosímetros.

El sistema puesto en marcha involucra a los técnicos de las salas en los programas de garantía de calidad de las instalaciones.

Palabras clave: *Dosis de referencia, exploraciones convencionales, TLD.*

RADIOTERAPIA. CONTROL DE CALIDAD

6014

REGISTRADO DE IMÁGENES PORTALES CON IMÁGENES DE PLANIFICACIÓN EN PACIENTES CON CÁNCER DE PRÓSTATA

D. MACÍAS¹, R. CÁRDENES², R. MARTÍN OLIVA¹, B. CLAVO¹, J. RUIZ ALZOLA⁴

¹Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Gran Canaria "Dr. Negrín". Las Palmas de Gran Canaria.

²Centro de Tecnología Médica. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. Las Palmas de Gran Canaria.

³Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de Gran Canaria "Dr. Negrín". Las Palmas de Gran Canaria.

⁴Instituto Tecnológico de Canarias. Gobierno de Canarias.

Introducción: Los tratamientos de radioterapia necesitan un posicionamiento previo muy preciso del paciente. Típicamente las sesiones de irradiación se repiten cada día a lo largo de un periodo de varias semanas. La alineación precisa de la localización anatómica a tratar con el haz de radiación es un aspecto fundamental para alcanzar una correcta administración del tratamiento.

Objetivo: Alinear al paciente utilizando un *algoritmo de registrado rígido 2D multimodal* para hacer coincidir la imagen portal de un determinado campo de tratamiento y con su correspondiente DRR de planificación.

Material:

- Compilador gcc de GNU.
- Librerías ITK (*Insight Tool Kit*).
- Librerías VTK (*Visualization Tool Kit*).
- Librerías Qt (*Trolltech*).

Método: Se ha implementado un algoritmo de registrado rígido punto a punto utilizando las librerías de ITK (*Insight Tool Kit*). El proceso de registrado consiste en los siguientes pasos:

- Se realiza una búsqueda de bordes sobre la **DRR (imagen de referencia)** con el algoritmo de *Canny* y se calcula la transformada de distancias de la imagen de bordes por el algoritmo de *Danielsson*.
- Se realiza una búsqueda de bordes sobre la imagen **portal** con el algoritmo de *Canny*.
- Utilizando la métrica del algoritmo iterativo del punto más cercano (*iterative closest point*) y el algoritmo de optimización de *Levenberg-Marquard*, el proceso de registrado intenta minimizar las dis-

tancias entre los bordes de la imagen portal y la transformada de distancias de la DRR, trasladando rígidamente la primera imagen sobre la segunda.

Resultados: Se diseñó una interfaz robusta y de fácil manejo que incorporó las herramientas necesarias para la realización del proceso de registrado, utilizando C++ como código de unión para las librerías ITK (registrado), VTK (visualización) y Qt (interfaz gráfica).

Aunque el algoritmo de registrado funciona bien, debemos buscar un filtro que permita diferenciar mejor la estructura ósea de la imagen portal para que la aplicación del algoritmo de bordes tenga mejores resultados.

Conclusiones: Se ha descrito un sistema relativamente sencillo de colocación del paciente a través de la fusión de dos imágenes de diferente naturaleza. El resultado del proceso indicará el movimiento de traslación necesario en la mesa de tratamiento para obtener el solapamiento correcto de la imagen de referencia (DRR) y la imagen portal. Este estudio se ha aplicado únicamente a pacientes de adenocarcinoma de próstata.

Referencias

- Danielsson, Per-Erik. Euclidean Distance Mapping. *Computer Graphics and Image Processing*. 1980;14:227-248.
- Canny J. A computational approach to edge detection. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 1986;18:679-697.
- Borgfors G. Distance transformations on digital images. *Comput. Vision, Graphics, Image Processing*. 1986;34:344.
- Schroeder W, et al. The Visualization Toolkit. An Object-Oriented Approach to 3D Graphics. Second edition. Prentice Hall PTR. 1998.
- Isaac N. Bankman. Handbook of Medical Imaging. Academic Press, 2000.
- Jobse M, et al. A new algorithm for the registration of portal images to planning images in the verification of radiotherapy, as validated in prostate treatments. *Med. Phys.* 2003;30:2274-2281.
- Ibáñez L, et al. The ITK software guide. 2003.

6015

FUSIÓN AFÍN DE IMÁGENES: APLICACIÓN Y CONTROL DE CALIDAD EN UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS

P. ORTEGA PARDINA*, A. GARCÍA ROMERO*, S. FERNÁNDEZ CEREZO*, F. PIZARRO TRIGO*, A. P. MILLÁN ARMENGOL**, D. LARDÍES FLETA**

*Servicio de Física y Protección radiológica. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza.

**Técnicas Radiofísicas S.L. Zaragoza.

Introducción: Se ha desarrollado un algoritmo de fusión de imágenes en el planificador PCRT3D (Técnicas Radiofísicas S.L.) basado en el uso de información mutua normalizada como parámetro optimizador.

Dicho algoritmo permite optimizar transformaciones de tipo afin (traslaciones, rotaciones, escalado y cizalla) entre conjuntos de imágenes intermodales e intramodales.

La aplicación del mismo en el planificador de tratamientos de radioterapia usado en el HCU de Zaragoza atañe a fusiones intramodales CT-CT en próstata e intermodales CT-RM en diversas localizaciones. Conociendo que las limitaciones del algoritmo se encuentran cuando se pretende fusionar conjuntos de imágenes entre los que hay deformaciones locales, se ha desarrollado un método de control de calidad de la fusión afin utilizando dos maniquís rígidos.

Material y método: Para la fusión CT-CT se ha utilizado un maniquí (maniquí CT) circular con insertos cilíndricos.

Para la fusión CT-RM se ha utilizado un maniquí de QC de la unidad de resonancia magnética (maniquí RM) con una serie de objetos test en su interior, reconocibles en ambos tipos de exploraciones.

Con el maniquí CT se han realizado 3 exploraciones. La primera con el maniquí centrado y alineado, la segunda con el maniquí rotado sobre el eje vertical y la tercera rotado sobre el eje longitudinal. En esta última se ha introducido sal en los insertos cilíndricos para simular contraste.

Se han realizado dos fusiones: el conjunto de imágenes de la primera exploración con los dos conjuntos de imágenes del maniquí rotado.

Con el maniquí RM se han realizado dos exploraciones, una en RM y otra en CT y se han fusionado ambos conjuntos de imágenes.

Resultados: En el maniquí CT una vez realizada la fusión para las dos rotaciones propuestas se han evaluado los centros de masas y los volúmenes de los cilindros reconocibles.

En el maniquí RM una vez realizada la fusión intermodal se ha evaluado el volumen del maniquí y las coordenadas 3D de los puntos reconocibles en ambas exploraciones.

Para el maniquí CT las diferencias entre las coordenadas de los centros de masas y las marcas en ambas imágenes son en todos los casos inferiores o iguales a un milímetro. La diferencia de volúmenes es del 1,1%.

Para el maniquí RM las mayores diferencias encontradas entre las coordenadas de los centros de masas y las marcas en ambas imágenes son de 2 mm. El resto son menores o iguales a 1 mm. La diferencia entre los volúmenes externos es del 0,5%.

Conclusiones: Todas las pruebas muestran la correcta fusión de las imágenes de manera intermodal e intramodal, excluyendo las deformaciones locales entre estudios que no son modeladas por la fusión que realiza actualmente el planificador. Por tanto la fiabilidad de la fusión está especialmente comprobada en casos de cráneo y próstata en estudios simultáneos con y sin contraste. Esta forma de verificación del proceso de fusión resulta sencilla y muestra el correcto funcionamiento de los algoritmos y proceso de fusión utilizado.

6022

DETERMINACIÓN DE LAS DESVIACIONES ENTRE EL EJE DEL COLIMADOR, EL DE LA MESA, EL CENTRO DEL CAMPO DE LUZ Y DE RADIACIÓN

L. RAMOS GARCÍA, D. AZCONA ARMENDÁRIZ

Departamento de Oncología, Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona.

Introducción: En cualquier equipo de terapia moderno la alineación geométrica de los distintos ejes del sistema es importante.

En el presente artículo proponemos una técnica sencilla para determinar cuantitativamente las desviaciones entre los ejes de colimador y mesa y su coincidencia con el centro de los campos de luz, determinado por los "cross-hairs", y de radiación.

Material y métodos: Los elementos son una placa radiográfica en "ready pack", un punzón y un adaptador para poder sujetar un rotulador al cono de electrones.

1. Al girar el cono de electrones con el rotulador dibuja sobre la placa el arco cuyo centro de giro determina el eje del colimador.
2. En la misma situación si se gira la mesa el arco que se dibuja determina el eje de giro de la mesa

3. Con la mesa fija se dibuja sobre la placa la proyección del "cross-hair" para tres ángulos de colimador, dando lugar a tres pares de rectas ortogonales. Los tres puntos de corte de cada para de rectas describen un arco cuyo centro es el del campo de luz.
4. Sin mover la placa se irradian seis campos de 40x0,3 cm para formar un patrón radiográfico como el del punto 3 y que determina el eje del campo de radiación.

Antes de desmontar se marcan unos ejes para asegurar que placa y papel están referidos al mismo sistema de coordenadas.

Conclusiones: Esta técnica es fácil de realizar y permite resolver estos cuatro puntos con una precisión inferior al milímetro.

6026

CARACTERIZACIÓN DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA *IN VIVO* MEDIANTE EL USO DE DOSÍMETROS TLD-700

P. COLLADO, C. MARTÍN, Y. PREZADO, C. MONTES, C. J. SANZ, E. DE SENA

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.
Hospital Universitario de Salamanca.*

Introducción: Es sabido que para obtener una adecuada probabilidad de control de la enfermedad en los pacientes oncológicos tratados con radioterapia externa, es necesario minimizar la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida. Por otra parte, existe la posibilidad de aparición de errores sistemáticos durante el tratamiento, que no puedan ser detectados mediante un sistema redundante de cálculo dosimétrico.

El objetivo del presente trabajo consiste en determinar las características de un sistema de dosimetría TL, para su uso como sistema de control de calidad en la administración de los tratamientos en radioterapia externa, empleándolos como dosímetros *in vivo*.

Como dosímetros TL se han elegido cristales TLD-700 (Harshaw) debido a su baja sección eficaz de captura neutrónica, y así minimizar la dosis debida a neutrones producidos cuando se emplean haces de fotones de alta energía, eliminando los picos de la curva TL asociados a dicha captura, los cuales podrían afectar a la lectura de la respuesta de los dosímetros, y por tanto a la determinación de las dosis administradas.

Material y métodos: Para la realización del presente estudio se ha utilizado el siguiente material:

- 94 dosímetros TLD-700 en pastillas.
- Horno de lectura Harshaw modelo 3500.
- Cámara de ionización PTW 30002, de 0,6 cc.
- Electrómetro IONEX DOSEMASTER.
- Planchas de RW3 como material dispersor.

Las irradiaciones fueron realizadas en una unidad de ^{60}Co en un maniquí formado con planchas de RW3.

Para su lectura se empleó un perfil de tiempo - temperatura en el que se incluyó una fase de precalentamiento con una temperatura superior a los 100°C, para conseguir una mejor supresión de los picos de respuesta que presentan una menor estabilidad.

Se calcularon los factores de caracterización para cada uno de los dosímetros, siendo desechados los que presentaron una respuesta excesivamente alejada de la media en cualquiera de las irradiaciones, así como aquellos que presentaban una pobre reproducibilidad.

Así mismo se determinó la linealidad de la respuesta TL con respecto a la dosis en el rango comprendido entre 30 cGy y 300 cGy, para poder determinar las posibles limitaciones de la utilización de este tipo de dosímetros para los niveles de dosis empleados en los tratamientos de radioterapia.

Resultados y conclusiones: De las pruebas realizadas a los dosímetros se obtiene como resultado que el 81% de los mismos presentan una respuesta que difiere en menos de un 5% con respecto a la media. Así mismo, el 91% de los mismos presentan una reproducibilidad inferior al 3%.

Por tanto podemos concluir que, realizando una correcta caracterización y selección de las pastillas, un sistema para dosimetría *in vivo* basado en cristales TLD-700 presenta unas características adecuadas para su uso como medio de control de calidad de los tratamientos realizados en radioterapia externa.

Palabras clave: TLD-700, dosimetría *in vivo*, caracterización de TLD, control de calidad del tratamiento.

6027

SISTEMA AUTOMÁTICO PARA LA VERIFICACIÓN DEL POSICIONAMIENTO DE LAS LÁMINAS EN UN COLIMADOR MLC

P. COLLADO, C. MARTÍN, C. J. SANZ, C. MONTES, J. MARTÍN, E. DE SENA

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.
Hospital Universitario de Salamanca.*

Introducción: En los tratamientos de radioterapia en los que se emplean técnicas de intensidad modulada (IMRT) con planificación inversa es necesario, en muchas ocasiones, el uso de un gran número de segmentos de pequeño tamaño, para así poder conseguir la distribución dosimétrica deseada.

Para poder garantizar la correcta administración de las dosis en este tipo de tratamiento, es necesario un posicionamiento muy preciso de las láminas que conforman los diferentes segmentos, ya que pequeñas desviaciones podrían conducir a considerables errores acumulativos en las dosis administradas.

Los métodos más habituales para la verificación del posicionamiento de las láminas en los colimadores multiláminas (MLC) consisten, o bien en la verificación mediante simulación luminosa empleando papel milimetrado, o bien mediante la exposición de diversos tipos de patrones sobre película radiográfica. Ambos tipos de verificación implican la valoración subjetiva por parte de la persona que realiza la verificación.

El objetivo del presente trabajo es el desarrollo de un método de medida que permita obtener de forma numérica la posición exacta de cada una de las láminas mediante el uso de una aplicación informática, y cuya valoración sea objetiva e independiente de la persona que realiza la verificación.

Material y métodos: Para realizar la implementación del sistema de verificación se utilizó el siguiente equipamiento:

- Película de verificación de radioterapia Kodak X-Omat V.
- Escáner-densitómetro Lumiscan LS-50.
- Ordenador PC con sistema operativo Windows 2000.
- Software de análisis de placas desarrollo propio.
- Acelerador lineal Primus de Siemens.

El procedimiento consiste en la exposición de películas para varios tamaños de campo, lo que permite verificar el posicionamiento de las láminas sobre un conjunto discreto de posiciones a lo largo de todo su recorrido.

Las películas ya reveladas son digitalizadas con el escáner-densitómetro y procesadas con el software de análisis de desarrollo propio, el cual ofrece como resultado el posicionamiento de cada una de las láminas con respecto a la posición del origen, definida sobre la placa mediante un conjunto de puntos de referencia.

Además se realizó la irradiación de placas con diferentes campos conformados de características simila-

res a los empleados en los tratamientos de IMRT, para poder determinar el grado de incertidumbre de los valores obtenidos mediante este procedimiento.

Resultados y conclusiones: Mediante el presente método es posible comprobar el posicionamiento de las láminas con una incertidumbre del 3% respecto del tamaño de campo. Además, mediante el uso de un conjunto de puntos de referencia colocados sobre la propia placa, es posible realizar medidas con una incertidumbre absoluta de 0,5 mm.

Palabras clave: Control de calidad, colimador multiláminas, verificación del posicionamiento, digitalización de placas.

6038

ELABORACIÓN DE CÓDIGOS PARA EL ESTUDIO DE ERRORES DE POSICIONAMIENTO EN PACIENTES MEDIANTE EPIDS. DETERMINACIÓN DE LOS MÁRGENES PTV

L. FRANCO*, F. GÓMEZ*, A. IGLESIAS*, J. PARDO*, J. PENA*, R. LOBATO**, J. MOS**, M. POMBAR**, J.R. SENDÓN**

*Dpto. Física de Partículas, Facultad de Física, Universidad de Santiago de Compostela.

**Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela.

Introducción: El objetivo de la radioterapia es la distribución de una dosis adecuada a la zona tumoral y mínima a los tejidos circundantes, por lo que la precisión geométrica de los tratamientos es de importancia clínica primordial. Es posible verificar esta precisión para la colocación de pacientes y alineamiento de campos utilizando sistemas electrónicos de imagen portal, mediante algoritmos automáticos basados en correlación de imágenes.

Por otro lado, los errores de posicionamiento, clasificados como de ejecución (entre fracciones) y sistemáticos (de preparación), permiten calcular un margen cuantitativo para el PTV (*planned target volume*), empleado para suplir la falta de reproducibilidad por la reposición diaria del paciente y garantizar que el CTV recibe la dosis de forma precisa.

Como última aplicación, se ha elaborado una interfaz gráfica que utiliza estos algoritmos para evaluar de forma automática el desplazamiento entre imágenes correspondientes a fracciones correlativas.

Métodos y materiales: Se utilizan imágenes portal adquiridas en modo simple, siendo la imagen de referencia la primera de cada serie (un determinado cam-

po de un tratamiento). La herramienta de procesado es la *Image Processing Toolbox*, de Mathworks.

Es necesaria una detección de bordes para campo y detalles anatómicos previa a una correlación bidimensional normalizada entre ambas imágenes. Se obtiene un ángulo de rotación y desplazamientos en el plano de la imagen (direcciones X, Y), y en el eje imagen - foco del acelerador (dirección Z). Estos errores se separan en campo de radiación, anatomía y anatomía respecto a campo, a los que corresponde la desviación real del paciente.

El método se evaluó con tratamientos de próstata y 4 campos de incidencia. Se analizaron el valor medio y la desviación estándar globales de los desplazamientos, con un total de 174 valores.

Resultados:

<i>Errores medios de posicionamiento</i>	<i>X (mm)</i>	<i>Y (mm)</i>	<i>Z (mm)</i>	<i>Ángulo (°)</i>
Campo	0,33	0,77		0,05
Anatomía	1,55	1,92		0,09
Anatomía - campo	-1,22	-1,15	0,03	-0,04

<i>Desviaciones estándar</i>	<i>X (mm)</i>	<i>Y (mm)</i>	<i>Z (mm)</i>	<i>Ángulo (°)</i>
Campo	1,70	1,95		0,4
Anatomía	2,86	2,57		1,1
Anatomía - campo	2,42	2,04	11,2	1,1

El margen CTV - PTV considerado corresponde a una dosis mínima del 95% para el 90% de los pacientes:

$$m_{ptv} = 2.5\Sigma + 0.7\sigma,$$

con Σ y σ , respectivamente, la desviación estándar de los errores de preparación y la desviación estándar de los errores de ejecución.

<i>Margen</i>	<i>X (mm)</i>	<i>Y (mm)</i>	<i>Z (mm)</i>
	2,01	3,34	0,87

Interfaz gráfica: La interfaz gráfica para usuarios se realizó en la GUIDE (*graphical use interface development environment*) de Mathworks. Introducido el nombre de las imágenes, se calculan los desplazamientos de campo de radiación y de paciente. El efecto neto del desplazamiento se visualiza mediante la superposición de las imágenes de bordes.

Conclusiones: Se presenta un método automático para el cálculo de desviaciones en el posicionamiento de pacientes y el cálculo del margen PTV - CTV. La única interacción requerida es fijar el umbral de detección de detalles anatómicos, que varia-

rá según el tipo de tratamiento y permite la aplicación de este método a otros casos (ya estudiados), como pueden ser tratamientos de mama o de cabeza - cuello.

6039

APLICABILIDAD DE LOS SISTEMAS ELECTRÓNICOS DE IMAGEN PORTAL (EPIDS) AL CONTROL DE CALIDAD DE ACELERADORES LINEALES

L. FRANCO*, F. GÓMEZ*, A. IGLESIAS*, J. PARDO*, J. PENA*, R. LOBATO**, J. MOS**, M. POMBAR**, J.R. SENDÓN**

*Dpto. Física de Partículas, Facultad de Física, Universidad de Santiago de Compostela.

**Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica,

Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela.

Introducción: La determinación de la congruencia de los campos de luz y de radiación y del tamaño del isocentro son una parte fundamental en el control de calidad de un acelerador lineal. Las pruebas necesarias para ello se realizan generalmente con el uso de placas radiográficas portal, que a pesar de ser un método optimizado requiere un elevado tiempo de revelado y procesado. En el presente trabajo se estudia la aplicabilidad de los métodos utilizados con placa en imágenes portal electrónicas (*electronic portal images, EPIS*), extendiendo las posibilidades de trabajo con el EPID al control de calidad del acelerador.

Métodos y materiales:

Campo de luz - radiación

Se realizaron medidas en el período de un mes con placa y EPID. El sistema de imagen portal utilizado fue el Beamview TI de los aceleradores Siemens Primus del Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela (CHUS).

Se calculan los tamaños de campo, penumbras y desplazamientos entre campo de luz y radiación para placa e imágenes EPID. Se seleccionaron las energías disponibles, 6 y 15 MV, y un tamaño de campo de 10 x 10 cm. Para representar el campo de luz en las imágenes EPID se utiliza la red de esferas metálicas de un maniquí de diseño específico.

Tamaño de isocentro

Para la determinación del isocentro, se coloca el maniquí situando la esfera central por los láseres de la sala. Se toman 2 imágenes consecutivas de campo (10 cm x 1 cm y 10 cm x 4 cm) a distintos giros de colí-

mador y de gantry. Restando la coordenada del centroide de la esfera al centroide del campo inicial se eliminan contribuciones al tamaño del isocentro por desplazamiento en las imágenes debido a la flexión del gantry.

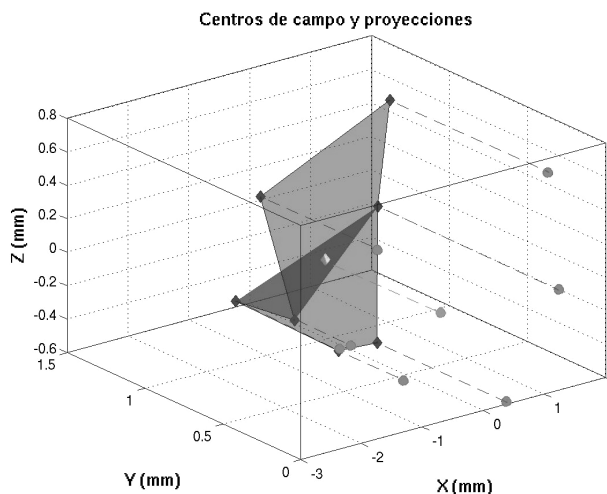
Estas diferencias corresponden a vectores inscritos en una esfera, correspondiente al isocentro calculado, y que contiene el plano del isocentro obtenido por placa.

Resultados: Las diferencias obtenidas en el tamaño, penumbras, desplazamiento y rotación entre los campos de luz y de radiación por los dos métodos son inferiores al margen de tolerancia para los desplazamientos entre campos (2 mm). Destacar que las penumbras son mayores en el caso del EPID, debido a la contribución de borrosidad y tamaño de píxel del sistema de imagen.

En cuanto a la determinación del isocentro, los valores están dentro de la tolerancia admitida (2 mm de radio), y compatibles con los obtenidos por placa, que fijan un margen superior de tamaño.

Conclusiones: Los métodos aquí estudiados arrojan resultados aceptables para la utilización del EPID en el control de calidad del acelerador, referido a la congruencia entre campo de luz y radiación y tamaño de isocentro. La ventaja principal que presentan sobre el uso de las placas portal es el ahorro de tiempo, tanto de uso de máquina como de post-procesado de los datos medidos.

La figura presenta los centroides de campo para el cálculo del tamaño y posición del isocentro, así como su proyección a un plano.



DISEÑO Y PRIMERAS PRUEBAS DE UN DETECTOR LINEAL DE 128 PÍXELES DE ISOCTANO LÍQUIDO PARA CONTROL DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA

J. PARDO*, L. FRANCO*, F. GÓMEZ*, A. IGLESIAS*, A. PAZOS*, J. PENÁ*, M. ZAPATA*, M. POMBAR**, R. LOBATO**, J. MOSQUERA**, J. SENDÓN**

*Dpto. de Física de Partículas, Facultad de Física, Universidad de Santiago de Compostela.

**Complejo Hospitalario Universitario de Santiago.

Introducción y objetivos: Se ha diseñado, construido y testado un detector lineal de 128 píxeles que usa isooctano (C_8H_{18}) líquido como medio de ionización.

Cada píxel tiene un área de 1,7 mm x 1,7 mm y un gap de 0,5 mm. El pequeño tamaño de píxel hace el detector ideal para la verificación de haces de alto gradiente de dosis como los de IMRT.

Se han estudiado las dependencias de la señal con la tasa de dosis y con la energía. Asimismo se han medido factores de salida (OFs) y penumbras de diversos campos rectangulares. Finalmente se han adquirido tratamientos de cuña virtual y de intensidad modulada.

Material y métodos: El detector está constituido por dos tarjetas de circuito impreso rodeando una lámina de isooctano líquido de 0,5 mm. La tarjeta superior contiene el plano de alta tensión polarizado a +1000 V, y la inferior es una tarjeta de cuatro caras que contiene los píxeles de colección, pistas que llevan la señal hasta un extremo del detector donde éste se conecta a la electrónica, y una capa de apantallamiento. Las dimensiones totales del detector montado son 350 mm x 70 mm x 4,5 mm.

Como electrónica de lectura se ha usado el sistema XDAS, de la compañía Electron Tubes Ltd. Se trata de un sistema muy rápido y sensible, capaz de tomar un perfil con un buen cociente señal/ruido en 10 ms y una sensibilidad de unas 4200 cuentas de ADC/pC.

Las primeras pruebas del dispositivo se han llevado a cabo en el Hospital Clínico Universitario de Santiago, usando un acelerador Siemens Primus. Las medidas se han realizado usando un maniquí de agua sólida.

Resultados: La dependencia no linealidad con la tasa de dosis es menor del 2,5% para una tasa de hasta 5 Gy/min.

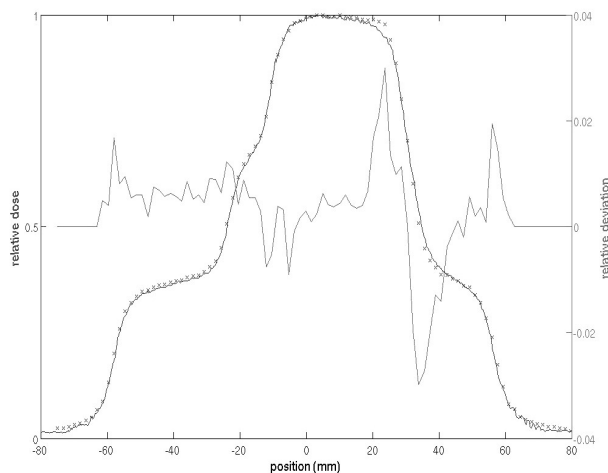
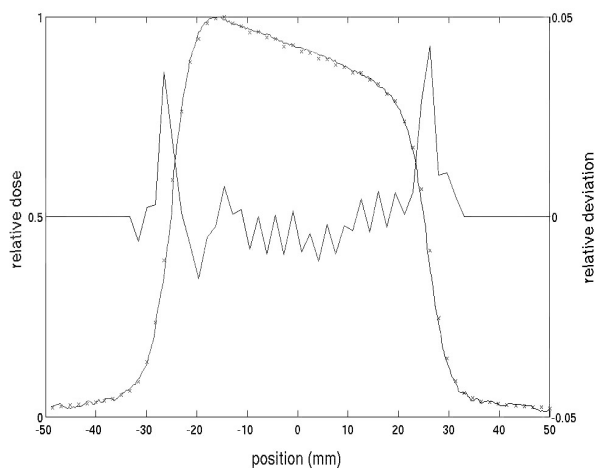
Se ha observado una ligera dependencia energética del 2-3% para profundidades de medida de hasta 10

cm. Este efecto parece estar relacionado con el electrodo de alto voltaje de Cu, que será reemplazado en una futura versión por uno de grafito.

Los factores de salida medidos con nuestro dispositivo coinciden con los medidos con la cámara PTW en un 1%, excepto para los campos más pequeños (1 cm) donde esta diferencia llega al 3%. Esta diferencia a campos pequeños no es debida a la imposibilidad de nuestro dispositivo de verificar campos pequeños, sino que está relacionada con la diferencia de volumen activo entre ambos dispositivos.

Las penumbras determinadas para varios campos cuadrados son compatibles con las medidas con película con un margen menor de 0,6 mm.

Finalmente se han adquirido diversos perfiles y se han comparado con película (ver figuras). Los perfiles medidos con película (línea continua) coinciden con los medidos con nuestro detector (x) como muestra la desviación relativa entre ambos perfiles.



Conclusiones: El dispositivo ha demostrado su utilidad para verificar en tiempo real y con gran resolución espacial todo tipo de perfiles.

Referencias

Franco L, Gómez F, Iglesias A, Lobato R, Marín J, Mosquera J, et al. "A 128 pixel linear array for radiotherapy quality assurance". Nucl Instr and Methods 2004;A 535: 98-101

Palabras clave: Radioterapia, control de calidad, cámaras líquidas de ionización.

6062

PUESTA EN MARCHA DEL ACELERADOR MÓVIL MOBETRON PARA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

J. A. MARTÍNEZ, M. LOBATO, F.G. CASES, I. AZINOVIC, R. CAÑÓN

Hospital San Jaime. Torrevieja (Alicante).

Introducción y objetivos: Uno de los mayores condicionantes para desarrollo de la Radioterapia Intraoperatoria (RIO), es el de la protección radiológica. Los aceleradores clínicos para radioterapia externa requieren de una sala blindada y una infraestructura incompatible con la de un quirófano, lo que impide la práctica de la cirugía y la irradiación en la misma estancia y obliga al traslado del paciente anestesiado.

El objetivo de este trabajo es analizar todos los elementos necesarios para la correcta puesta en marcha del acelerador móvil. Establecimiento del estado de referencia, normas básicas de funcionamiento desde el punto de vista de la protección radiológica e implementación de los diferentes procedimientos para su uso clínico a partir de su caracterización dosimétrica.

Material y métodos: El acelerador móvil MOBETRON (INTRAOP MEDICAL, INC)[®] facilita la realización de la RIO ya que está autoprotegido y puede ser usado directamente en el interior de quirófanos sin blindaje adicional. La disminución de la radiación de dispersa se consigue gracias al diseño especial del equipo que permite reducir la dimensión de la guía de ondas, bajar su peso y colocarla en el eje de irradiación, eliminándose así, la desviación magnética de los electrones.

Se han determinado las características dosimétricas del acelerador móvil con energías de 4, 6, 9 y 12 MeV y tasas nominales de 2,5 y 10 Gy/min para su uso clínico.

nico. Se ha calibrado en dosis absoluta en agua con cámara plana ROOS siguiendo el protocolo IAEA TRS-398 para aplicadores cilíndricos. Se midieron con respecto a estos, los factores de campo con cámara *pin point* y microcámara de 0,125 cc para aplicadores de tamaño comprendido entre 3 y 10 cm de diámetro, de medio en medio cm de diferencia, planos y biselados con 15° y 30°. Para todas las combinaciones energía, tamaño y bisel se midieron en agua con diodos mediante un analizador de haces PTW-Mephisto las curvas de dosis en profundidad y los perfiles, obteniéndose a partir de los mismos los mapas de isodosis correspondientes.

Resultados: Se han verificado las condiciones radiológicas de la sala quirúrgica habilitada y estancias contiguas suponiendo las condiciones de funcionamiento más desfavorables, de acuerdo a la carga máxima de trabajo compatible con los límites radiológicos vigentes. Se han establecido protocolos de funcionamiento que minimizan el riesgo radiológico asociado a su uso.

Se ha elaborado una hoja Excel para el cálculo de unidades monitor y que permite la visualización por parte del radioterapeuta de los rendimientos y mapas de isodosis para cada aplicador y energía seleccionada.

Por último, se ha establecido un protocolo de control de calidad previo a cada tratamiento que verifica la constancia en el valor de la dosis y energía.

Conclusiones: A partir de todos los procedimientos elaborados para la puesta en marcha del equipo se concluye que es posible realizar la radioterapia intraoperatoria en quirófano de una forma eficaz y segura sin necesidad de trasladar al paciente. No obstante la realización de la técnica requiere de adiestramiento previo del personal de quirófano que interviene en el tratamiento.

6071

CONTROL DE CALIDAD PARA RADIOTERAPIA CON HACES FINOS: COMPORTAMIENTO DOSIMÉTRICO DE UN MANIQUÍ ESPECÍFICO

L. NÚÑEZ*, M. EMBID**, M. ESPINOSA*, J.L. MUÑIZ**

*Servicio de Radiofísica, Hospital Puerta de Hierro, Madrid. **Grupo de Física Médica, CIEMAT, Madrid.

Introducción: Las nuevas técnicas en radioterapia, como son la radiocirugía estereotáxica o la terapia

conformada por medio de modulación de intensidades utilizan haces de radiación de pequeñas dimensiones (de milímetros hasta unos pocos centímetros). Este tipo de haces genera grandes dificultades dosimétricas nuevas difícilmente solubles con los protocolos internacionales existentes para campos de geometría estándar, e.g. 10x10 cm². La resolución de dichos problemas se abordan actualmente partiendo de la propia experiencia adquirida por cada usuario y adaptando la que ha sido publicada en artículos científicos. Ello trae consigo la adopción de unos procedimientos particulares con incrementos de incertidumbre.

Una posible alternativa es el desarrollo de métodos de intercomparación de resultados dosimétricos. En condiciones de carencia de protocolos aplicables representa una respuesta a los requerimientos de auditorías externas recomendadas en el ámbito internacional (EURATOM 97/43) y nacional (RD 1566/1998) que establecen criterios de calidad en radioterapia.

Material y métodos: Siguiendo las indicaciones de la red EQUAL de la ESTRO, el método consiste en intercomparaciones postales utilizando dosímetros termoluminiscentes, LiF:Mg,Ti (TLD-100), insertados en un maniquí de metacrilato (PMMA) diseñado a tal efecto, de fácil manejo y que evita fuentes adicionales de incertidumbre.

El maniquí contendrá dos conjuntos de cuatro pastillas (1 mm³) a dos profundidades diferentes, 5 y 10 cm, con el objetivo de evaluar las funciones de rendimiento en profundidad (PDD) a dos profundidades.

Los tamaños de haz seleccionados son de 1 y 3 cm de diámetro o dimensiones laterales, independientemente de la energía empleada por los centros participantes. Las medidas serán corregidas por factores hallados experimentalmente para energías entre 4 y 24MV.

Se presentan a continuación los primeros resultados experimentales y de simulación por Montecarlo (MCNPX). Se tienen en cuenta las correcciones debidas a variaciones espectrales causadas por las pequeñas dimensiones empleadas (maniquí y haces).

En las medidas experimentales, se emplean los haces de rayos-X generados en un acelerador lineal ELEKTA SL18, de tamaños 3x3 cm², 1x1 cm² y 10x10 cm² y energías de 4, 6, 10, 15 y 24 MeV.

Los simulaciones Montecarlo obtienen espectros que se ajustan a los de Mohan y estudian la influencia en la dosis absorbida del tamaño (extenso y reducido) y materiales (PMMA y agua) del maniquí, energía, profundidad, tamaño de campo, evaluando la idoneidad del diseño y comparando con medidas experimentales.

Resultados:

1. Se ha comprobado la linealidad, reproducibilidad e independencia con la energía en la respuesta de los TLD.
2. Se han obtenido factores de corrección para el tamaño y material del maniquí, energía, tamaño de campo y profundidad.

Conclusiones:

- (a) Se ha desarrollado la primera fase de un proyecto para establecer un sistema de dosimetría postal por TLD para campos pequeños como los que se emplean en Radiocirugía y modulación de intensidades usando un maniquí diseñado específicamente.
- (b) Los factores de corrección y su tendencia muestran la adecuación del maniquí y los métodos de cálculo en la estimación de dosis para campos de pequeños.

Palabras clave: Maniquí, campos pequeños, control de calidad, TLD, Montecarlo.

6080

CONTROL DE CALIDAD DEL PLANIFICADOR XIO 4.1.1: 4. CÁLCULO DE HISTOGRAMAS DE DOSIS-VOLUMEN Y PARÁMETROS BIOLÓGICOS TCP Y NTCP

P. CASTRO, C. MÍNGUEZ, F. GARCÍA-VICENTE, A. FLORIANO, L. PÉREZ, J.J. TORRES

*Servicio de Oncología Radioterápica y Radiofísica.
Hospital Universitario de La Princesa. Madrid.*

Objetivos: Verificar que el cálculo de los histogramas dosis-volumen (HDV) y de los parámetros biológicos TCP (probabilidad de control tumoral) y NTCP (probabilidad de complicación de los tejidos sanos), realizado por el planificador XiO 4.1.1 (Computerized Medical System, St Louis) es correcto.

Material y método: Con este propósito se realizaron las pruebas relativas al cálculo de HDV y de parámetros biológicos sugerida por el Borrador del Protocolo Nacional de Control de Calidad de Planificadores; en cuanto al cálculo de HDV se siguió además la prueba propuesta por E. Panitsa y cols (Panitsa y cols, 1998).

- 1) En cuanto al HDV, el control de calidad debe asegurar la consistencia del cálculo del HDV con respecto a la distribución de dosis determinada por el planificador. Para ello se compararon valores obtenidos a partir del HDV con aquellos obtenidos a partir de la evaluación de isodosos.

Los dos pruebas están asociadas a dos maniqués distintos: una a un maniqué cilíndrico, que se adapta mejor a las situaciones clínicas, y la otra a un maniqué cúbico, como representación de una situación en condiciones extremas. Cada uno de ellos nos proporciona diferentes parámetros útiles a la hora de comprobar la fiabilidad del cálculo del HDV por parte del TPS.

2) En relación con los parámetros TCP y NTCP, se seleccionó un tratamiento real de próstata y se registraron los valores dados por el planificador de TCP para el volumen blanco y de NTCP para recto y vejiga. De manera independiente se realizó, a partir del mismo histograma dosis volumen, el cálculo de NTCP a través del programa BIOPLAN (Sánchez-Nieto y Nahum, 2000) y el cálculo manual de los valores de TCP usando el mismo modelo que el planificador (Webb y cols, 1993).

El histograma dosis volumen se obtuvo con una rejilla de muestreo de 0,1 cm tanto para el volumen blanco como para los órganos críticos y una anchura de intervalo de dosis de 100cGy.

Resultados:

- 1) Los resultados muestran la solidez del cálculo del HDV con respecto a los valores proporcionados por las distribuciones de dosis (diferencias por debajo del 1%), en las condiciones habituales de trabajo en el Servicio de Radioterapia Oncológica del H.U. de La Princesa, esto es, volúmenes del orden de centenas de cm cúbicos, con aristas redondeadas. También se desprende del estudio, el hecho de que se debe prestar especial atención cuando se trabaja en situaciones más extremas, volúmenes pequeños (del orden de decenas de cm cúbicos) y con aristas rectas, ya que el sistema presenta mayores errores (diferencias por encima del 1%). Además se pone de manifiesto la dependencia del HDV con el número de puntos de cálculo por unidad de volumen (o resolución de muestreo), evidenciando el TPS una pérdida de precisión en el cálculo al disminuir dicho parámetro.

Resultados:

- 2) Los valores dados por el planificador para NTCP son 11,27% y 0,09% para recto y vejiga respectivamente y los valores correspondientes calculados con BIOPLAN son 12,6% y 0,00%.

El cálculo manual de TCP nos da un valor de 81,07% tomando el parámetro $\sigma=0$, 59,7% tomando $\sigma=0,07$, y 16,68% introduciendo además el factor temporal en el cálculo, los correspondientes valores aportados por el planificador son 83,46%, 57,93% y 18,57% respectivamente.

Conclusiones: Los cálculos que realiza el sistema de planificación XiO 4.1.1 tanto del HDV como de los parámetros biológicos TCP y NTCP son correctos y además estos últimos están de acuerdo al modelo implementado.

Palabras clave: Control de calidad en planificador 3D, Histograma dosis volumen, TCP, NTCP.

6081

CONTROL DE CALIDAD DEL PLANIFICADOR XIO 4.1.1: 2. CÁLCULO DE HACES DE FOTONES

C. MÍNGUEZ, F. GARCÍA VICENTE, P. CASTRO, A. FLORIANO,
L. PÉREZ, J.J. TORRES

*Servicio de Oncología Radioterápica. Sección de Radiofísica.
Hospital Universitario de La Princesa. Madrid.*

Objetivos: Comprobar la precisión en el cálculo de la dosis absorbida realizado por el planificador XiO 4.1.1 (Computerized Medical System, St Louis) en diferentes puntos de un maniquí homogéneo para los campos propuestos en el borrador del Protocolo Nacional de Control de Calidad en Planificadores de Terapia con Radiaciones

Material y método: Se estudian para las energías nominales de 6 MV y 25 MV del acelerador Saturno 43 (G.E Medical System, USA) perfiles y rendimientos de campos cuadrados de tamaños comprendidos entre 4x4 cm y 30x30 cm, campos rectangulares de 4x40 cm, campos 10x10 cm a diferentes distancias foco superficie (85 cm y 115 cm), campos asimétricos ($X_1=20$ cm, $X_2=0$, $y=10$ cm y $x_1=10$ cm, $x_2=0$, $Y=10$ cm) y campos 10x10 cm incidiendo con un ángulo de 45° en el maniquí.

Las medidas se llevaron a cabo con un sistema automático de análisis de haces (PTW MP3 TANDEM) usando distintos detectores dependiendo del tipo de medida (Diodo Scanditronix y microcámara de ionización PinPoint, PTW). Analizamos las diferencias entre las curvas calculadas y medidas determinando el error relativo entre los valores calculados y medidos en cada punto y realizando estadísticas de puntos según los valores de tolerancia recomendados en el protocolo.

Para las zonas de alto gradiente de dosis la comparación se realizó por diferencia en el desplazamiento de las curvas.

El análisis se ha realizado en un total de 7.200 puntos.

Resultados: La comparación en los puntos del eje nos da, para todo el conjunto de campos medidos, que un

95% de los puntos en la zona de acumulación difiere menos de un 10% en dosis y un 100% de los puntos menos de 2% a profundidades superiores a la del máximo.

Para puntos fuera del eje obtuvimos que en las zonas internas el error relativo es inferior al 1% cerca del eje aumentando este valor según nos acercamos a los bordes del campo. Para campos muy elongados la diferencia en los bordes llega a alcanzar un 5% de diferencia debido a la mala modelización del filtro ecualizador.

En las zonas de penumbra el 95% de los puntos difiere en distancia menos de 2 mm para campos cuadrados, rectangulares y diferentes distancias foco superficie. Para campos asimétricos el 90% de los puntos difiere menos de 3 mm y para la incidencia oblicua el 80% de los puntos difiere menos de 4 mm.

Por último y para todo el conjunto de campos medidos, las tolerancias establecidas por el borrador del Protocolo no se cumplen en las zonas externas de los haces por tratarse de zonas de bajo gradiente y baja dosis.

No se encuentran variaciones apreciables en el análisis de los perfiles a diferentes profundidades.

Conclusiones: El resultado de la comparación de los datos medidos con los cálculos efectuados por el planificador es satisfactorio de acuerdo con las recomendaciones del borrador del Protocolo Nacional de Control de Calidad en Planificadores.

Palabras clave: Control de calidad planificador 3D, cálculo de fotones.

6082

CONTROL DE CALIDAD DEL PLANIFICADOR XIO 4.1.1: 1. EVALUACIÓN DE LA ADQUISICIÓN DE DATOS ANATÓMICOS Y HERRAMIENTAS DE IMAGEN

C. MÍNGUEZ, F. GARCÍA VICENTE, P. CASTRO, A. FLORIANO,
L. PÉREZ, J.J. TORRES

*Servicio de Oncología Radioterápica. Sección de Radiofísica.
Hospital Universitario de La Princesa. Madrid.*

Objetivos: La adquisición de los datos anatómicos del paciente y sus diferentes formas de presentación son parte fundamental en la planificación de un tratamiento radioterápico. El objetivo de este trabajo es comprobar que la información anatómica que adquiere el TC (Tomografía Computerizada) es transmitida

sin errores al sistema de planificación XIO 4.1.1 (Computerized Medical System, St Louis) y que las herramientas de imagen del planificador funcionan correctamente.

Material y método: Para este objetivo se usó el maniquí de imagen descrito en el borrador Protocolo Nacional de Control de Calidad en Planificadores así como las pruebas propuestas en el apartado "Adquisición de datos anatómicos" de dicho protocolo.

Se realizaron tres estudios TC (Asteion VF, Toshiba) del maniquí de imagen con espesores de corte 5 mm, 5 mm y 3 mm y distancias entre cortes de 5 mm, 3 mm, y 1 mm respectivamente, y una adquisición de un maniquí compuesto por materiales de diferentes densidades electrónicas conocidas. Todos los estudios se transfirieron al planificador vía red local.

A través de la herramienta de autosegmentación se definieron los contornos de las figuras y se estudió la precisión del sistema a la hora de definir contornos externos determinando la distancia máxima entre el borde de la figura y el contorno dibujado.

En las imágenes reconstruidas 2D y 3D se usaron las herramientas de medida de longitudes y cálculo de volúmenes del sistema para evaluar, comparando con los valores teóricos, la bondad de la reconstrucción de volúmenes. Asimismo, se estudió la influencia del espaciado entre cortes en la reconstrucción.

Se generaron figuras expandidas de las figuras contorneadas a través de la función automargen comparándose las dimensiones teóricas de las mismas con las medidas dadas por el planificador.

Por último, se comprobó, para cada material del maniquí, que los valores de densidad electrónica relativa a agua proporcionados por el planificador coinciden con los valores conocidos.

Resultados: La máxima distancia entre los contornos dibujados y el borde de las figuras estudiadas es 2 mm.

Las discrepancias entre las longitudes de las imágenes reconstruidas y sus valores teóricos disminuye según reducimos el espaciado entre cortes y el espesor de los mismos, pasando de ser como máximo 3 mm para la imagen tomada con espesor de corte 5 mm y cortes cada 5 mm y 1 mm para la imagen tomada con espesor 3 mm y cortes cada 1 mm.

Las discrepancias entre los volúmenes teóricos y los volúmenes dados por el planificador disminuyen con el espesor y el espaciado de los cortes. La máxima discrepancia encontrada es 21% para la imagen del cono tomada con espesor de corte 5 mm y cortes cada

5 mm y la mínima 4% para la imagen del prisma tomada con espesor de corte 3 mm y cortes cada 1 mm.

La expansión de las figuras es correcta, tanto más justa cuanto más regular es la figura. La mayor diferencia entre el margen introducido y el medido con el planificador es 1 mm.

La máxima diferencia entre las densidades electrónicas relativas a agua teóricas y las dadas por el planificador es 0,029.

Conclusiones: Se comprueba que las imágenes son transferidas correctamente a través de la conservación de las dimensiones y posiciones relativas de las figuras.

La conversión de números TC a densidad electrónica es correcta.

Las discrepancias respecto a los valores teóricos en las dimensiones y volúmenes de las imágenes reconstruidas y expandidas aumenta con el espesor y el espaciado entre cortes. Las desviaciones cuando el espaciado entre cortes es de 5 mm o mayor y en zonas donde existen cambios bruscos en el contorno superan los 2 mm de tolerancia que establece el borrador del Protocolo Nacional de Control de Calidad en sistemas de planificación de Terapia con Radiaciones. En el resto de los casos el sistema trabaja dentro de tolerancias.

Palabras clave: Control de calidad en planificador 3D, herramientas de imagen.

6083

VERIFICACIÓN DE LOS ALGORITMOS "PENCIL BEAM CONVOLUTION (PBC)" Y "GENERALIZED GAUSSIAN PENCIL BEAM (GGPB)" DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE

J.M. CAMINO, S. GIL, C. MUÑOZ, C. PICÓN, R. DE BLAS, I. MODOLELL, M.C. LIZUÁIN

Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica, Institut Català d'Oncologia, L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona.

Este trabajo tiene como objetivo describir el programa de verificación implantado en nuestro centro para los algoritmos de cálculo de dosis incorporados a los sistemas de planificación en radioterapia externa. Este programa se basa en la elección de un conjunto de campos representativos de las patologías más habituales en nuestro centro así como algunos campos recomendados por los protocolos internacionales para la parametrización de haces de fotones

y de electrones. En particular se presentan los resultados de la aplicación de este programa para el sistema de planificación *Eclipse 6.5 de Varian Medical Systems* con los algoritmos de cálculo *Pencil Beam Convolution (PBC)* para haces de fotones y *Generalized Gaussian Pencil Beam (GGPB)* para haces de electrones.

Material y métodos: Los campos irregulares, conformados con bloques o multilaminas, fueron introducidos en Eclipse 6.5 mediante plantillas. Se obtuvieron los parámetros relevantes (factores de campo, factores de cuñas dinámicas y físicas, perfiles, rendimientos, dosis en puntos fuera del eje...) a partir de lo calculado por Eclipse 6.5. Estos mismos parámetros fueron medidos para haces de fotones de 6 y 18 MV y para haces de electrones de 4, 6, 9, 12, 16 y 20 MeV en dos aceleradores Varian Clinac 600 y dos Varian Clinac 2100. Una vez realizadas las medidas, se compararon los parámetros obtenidos con los calculados. Los niveles de acción se obtuvieron a partir de las recomendaciones que aparecen en el TG-53 de la AAPM siempre que no fueran superiores a los máximos permitidos por el RD 1566/1998, en cuyo caso se tomaron estos valores máximos. A continuación se relacionan los campos seleccionados.

Haces de fotones de 6 MV

Esta energía es la más empleada en nuestro centro. Es por ello que el número de campos elegido es mayor que para el resto de energías. Estos campos son:

- RX06A. Campo representativo de los supraclaviculares de cabeza y cuello, de los tangenciales de mama, de los holocraneales, de los AP/PA de las compresiones y de otros campos para tratamientos paliativos.
- RX06B. Campo representativo de los supraclaviculares de mama y de los laterales reducidos de cabeza y cuello.
- RX06C. Campo representativo de los "boosts" de cabeza y cuello.
- RX06D. Este campo es representativo de los laterales de cabeza y cuello, de algunos campos de pulmón y de algunos PA de pelvis.
- RX06E. 10x10. Este campo es el de parametrización de la energía y de la dosis en el punto de referencia.
- RX06F. 35x35. Este campo grande es una buena referencia para asegurar la simetría y homogeneidad del haz en todos los casos, ya que cubre la mayor parte del "flattening filter".

Haces de fotones de 18 MV

- RX18A: Este campo es representativo de los campos pélvicos en general y de los campos grandes de tórax.
- RX18B: Este campo es representativo de los oblicuos de próstata y de los "boosts" de pulmón y de otras patologías en general.
- RX18C: 10x10. Este campo es el de parametrización de la energía y de la dosis en el punto de referencia.
- RX18D: 35x35. Este campo grande es una buena referencia para asegurar la simetría y homogeneidad del haz en todos los casos, ya que cubre la mayor parte del "flattening filter".

Haces de electrones

Para cada energía se midieron distribuciones relativas de dosis para todos los aplicadores y factores de campo de campos regulares representativos de los tratamientos más habituales.

Resultados: La diferencia entre los factores de campo, factores de cuña física y factores de cuña dinámica medidos y calculados son <1%. La diferencia entre dosis calculada y medida en puntos fuera de eje es <2%. Todos los perfiles y rendimientos calculados están dentro de tolerancias respecto a los medidos.

Referencias

- van Dyck J, et al. "Comissioning and Quality Assurance of Treatment Planning Computers". *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 1993;26:261-273.
- Fraas BA, et al. "AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality Assurance for clinical radiotherapy treatment planning". *Med Phys* 1998;25:1773-1829.
- Gracia A, et al. "Establecimiento del estado de referencia inicial de un sistema de planificación de tratamientos de radioterapia: Fotones". *Revista de Física Médica* 2001;2(2):57-73.

Palabras clave: Verificación, algoritmo de cálculo, sistema de planificación, Eclipse.

6087

UNA SENCILLA APLICACIÓN INFORMÁTICA PARA LA DECONVOLUCIÓN DE PERFILES UTILIZADOS EN LA CONFIGURACIÓN DE PLANIFICADORES TRIDIMENSIONALES

F. FAYOS, M. SÁEZ, R. SÁNCHEZ, A. POZUELO
*Servicio de Física Médica y Protección Radiológica
Hospital Ruber Internacional. Madrid.*

Introducción y objetivos: En la bibliografía encontramos numerosos trabajos y métodos para la deconvolución de los perfiles medidos en las unidades de teleterapia. Estos perfiles, que luego emplearemos para la configuración de sistemas de planificación tridimensional (SPT), pueden ser deconvolucionados para tener en cuenta que habitualmente se habrán medido con un detector con una resolución espacial finita. En nuestro Servicio hemos elaborado una pequeña aplicación informática que, usando un método descrito en la bibliografía, automatiza este proceso. Con los perfiles obtenidos se ha configurado una unidad de tratamiento en nuestro SPT y se le ha aplicado un exhaustivo control de calidad comparando los resultados con los previos.

Material y métodos: El método empleado para la deconvolución de perfiles emplea series que contienen polinomios de Hermite. Los cálculos implicados no son difíciles pero sí engorrosos de llevar a la práctica. Se ha optado por elaborar una pequeña aplicación en lenguaje C, que consta de 3 módulos. En el primero se extrae la información de los perfiles, en nuestro caso contenida en ficheros de texto en formato Cadplan. En el segundo módulo se deconvolucionan los perfiles, leyendo como dato adicional las dimensiones del detector empleado en las medidas. En el tercer módulo se escriben los datos, ya deconvolucionados, a un fichero de texto en el formato apropiado para el SPT. Hemos aplicado el programa a los perfiles de un Varian Clinac 600 C/D de energía nominal 6 MV medidos con una cámara Wellhofer IC-15. Con estos datos, se ha configurado una unidad de tratamiento en el SPT y se han comparado los cálculos con los resultados de una batería de 200 medidas que forma parte de nuestro control de calidad a los SPT.

Resultados: El kernel de convolución que se configura ahora en el planificador con los nuevos perfiles es más estrecho y apuntado. En teoría, esto debería mejorar los cálculos. Comparativamente con los resultados obtenidos con los perfiles sin deconvolucionar, los nuevos datos indican una discreta mejoría de la concordancia entre cálculo y medida. Los resultados son similares a los que se obtienen con una unidad configurada a partir de medidas con microcámara.

Conclusiones: El programa elaborado permite de manera rutinaria y sencilla la deconvolución de perfiles. Aunque los resultados obtenidos no son en nuestras primeras pruebas mucho mejores a los obtenidos con perfiles no deconvolucionados, sí implican una pequeña mejoría de la dosimetría clínica

Palabras clave: Deconvolución, perfiles, kernel de convolución.

CÁLCULO INDEPENDIENTE DE LAS UNIDADES DE MONITOR PARA HACES Y ARCOS CONFORMADOS EN PLANES DE RADIOCIRUGÍA Y RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA FRACCIONADA

J.F. CALVO*, A. ERASO*, LL. GARRIDO**, J. CASALS*

*Departamento de Radioterapia. Clínica Quirón. Barcelona.

**Facultad de Física (ECM), Universidad de Barcelona.

Introducción y objetivo: En radioterapia, las Unidades de Monitor (UM) que cada campo necesita para administrarse una dosis prescrita en un punto de un volumen blanco o en una isodosis determinada, son usualmente calculadas por sistemas de planificación y cálculo (SPC) comercialmente disponibles.

El método ideal para la verificación de las MU calculadas por el SPC sería la medida experimental de dicha dosis. Sin embargo, este modo de proceder resulta inviable en la práctica. Como alternativa, un cálculo independiente ("manual") de las UM (CIUM) puede representar en la mayoría de los casos una comprobación de la exactitud del algoritmo de cálculo empleado por el SCP.

Nuestro objetivo es la sistematización del CIUM para el caso de tratamientos de radioterapia estereotáxica fraccionada (RTEF) y radiocirugía (RC).

Materiales y método: El equipo empleado para la administración de los tratamientos de RTEF y RC consistió en un acelerador lineal Varian Clinac 2100CD, equipado con un colimador micromultiláminas (mMLC) modelo M3 (BrainLAB). El SPC utilizado para el diseño de los planes de tratamiento fue BrainScan 5.3 (BrainLAB). Las modalidades técnicas de terapia usadas fueron arcos y haces conformados. El algoritmo de cálculo fue Pencil Beam para fotones de 6 MV.

El isocentro fue el punto de referencia seleccionado para la comprobación de las UM calculadas por BrainScan para un plan de tratamiento dado. El correspondiente CIUM se programó en una hoja de cálculo (Microsoft Excel), tomando como datos de entrada: el peso relativo, la profundidad del isocentro (medida a lo largo del eje central) y el cuadrado equivalente de cada campo/arco incluido en el plan a verificar. Los dos primeros se tomaron directamente de la impresión de los parámetros del plan, mientras que el último ha de ser derivado a partir del archivo de mMLC generado por BrainScan. Rendimientos en profundidad, factores de campo y calibración absoluta

del acelerador, constituyeron el resto de información requerida para el CIUM.

Resultados: Para verificar el funcionamiento del programa de CIUM, se comprobaron 79 haces/arcs correspondientes a 14 planes de tratamiento diseñados con BrainScan. Para cada campo/arco, se halló la diferencia porcentual entre las MU suministradas por el SPC y las estimadas independientemente. Una desviación promedio de -0,61% con una desviación típica de 1,55% (rango de -6,22% a 8,02%).

Conclusiones: Aunque la formulación realizada para el CIUM es de gran sencillez (el paciente es supuesto como un gran maniquí de agua, sólo se realiza interpolación lineal de datos, cambios de contorno del paciente durante un arco son obviados,...), un nivel de acción de 3,5% se establece a la hora de verificar los cálculos realizados por BrainScan durante la rutina de nuestro departamento.

Palabras clave: UM, sistema de cálculo y planificación, cálculo independiente, isocentro.

6099

DOSIMETRÍA RELATIVA USANDO UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO DE IMAGEN PORTAL (EPID). MEDIDAS DIARIAS DE CONSTANCIA DE PLANITUD Y SIMETRÍA DE HACES DE FOTONES

J.F. CALVO*, A. ERASO*, LL. GARRIDO**, J. CASALS*

*Departamento de Radioterapia. Clínica Quirón. Barcelona.

**Facultad de Física (ECM), Universidad de Barcelona.

Introducción y objetivo: En este trabajo se describe el uso de un EPID, como una herramienta para realizar controles dosimétricos de los haces de fotones de acelerador lineal (linac).

Nuestro objetivo es valorar el uso del EPID para medidas diarias de constancia de planitud, simetría y verificación del tamaño de campo de radiación.

Materiales y método: Se emplea un acelerador Varian Clinac 2100CD equipado con un EPID Varian Mark2. Se realizó la calibración del EPID para las calidades de 6 y 18MV, hallándose la relación entre la respuesta del sistema (valor de pixel) y la tasa de dosis absorbida en el plano del detector. La intensidad de la radiación incidente fue modificada mediante el uso de filtros de aluminio y/o variando la distancia fuente-detector. La correspondiente dosis se valoró usando una cámara de ionización (PTW 30001) insertada en un maniquí de poliestireno (PTW 29672).

Para valorar la precisión del EPID en dosimetría relativa, imágenes portales fueron tomadas para distintos campos. A partir de ellas se generaron los correspondientes perfiles transversales de dosis (a la profundidad del máximo de dosis, d_{max}), que posteriormente fueron comparados con los medidos con un analizador automático de haces (PTW MP3).

Durante treinta días consecutivos, se obtuvieron mediante el EPID valores de planitud y simetría para un haz de referencia. Asimismo, se comprobó la coincidencia entre el tamaño de campo de radiación y el valor digital (dial del linac).

Resultados: La relación pixel-tasa de dosis fue del tipo raíz cuadrada para ambas energías. Un excelente concordancia se encontró para 6MV entre los perfiles obtenidos mediante EPID y los medidos directamente con MP3. Desviaciones más grandes se detectaron para 18MV en los hombros de los perfiles. Las diferencias medias fueron siempre inferiores a 5% en la región interna del perfil y menores de 4 mm en las zonas de penumbra. Los valores de planitud y simetría medidos con EPID mostraron una variación promedio inter-día de 0,5% y 0,3%, respectivamente. Desviaciones inferiores a 2 mm entre el tamaño de campo de radiación detectado con EPID y el valor digital, fueron constatadas.

Conclusiones: Perfiles de 6MV a d_{max} pueden ser directamente obtenidos usando el EPID con aceptable precisión (<5%). Peor resultado se observó para 18MV debido a diferencias en la dispersión lateral generada en esta energía dentro del EPID y la producida en un maniquí grande de agua. Un procedimiento iterativo de calibración podría solucionar posiblemente este inconveniente.

Las variaciones diarias de planitud y simetría detectadas usando el EPID, muestran que el dispositivo es adecuado para medidas de constancia de tales parámetros en 6 y 18MV. Comprobaciones absolutas del tamaño de campo de radiación con EPID también son factibles en ambas energías.

Palabras clave: EPID, dosimetría, constancia, simetría y planitud.

6109

CALIBRACIÓN DE MOSFET EN IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL

J. CARBAJO, G. SÁNCHEZ, I. GÓNZALEZ, A. SANTOS, F. J. LUIS, M. HERRADOR

Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla.

Introducción: En este artículo se describe el primer paso en el proceso de implantación clínica del equipo de dosimetría "in vivo" MOSFET 20 de Thomson & Nielsen en el Servicio de Radiofísica del Hospital Virgen del Rocío de Sevilla: la calibración en condiciones estándar y condiciones ICT y el posterior chequeo de las medidas de dosis obtenidas comparándolas con las del conjunto cámara-electrómetro.

Material y método: El equipo MOSFET 20 está compuesto fundamentalmente por una unidad de lectura, varias cajas de polarización que aceptan hasta 5 detectores conectados cada una y los detectores MOSFET (modelo TN-502 RD). La calibración con un patrón secundario y posterior comprobación de resultados se realiza con el conjunto formado por una cámara de ionización PTW 300001 (N/S 0765) y un electrómetro Inovision modelo 35040 (N/S 94644) calibrados en el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT.

Las medidas se realizaron con un acelerador CLÍNAC 600C de Varian, bajo el haz de fotones de 6 MeV sobre un maniquí de agua sólida que ofrece láminas de 30x30 cm² con espesores de 1, 2, 5 y 10 mm.

La calibración de dosis a la entrada bajo condiciones estándar se realiza como primer chequeo del equipo. Se comprobará la repetibilidad y disponibilidad de los factores de calibración. Por otra parte, el objetivo de la dosimetría *in vivo* en tratamientos de ICT es la verificación de dosis prescritas mediante el método de Rizzotti, para lo que será necesario obtener nuevos factores de calibración de dosis a la entrada y a la salida bajo condiciones de ICT.

Resultados: Los factores de calibración de dosis a la entrada en geometría estándar se obtuvieron con incertidumbres relativas que se mantienen por debajo del 3%, mientras que bajo geometría ICT las incertidumbres relativas alcanzaron el 6%.

Con el fin de comprobar la calibración de los detectores, se realizaron medidas con varios espesores del maniquí de agua sólida de la dosis en línea media mediante la cámara de ionización. Estas medidas se comparan con las resultantes de medir las dosis a la entrada y a la salida y aplicar el método de Rizzotti. Los resultados mostraron una desviación por debajo del 3%.

Conclusión: Las cualidades dosimétricas de los detectores MOSFET están ampliamente descritas en la bibliografía: independencia de la tasa de dosis y de la temperatura, baja dependencia angular, respuesta uniforme en la energía y reproducibilidad y precisión de las medidas dentro del rango de precisión de otros sistemas de dosimetría *in vivo* (TLD y semiconductores). Aceptando estas cualidades, hemos comprobado que

el equipo MOSFET 20 puede ser utilizado en dosimetría *in vivo* bajo condiciones estándar y de ICT para verificaciones dosis con una precisión del 5%.

Referencias

1. Scalchi ., Francescon P. "Calibration of a mosfet detection system for 6-MV in vivo dosimetry". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40(4):987-993.
2. Ramani R, Russell S, O'Brien P. "Clinical dosimetry using MOSFETs". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37(4):959-964.
3. Jornet N, Carrasco P, Jurado D, Ruiz A, Eudaldo T, Ribas M. "Feasibility study of in vivo dosimetry using mosfet detectors. Comparison with diodes." Barcelona. Servei de Radiofísica i Radioprotecció. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, Barcelona, Spain.
4. Jornet N, Ribas M, Eudaldo T. "Calibration of semiconductor detectors for dose assessment in total body irradiation". *Radiother Oncol* 1996;38:247-251.
5. Ribas M. "Curso de Dosimetría in vivo en Radioterapia Externa". SEFM. Barcelona. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. 5 al 8 de Mayo de 2004.

Palabras clave: Dosimetría in vivo, calibración, MOSFET, ICT.

6123

CONTROL DE CALIDAD DEL PLANIFICADOR XiO 4.1.1: 3. CÁLCULO DE HACES DE ELECTRONES

P. CASTRO, C. MÍNGUEZ, F. GARCÍA VICENTE, A. FLORIANO, L. PÉREZ, J. J. TORRES

Servicio de Oncología Radioterápica. Sección de Radiofísica. Hospital Universitario de La Princesa. Madrid.

Objetivos: Comprobar la precisión en el cálculo de la dosis absorbida realizado por el planificador XiO 4.1.1 (Computerized Medical System, St Louis) en diferentes puntos de un maniquí homogéneo para los campos de electrones propuestos en el borrador del Protocolo Nacional de Control de Calidad en Planificadores de Terapia con Radiaciones

Material y método: Se estudian para las energías nominales de 6 MeV y 18 MeV del acelerador Saturno 43 (G.E Medical System, USA) perfiles y rendimientos de campos cuadrados de tamaños comprendidos entre 4 cm x 4 cm y 30 cm x 30 cm, campos rectangulares de 4 cm x 30 cm, campos 25 cm x 25 cm y 5 cm x 5 cm a una distancia foco superficie de 110 cm y campos 15 cm x 15 cm incidiendo con un ángulo de 30° en el maniquí.

Las medidas se llevaron a cabo con un sistema automático de análisis de haces (PTW MP3 TANDEM) usando distintos detectores dependiendo del tipo de

medida (Diodo EFD^{3G} Scanditronix y cámara de ionización plano paralela Markus, PTW). Analizamos las diferencias entre las curvas calculadas y medidas determinando el error relativo entre los valores calculados y medidos en cada punto y realizando estadísticas de puntos según los valores de tolerancia recomendados en el protocolo.

Para las zonas de alto gradiente de dosis (como son la zona de caída de dosis en los rendimientos o la zona de penumbra en los perfiles) la comparación se realizó por diferencia en el desplazamiento de las curvas.

El análisis se ha realizado en un total de unos 11.000 puntos.

Resultados: La comparación en los puntos del eje nos da, para todo el conjunto de campos medidos, que un 100% de los puntos en la zona de acumulación difiere menos de un 10% en dosis, un 100% de los puntos difiere menos de 4 mm en distancia en la zona de caída de dosis y un 100% de los puntos lo hace en menos del 50% en dosis en la cola de frenado (*bremsstrahlung*).

Para puntos fuera del eje obtuvimos que en las zonas internas el error relativo aumenta según nos acercamos a los bordes del campo, llegando a alcanzar para campos grandes (30 cm x 30 cm o 25 cm x 25 cm con DFS=110) diferencias en torno al 6% con la energía de 6 MeV, donde es más crítica la falta de modelización del filtro dispersor por parte del planificador.

En las zonas de penumbra y dependiendo del campo existen diferencias, en distancia, menores de 4 mm entre el 85% y el 100% de los puntos.

No se encuentran variaciones apreciables en el análisis de los perfiles a diferentes profundidades, salvo en las zonas de penumbra.

Se muestran también ligeras variaciones en las estadísticas de cada uno de los ejes, debido a que los dispositivos de colimación variable (*trimmers*) se encuentran a distinta altura, no siendo esto modelable en el algoritmo de cálculo.

Por último y para todo el conjunto de campos medidos, las tolerancias establecidas por el borrador del Protocolo no se cumplen en las zonas externas de los perfiles haces por tratarse de zonas de bajo gradiente y baja dosis. Sin embargo la discrepancia con respecto al eje del campo es siempre menor del 2%.

Conclusiones: El resultado de la comparación de los datos medidos con los cálculos efectuados por el planificador es, en general, satisfactorio de acuerdo con las recomendaciones del borrador del Protocolo Nacional de Control de Calidad en Planificadores.

Palabras clave: Control de calidad planificador 3D, cálculo de electrones.

CARACTERIZACIÓN DE LA COMBINACIÓN PELÍCULA GAFCHROMIC® EBT Y ESCÁNER MICROTEK SCANMAKER 9800 XL PARA DOSIMETRÍA FOTOGRÁFICA

P. FERNÁNDEZ-LETÓN, A. LÓPEZ, C. RODRÍGUEZ,
P. MÍNGUEZ, R. DÍAZ, J. M. PÉREZ

Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Doce de Octubre. Madrid.

Introducción y objetivos: Recientemente se ha comercializado un nuevo tipo de película autorrevelada tipo GAFCHROMIC® (IPS Technologies Inc.) con una sensibilidad adecuada para su uso en radioterapia. Este trabajo caracteriza el sistema dosimétrico formado por esta película y un escáner fotográfico.

Material y métodos: Las películas corresponden al modelo GAFCHROMIC® EBT. Miden 20,3 cm x 25,4 cm, son translúcidas e insensibles a la luz visible, por lo que pueden ser manipuladas desnudas o ser introducidas en agua directamente. Tras irradiarlas se oscurecen sin necesitar ningún procesado.

El lector empleado es un escáner fotográfico Microtek ScanMaker 9800 XL de luz blanca, resolución máxima de 2000 ppp, capaz de escanear en transmisión (positivo y negativo) y en reflexión. Fija hasta 16 bits por canal. Su sensibilidad en DO se ha obtenido mediante una escala densitométrica de Kodak leída a su vez con un densitómetro X-Rite calibrado.

Las películas se han escaneado en transmisión (negativo) con una frecuencia de 72 ppp y 8 bits por canal. Las imágenes se han procesado mediante el programa FAR en formato de escala de grises.

Para caracterizar el sistema se ha calibrado en distintas energías en sucesivas ocasiones. Para 6 MV y 18 MV se irradió en un acelerador Siemens Primus por un método similar al utilizado por Roselló et al.¹ que proporciona nueve niveles de dosis en una única película. Para ⁶⁰Co se irradió en un Theratron 780. La película fue cortada y cada trozo irradiado por separado.

Resultados: El escáner es capaz de leer densidades ópticas hasta 2, pero a partir de 1,6 la señal está muy saturada. La respuesta de la película es prácticamente estable transcurridas tres horas desde la irradiación. Para el conjunto película-escáner la transmisión de luz depende de la dirección en la que se realice el escaneado con diferencias observadas hasta del 50%. La calibración resulta más estable cuando se escanea en la dirección paralela al lado estrecho del film. Con dosis de hasta 400 cGy la densidad óptica es inferior a 0,6 y la res-

puesta es prácticamente lineal hasta valores de 350 cGy. No se han obtenido diferencias significativas entre las calibraciones realizadas para ^{60}Co , 6 MV y 18 MV. La estabilidad a largo plazo en la dosis en el rango entre 150 cGy y 300 cGy es del orden del 3 % ($k = 1$).

Conclusiones: Tanto por su facilidad de manejo como por su sensibilidad e independencia energética, las películas GAFCHROMIC[®] EBT resultan muy adecuadas para la dosimetría en radioterapia.

Referencias

1. Roselló J, Sánchez-Doblado F, Arrans R, Brualla L, Planes D, López Torrecilla J. "Nueva herramienta para el control de calidad de tratamientos radioterápicos complejos". Comunicación al XIV Congreso Nacional de la SEFM, Vigo, 2003.

Palabras clave: *Dosimetría fotográfica, película autorrevelada, GAFCHROMIC EBT.*

RADIOTERAPIA. DOSIMETRÍA CLÍNICA

7004

ANÁLISIS DE PARÁMETROS FÍSICOS UTILIZADOS EN 500 TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

M. GÁLVEZ OCHOA, M.A. LÓPEZ BOTE, R. JIMÉNEZ ROJAS, F. SIERRA DÍAZ, E. LAVADO RODRÍGUEZ, J.M. ORDIALES SOLÍS, S. VARGAS CASTRILLÓN, A. SERRANO SANZ

*Servicio de Dosimetría y Radioprotección.
Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid.*

Introducción: Las diferentes combinaciones de parámetros físicos en las técnicas de Radioterapia Intraoperatoria suponen un elevado número de medidas dosimétricas para establecer el estado de referencia inicial. Un estudio estadístico posterior de los diferentes parámetros utilizados en los tratamientos administrados puede permitir establecer criterios de selección de dichos parámetros en cada situación.

Material y métodos: Desde el año 1995, en el HGUGM se han tratado más de 500 pacientes con RIO en dos aceleradores lineales, SL 18 y Precise (Elekta), con haces de electrones y energías nominales de 4, 6, 8, 10, 12, 15 y 18 MeV. Se dispone de ocho aplicadores circulares de PMMA (*hard docking*) de 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12 y 15 cm de diámetro, pudiéndose emplear con final biselado en las angulaciones de 0°, 15°, 30° y 45°. El carácter telescópico de estos aplicadores permite su empleo en el rango de DFS de 125 a 150 cm.

Resultados y conclusiones: En un gran hospital general con un área sanitaria de más de 700.000 habitantes han predominado con diferencia las localizaciones digestivas (66% de casos), especialmente el recto (47%). La siguiente localización en frecuencia han sido los sarcomas de partes blandas (20%), a mayor distancia ginecológicos (4%) y otros.

En todas las localizaciones han predominado fuertemente las Distancias Fuente Superficie comprendidas en un entorno de ± 5 cm respecto de la referencia 135 cm, 90% de casos. Se han empleado aplicadores de todos los diámetros y angulaciones de bisel disponibles, así como todas las energías nominales, pero con diferente frecuencia y dependencia entre ellas. En el caso del recto la distribución de parámetros físicos permite reducir significativamente el número de medidas dosimétricas de referencia, puesto que en más del 90% de los casos se han empleado los aplicadores de diámetro menor o igual a 8 cm, en el 90% de los casos la máxima angulación del bi-

sel (45°) y en el 89% energías iguales o superiores a 10 MeV. En los sarcomas han sido más frecuentes las situaciones inversas, pero con un predominio menos acusado: En el 63% de los casos diámetros del aplicador mayor o igual a 10 cm, en el 81% angulaciones de bisel medias (15° y 30°), y, en el 60% energías menores, 6 y 8 MeV.

7031

ESTUDIO PILOTO PARA LA PUESTA EN MARCHA DE LA PLANIFICACIÓN EN RT BASADA EN LA TÉCNICA DE FUSIÓN PET-CT

G. MARTÍN*, M.J. RUIZ**, A. SERRADA*, C. HUERGA*, R. PLAZA*, E. CORREDOIRA*, I. SANTA-OLALLA*, J. VIDAL*, M. TÉLLEZ DE CEPEDA*

**Servicio de Radiofísica y Radioprotección.
**Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario La Paz. Madrid.*

Introducción: La radioterapia conformada 3D (3DCRT) generalmente utiliza imágenes de CT para la delimitación precisa de volúmenes blanco y órganos críticos. La Tomografía por Emisión de Positrones (PET) mediante [¹⁸F]Fluoro-2-desoxy-D-glucosa (FDG) ha demostrado ser una valiosa herramienta para el diagnóstico, estadiaje y planificación en RT para un determinado grupo de tumores. Se ha demostrado una variación significativa del volumen blanco de tratamiento entre un 30% y un 60% de los pacientes sometidos a radioterapia radical. En nuestro Servicio se ha realizado un estudio para determinar el impacto del PET-CT sobre la delimitación del volumen blanco y la estimación de la toxicidad del tratamiento.

Material y método: Se realizó un PET-CT a once pacientes, cinco con cáncer de pulmón y seis con linfoma, previo a la planificación RT. Para la simulación en el PET-CT los pacientes fueron colocados en las mismas condiciones que en la unidad de tratamiento utilizando una cuna alfa sobre tablero plano, inmovilizadores adecuados, marcadores radiológicos colocados en la piel del paciente y tres láseres de posicionamiento. El radioterapeuta estuvo presente en la simulación para reproducir correctamente la posición de tratamiento. Las imágenes obtenidas en el PET-CT fueron transferidas al planificador de radioterapia; efectuada la fusión de imágenes el radioterapeuta procede a la delimitación de los volúmenes de tratamiento y los órganos críticos

en el CT estandar y en el PET-CT. Se efectúa una planificación para cada conjunto de imágenes obteniéndose los HDV para el CTV, PTV y órganos críticos. Se analizan para las dos planificaciones de forma comparativa los datos de los CTV, PTV, dosis media en el pulmón, volumen de tejido sano pulmonar que recibe más de 20 Gy (V20) y volumen de la médula que recibe más de 45 Gy (V45).

Resultados: La planificación realizada con el PET-CT con respecto a la realizada con el CT estándar, modificó el PTV (ayudando en ciertos casos a diferenciar tumor de atelectasia) y la probabilidad de complicación del tejido sano (NTCP). El incremento del PTV se traduce en el incremento de la dosis media pulmonar y la V20. La disminución de los PTV en los pacientes con atelectasia lleva a la disminución del volumen irradiado (ICRU 50).

Conclusiones: La utilización de imágenes fusionadas de PET-CT en la definición de volúmenes en comparación con las imágenes de CT, ha resultado en la modificación de la planificación del tratamiento en un determinado número de pacientes. Dados los resultados beneficiosos obtenidos con esta serie de pacientes, se ha desarrollado un procedimiento de trabajo para la utilización del PET-CT en la preparación de los tratamientos de RT.

Palabras clave: Planificación en RT, delimitación de volúmenes, PET-CT.

7035

UN MÉTODO SENCILLO PARA EL CÁLCULO DE DOSIS FUERA DEL EJE EN HACES DE FOTONES DE RADIOTERAPIA EXTERNA

P. SÁNCHEZ GALIANO, J.M. GONZÁLEZ SANCHO, J. VIVANCO, D. CRELGO, A. RODRÍGUEZ, A. VILLACÉ, J. FERNÁNDEZ

Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario Central de Asturias. Oviedo.

Introducción: El incremento de complejidad en los tratamientos de RT obliga a un aumento paralelo en el sistema independiente de verificación de los cálculos suministrados por el planificador. En concreto, ha aumentado considerablemente el número de campos pesados fuera del eje. La dosis en estos puntos se calcula utilizando un factor de fuera de eje (Ffe) dependiente de la profundidad y de la distancia al eje. En este trabajo se expone un método para calcular Ffe a partir de los perfiles de dosis a distintas profundidades de un único campo abierto y los del campo máximo de cada cuña física. Para las cuñas dinámicas se calcula analíticamente el factor de cuña en todas las situaciones.

Material y métodos: Se ha medido Ffe en nuestras unidades de tratamiento (Varian Clinac 2100, Electa Precise y Theratron 760C) para varios tamaños de campo y distintas profundidades y se ha comparado con valores calculados. Se utilizan dos restricciones en el análisis de los perfiles: la distancia al eje debe ser menor del 80% del tamaño del campo a la profundidad y el punto debe estar a más de un centímetro del borde.

Resultados: La siguiente tabla muestra los resultados del análisis de los datos. Se indican la energía, los campos cuadrados analizados, las profundidades para cada campo y el número total de puntos. También se indican el valor mínimo y máximo de Ffe, el porcentaje de puntos donde Ffe se aleja menos de un 1% de la unidad, el porcentaje en que se aleja entre 1 y 3% y el que queda por encima del 3%. La séptima columna indica la diferencia máxima en porcentaje entre el valor medido y el calculado de Ffe, y la octava el porcentaje de puntos donde dicha diferencia es menor de un 1%, el porcentaje donde está entre 1 y 3% y el que está por encima del 3%.

Conclusiones: Con este método se puede estimar Ffe con una precisión aceptable en todos los casos con la ventaja de utilizar un conjunto reducido de datos, lo que ha facilitado la implementación en nuestro programa de verificación.

Palabras clave: Radioterapia, dosimetría, planificador.

Energía	Campo (cm)	Prof (cm)	ptos	Ffe	Ffe %ptos	Dif	Dif %ptos
Cl 6MV	4/10/15/20/40	1.4/10/20	1181	0.937/1.019	58.5/33.4/8.1	4.2	68.4/26.9/4.7
Cl 18 MV	4/5/10/15/20/40	3.2/10/20	1244	0.959/1.058	42.3/38.4/19.3	5.2	53.2/40.1/6.7
Co60	5/10/20/30/35	0.5/5/10	1297	0.806/1.001	50.1/21.6/28.3	5.6	69.6/20.9/9.5
Pr 6MV	4/5/10/15/20/40	1.4/10/20	1188	0.920/1.066	50.6/32.6/16.8	4.5	71.3/22.1/6.6
Pr 10MV	4/5/10/15/20/40	2/10/20	1236	0.949/1.064	31.9/40.9/27.2	4.2	59.8/39.7/0.5
Pr 18MV	4/5/10/15/20/40	3/10/20	1243	0.942/1.063	49.0/28.2/22.8	5.5	56.1/31.5/12.4
Pr6 cuña	4/10/30	2/10/20	1139	0.383/2.454	2.2/4.4/93.4	4.4	65.6/28.8/5.6
Pr10 cuña	4/10/30	2/10/20	1113	0.396/2.400	2.0/4.6/93.4	4.6	32.1/64.3/3.6
Pr18 cuña	4/10/30	3/10/20	1151	0.381/2.446	1.8/4.1/94.1	5.1	48.0/43.3/8.7

ESTUDIO COMPARATIVO DOSIMÉTRICO ENTRE RADIOCIRUGÍA REALIZADA CON CONOS VS MICROMULTILÁMINAS EN EL TRATAMIENTO DE ADENOMAS HIPOFISARIOS, NEURINOMAS, METÁSTASIS, MENINGIOMAS Y MALFORMACIONES ARTERIOVENOSAS

X. J. JUAN SENABRE¹, J. M. MARTÍN⁷, E. LÓPEZ⁸, M. CARRILLO⁹, R. DEL MORAL¹⁰, G. ARREGUI², J. L. OSORIO³, R. RUIZ⁴, A. ORELLANA⁵, J. A. BULLEJOS⁶

¹⁻⁶Servicio Radiofísica y Protección Radiológica.

⁷Servicio Neurocirugía.

⁸⁻¹⁰Servicio Oncología Radioterápica. Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada.

Introducción y objetivos: En el Hosp. Univ. Virgen de las Nieves se empezó a realizar tratamientos de radiocirugía con conos en el año 1996, y desde 2003 con micromultiláminas (mMLC). Se tratan una media de 250 pacientes por año. Se pretende intercomparar y evaluar 200 dosimetrías hechas con conos con otras 200 realizadas con mMLC.

Material y métodos: Los tratamientos con conos se realizaron con el dispositivo de Radionics y un ALE Saturno 41; los tratamientos con mMLC se realizaron con el dispositivo de BrainLAB y un ALE Varian 600 C. En total se intercomparan 400 dosimetrías, 200 para cada método. Las lesiones que se estudian son: adenomas hipofisarios, neurinomas, metástasis, meningiomas y malformaciones arteriovenosas. Los parámetros a evaluar son el índice de calidad (QI), dosis mínima (Dmin), dosis máxima (Dmax), dosis prescrita (Dp), dosis de cobertura (Dc), porcentaje de lesión cubierta (PLC), isodosis de referencia (Iosod. Ref.), número de arcos (Narc), número de isocentros (Niso) e histogramas dosis-volumen (DVH) en el caso de los neurinomas y adenomas hipofisarios.

Resultados: Los resultados globales apuntan una mejora de todos los parámetros usando mMLC respecto a los conos. El QI mejora un factor 1,77, la Dmin aumenta un 19,56%, la Dmax un 3,74%, la Dc un 2,39%, la Dp un 2,26%, el PLC un 1,06%, el Narc un 11,90%, el Niso se mantiene en 1 y el DVH para los órganos de riesgo mejora sensiblemente en los neurinomas y moderadamente en los adenomas hipofisarios.

Conclusiones: El mMLC permite una conformación dinámica del haz y los conos una conformación estática para cada arco dejando como únicas variables el diámetro del cono y las mandíbulas. Estas disposiciones hacen que en los tratamientos con el mMLC se consiga reducir las dosis en los órganos de riesgo, sobre todo en el

quiasma óptico, así como mejorar notablemente todos los parámetros dosimétricos, obteniéndose por tanto, unos tratamientos de mejor calidad y menor morbilidad.

Palabras clave: Radiocirugía, arcoterapia con micromultiláminas y con conos, DVH, parámetros dosimétricos.

INFLUENCIA DE LA FALTA DE HOMOGENEIDAD DE LA DOSIS ABSORBIDA EN EL VOLUMEN BLANCO EN PROBABILIDAD DE CONTROL TUMORAL (TCP)

F. PIZARRO TRIGO*, J. A. FONT GÓMEZ*, S. FERNÁNDEZ CEREZO*, J. SÁNCHEZ JIMÉNEZ*, A. GARCÍA ROMERO*, A. HERNÁNDEZ VITORIA***, P. E. MILLÁN CEBRIAN***, M. CANELLAS ANOZ*

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

**Área de Radiología y Medicina Física. Facultad de Medicina. Zaragoza.

Objetivo: En la práctica clínica dos planificaciones ligeramente diferentes de un mismo tratamiento radioterápico pueden dar lugar a histogramas diferenciales dosis-volumen (HDV) para el Volumen Clínico Blanco (CTV) muy similares pero en cambio probabilidades de control tumoral (TCP) muy diferentes. Este hecho ha sido analizado por otros autores¹ en relación a la falta de homogeneidad en la irradiación del volumen considerado. Con la ayuda de un programa informático que hemos desarrollado para el cálculo de TCP's según el modelo radiobiológico Lineal Cuadrático (LQ), hemos estudiado la influencia de la falta de homogeneidad en la dosis absorbida en dicho volumen (puntos fríos y calientes) a la hora de conseguir el control tumoral.

Material y método: Hemos partido de unos histogramas diferenciales dosis-volumen (HDV) ideales (en los que todo el volumen a tratar recibiría el 100% de la dosis absorbida prescrita) de las patologías más frecuentes que nos encontramos en la práctica clínica diaria con sus correspondientes parámetros radiobiológicos. Dichos histogramas se han ido modificando de diversas formas (aumentando progresivamente el volumen que recibe una dosis, tanto superior como inferior a la prescrita) para estudiar las variaciones en la probabilidad de control tumoral.

Resultados: Observamos que hay poca disminución de la probabilidad de control tumoral si la falta de homogeneidad consiste en ir aumentando el volumen parcial que reciba el 95% de la dosis prescrita frente

al 100% original, siempre que partamos de un valor de TCP alto (situado en el hombro de la curva dosis-respuesta). Sin embargo, hay un gran descenso de la TCP (más de un 10%) cuando añadimos a nuestro histograma puntos fríos, de menos del 75% de la dosis prescrita, aún de tan sólo un 1% del volumen, independientemente del tipo de patología de que se trate. Por otra parte, hemos encontrado que son más significativos los puntos fríos que los calientes en el sentido de que aquellos pueden reducir más la TCP que lo que éstos la pueden incrementar.

Conclusiones: Este trabajo pretende dejar constancia de la importancia de no sólo observar los histogramas dosis volumen a la hora de elegir una técnica de tratamiento, sino también la existencia de zonas del volumen con dosis menores al 80% de la prescrita ya que puede conducir a una disminución considerable de probabilidad de control tumoral. Una ventaja apreciable en la fiabilidad de valoración de la TCP se alcanzará cuando se consigan caracterizar los tumores para cada paciente así como establecer conjuntos α/β fiables.

Referencias

1. Tomé WA, Jack Fowler J. On Cold spots in tumor subvolumes. *Med Phys* 2002; 29(7):1590-8.
2. Sánchez-Nieto B, Nahum AE. Bioplan: a software for the biological evaluation of radiotherapy treatment plans. *Med Dosim* 2000;25(2):71-6.
3. Nahum A. E. Converting dose distributions into tumour control probability. IAEA, Seminar on Radiotherapy Dosimetry, Río de Janeiro, 27-30 Aug. 1994.
4. Canellas M, Millán PE, Hernández A, Navarrete S. Conversión de histogramas de Dosis físicas- Volumen a Dosis Biológicas- Volumen. Congreso Nacional de la AERO. 1997.
5. Yaes RJ. Linear-quadratic model isoeffect relations for proliferating tumor cells for treatment with multiple fractions per day. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 1989;17:901-905.
6. ICRU REPORT 50. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy.

Palabras clave: Modelo Radiobiológico Lineal-Cuadrático (LQ), Histograma Dosis-Volumen (HDV), Probabilidad de Control Tumoral (TCP), Volumen Clínico Blanco (CTV).

7077

INFLUENCIA DE LA VARIACIÓN DEL PARÁMETRO BETA EN EL CÁLCULO DE LA PROBABILIDAD DE CONTROL TUMORAL (TCP)

F. PIZARRO TRIGO*, J. A. FONT GÓMEZ*, S. FERNÁNDEZ CEREZO*, J. SÁNCHEZ JIMÉNEZ*, A. GARCÍA ROMERO*, A. HERNÁNDEZ VITORIA***, P. E. MILLÁN CEBRIAN***, M. CANELLAS ANOZ*

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

**Área de Radiología y Medicina Física. Facultad de Medicina. Zaragoza.

Objetivo: En el modelo radiobiológico lineal-cuadrático (LQ), el parámetro de radiosensibilidad α ha sido el único usado por distintos autores^{1,4} para expresar la variabilidad en la radiosensibilidad de los tumores. Con el fin de expresar esta variabilidad de manera más rigurosa, desde el punto de vista matemático, hemos introducido, junto a la distribución del parámetro α , otra para el parámetro β . Se han comparado los resultados de ambos métodos en algunos tratamientos.

Material y método: Se han usado los histogramas diferenciales dosis-volumen (HDV) de diez tratamientos de próstata y diez de mama suministrados por el sistema de planificación de tratamientos PCRT3D (Técnicas Radiofísicas, S.L.) para realizar los cálculos de la probabilidad de control tumoral (TCP). Hemos utilizado dos distribuciones gaussianas para pesar los diferentes valores de α y β , y se ha definido un criterio de compatibilidad para seleccionar los valores de β para cada valor de α . Hemos desarrollado un programa informático para realizar estas tareas.

Resultados: Mediante la introducción de la modificación descrita a la forma general del modelo, se han obtenido diferencias de un 3% y un 5% para tratamientos de próstata y mama respectivamente.

Conclusiones/Discusión: Desde un punto de vista radiobiológico la introducción del parámetro β permite una mayor versatilidad a la hora de definir la respuesta de un tumor a la radiación a partir de sus parámetros, pues podemos encontrar diferentes valores del cociente α/β para un mismo tumor dependiendo de sus características particulares (por ejemplo, del grado de hipoxia en el que se encuentren sus células). Aunque las diferencias encontradas parecen pequeñas, la valoración real de esta mejora en el modelo podría establecerse mejor si se consiguiera la caracterización de cada tumor de forma individual y sobre todo en tipos de tumores y tratamientos cuyos parámetros se encuentren en la zona de mayor pendiente de la curva dosis-respuesta.

Referencias

1. Nahum A. E. Converting dose distributions into tumour control probability. IAEA, Seminar on Radiotherapy Dosimetry, Río de Janeiro, 27-30 Aug. 1994.
2. Sánchez-Nieto B, Nahum AE. Bioplan: a software for the biological evaluation of radiotherapy treatment plans. *Med Dosim* 2000;25(2):71-6.
3. Nahum AE, Movsas B, Horwitz E M, Stobbe CC, Chapman JD. Incorporating clinical measurements of hypoxia into tumor local control modeling of prostate cancer: implications for the a/b ratio. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2003;57(2):391-401.

4. Yaes RJ. Linear-quadratic model isoeffect relations for proliferating tumor cells for treatment with multiple fractions per day. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 1989;17:901-905.

Palabras Clave: *Modelo Radiobiológico Lineal-Cuadrático (LQ), Radiosensibilidad, Histograma Dosis-Volumen (HDV), Probabilidad de Control Tumoral (TCP).*

7093

SIMULACIÓN VIRTUAL CON LÁSERES MÓVILES

M. LOBATO, J.A. MARTÍNEZ, F. GARCÍA, I. AZINOVIC, R. CAÑÓN

Hospital San Jaime. Torrevieja. Alicante.

Objetivo: Realización de simulación virtual con láseres móviles.

Material:

- Planificador Eclipse de Varian
- TAC helicoidal
- Ordenador controlador de los movimientos de los láseres
- Conjunto de láseres móviles de LAP

Método: El conjunto de láseres consiste en dos laterales que se mueven en altura (dirección Z) y uno en la parte superior capaz de moverse lateralmente (dirección X), todos ellos controlados por un ordenador. En la dirección cráneo-caudal (dirección Y) desplazamos la mesa del TAC para posicionar al paciente. Los láseres están calibrados para que su origen coincida con el origen del TAC (direcciones X y Z) de forma que cuando centramos al paciente donde queremos colocar nuestro origen de coordenadas y desplazando 50 cm en dirección caudal-craneal nuestro origen se encuentra centrado en el gantry.

En primer lugar con los láseres centrados en lo que queremos que sea el origen del paciente colocamos un marcador radio-opaco en cada proyección de los láseres. Introducimos la mesa del TAC 50 cm hasta que este origen está centrado en el gantry. Realizamos un escanograma y hacemos el TAC de planificación a partir de las marcas radio-opacas.

Cuando hemos exportado las imágenes al planificador seleccionamos el origen donde vemos las marcas radio-opacas y elegimos nuestro isocentro. Ahora tenemos las coordenadas del isocentro respecto al origen del paciente.

Una vez hecho esto y con el paciente en la mesa del TAC centramos de nuevo los láseres en el origen del paciente. Introducimos las coordenadas, que nos da el

planificador, al ordenador que controla los láseres. Automáticamente los láseres se mueven a las coordenadas X y Z. El desplazamiento en la dirección Y lo hacemos moviendo mesa. En esta posición tatuamos las proyecciones de los láseres. Con esto ya podemos centrar al paciente en el acelerador lineal.

Resultados: Obtenemos una buena reproducibilidad cada vez que realizamos TACs de control al paciente.

Conclusiones: Con este sistema no consumimos tiempo de máquina para centrar al paciente y evitamos posibles errores en la transcripción de los movimientos de mesa en el acelerador.

7094

UTILIZACIÓN DE IMPLANTES FIDUCIALES EN RADIOTERAPIA CRANEAL Y PROSTÁTICA CON SISTEMA DE POSICIONAMIENTO ACCULOC®

J.A. MARTÍNEZ, M. LOBATO, F.G. CASES, R. CAÑÓN, I. AZINOVIC

Hospital San Jaime. Torrevieja. Alicante.

Introducción y objetivos: La disminución de la incertidumbre asociada al posicionamiento del paciente en radioterapia externa es uno de los principales factores que contribuye a la reducción de los márgenes de tratamiento y por tanto a una disminución de la dosis recibida en los órganos de riesgo adyacentes.

El objetivo de este trabajo es valorar el empleo de implantes fiduciales radiopacos junto con el sistema de análisis Aculloc®, para la verificación y corrección del posicionamiento en pacientes con tumores en localizaciones de cabeza y próstata. Asimismo se evalúa la exactitud y precisión del procedimiento mediante un control de calidad con maniquí.

Material y métodos: Se incluyen los 20 primeros pacientes tratados; 12 con tumores en cabeza (astrocitomas, gliomas) y 8 en próstata. El procedimiento para cabeza incluye, la colocación de 3 semillas de oro en calota, realización de máscara de material termoplástico y Tac craneal. Para próstata el implante se realiza vía transrectal guiada por ecografía.

El sistema Aculloc permite evaluar el desplazamiento relativo de las tres marcas fiduciales respecto al isocentro en la misma mesa de tratamiento con una precisión de décimas de milímetro. Para ello requiere de las coordenadas del estudio CT de planificación y de la adquisición de dos imágenes portales ortogonales (AP-LR).

El sistema determina además las rotaciones en torno a los ejes de traslación, así como la distancia relativa entre semillas, lo que representa un indicador de control sobre la posible migración de alguna de ellas.

Resultados: Se ha evaluado la repercusión clínica de los desplazamientos. Atendiendo a la topología: en localizaciones de cabeza, las correcciones son inferiores al milímetro alcanzando condiciones de casi esterotáxia. Son indicativas de la incertidumbre inherente al posicionamiento con máscara. En próstata, aparece gran discrepancia entre los desplazamientos que se realizarían basándose en estructuras óseas y las reales, debido al movimiento interfacción de la próstata y las semillas solidarias a ésta.

Conclusiones: El posicionamiento del paciente en radioterapia craneal y prostática puede ser verificado y corregido *in situ* durante el tratamiento mediante el análisis 3D de la posición de implantes fiduciales a través de imágenes portales. Con ello se alcanzan condiciones de radioterapia esterotáxica que posibilitan programas de escalada de dosis y mayor seguridad en la protección de órganos de riesgo.

Palabras clave: Control calidad, Sistema de posicionamiento, Implantes fiduciales.

7112

CELL SURVIVAL KINETIC MODEL FOR BIO-EFFECT PREDICTION IN FRACTIONATED EXTERNAL RADIOTHERAPY

J.A.M. SANTOS*, R. CRAVEIRO**, A.R. FIGUEIRA*, F. PONTE**

*Serviço de Física Médica

**Departamento de Radioterapia Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil, Centro Regional de Oncologia do Porto, Portugal.

Introduction and objectives: Research in experimental radiobiology deals with cell-survival curves which describe the relationship between the radiation dose and proportion of surviving cells. Models and mathematics are then necessary to provide a framework to interpret and relate these experimental results with clinical data. A linear quadratic relation is generally assumed¹ and fitted to the survival curves of irradiated cells (linear-quadratic model - LQM). The a/b parameters used in this model are obtained from in-vitro measurements of individual tissues. Although the LQM fits reasonably well the results in-vitro, it is, nevertheless, an empirical mathematical relationship, with no direct correlation with the dynamics of the system. Another

approach to the problem of predicting cell survival and bio-effect calculation is to describe the system through kinetic cell population models², allowing to derive LQM expressions in the case where more than one repair rate term is present³.

The purpose of our present work is to consider the known radiobiological concepts about cell death and proliferation to describe the dynamics of the system, enabling the anticipation of the collective behavior of a number of cells being irradiated during a radiotherapy treatment.

Methods: We describe the cell survival curves based on the particular death, damage and damage repair rates. To accomplish this task, we use a compartmental model, with an undamaged (or repaired) state, a sub-lethal state, and a lethal state. We use several parameters dependent on the cell state such as the irreparable and repairable damage rates, the repair rate, which is assumed to be a function of dose rate and time relative to irradiation, and proliferation rates (responsible for repopulation). For demonstration purpose, we take approximated values of known biological data for the description of the above-mentioned mechanisms.

Results: Based on this model, the number of undamaged or repaired and sub-lethal state cells as function of time and dose during the course of a fractionated radiotherapy treatment is calculated.

Conclusions: The influence of several factors in the final bio-effect, such as proliferation rates, dose rate, fractionation and interruption of treatment is discussed. Other important mechanisms, such as diminished radiosensitivity due to hypoxia, reoxygenation, tumor geometry and cell cycle redistribution are focused with the aim of future integration in the model.

References

1. Steel, G. G. (ed.), Basic Clinical Radiobiology, 3rd ed., Arnold, 2002.
2. Jain S. Kinetic Model for designing a cancer therapy. Cancer Cell International 2002; 2: 13.
3. Guerrero M et al. Equivalence of the Linear-Quadratic and Two-Lesion Kinetic Models. Phys Med Biol 2002; 47:3197.

7119

PRUEBAS INICIALES DE PUESTA EN MARCHA DE UN EQUIPO PET - TAC PARA SU APLICACIÓN EN LA DOSIMETRÍA CLÍNICA EN RADIOTERAPIA

Introducción: Uno de los factores que permiten mejorar la calidad de la dosimetría de los tratamientos en radioterapia, es la exacta delimitación del GTV (*Gross Tumor Volumen*), lo que se traduce en la necesidad de completar las imágenes CT a través de la fusión con imágenes de otra modalidad, que aporten información complementaria. Entre las distintas posibilidades destaca la fusión con el PET, que añade información metabólica y fisiológica, que permite por ejemplo, diferenciar entre procesos tumorales y tejidos fibróticos consecuencia de tratamientos quirúrgicos o radioterápicos previos.

La combinación de dos modalidades de imágenes requiere un alto grado de exactitud entre el registro espacial de ambos conjuntos. En este trabajo se describen las pruebas realizadas a un equipo Discovery LS PET-CT de GEMS, para su posterior inclusión en la adquisición de imágenes empleadas en la simulación virtual de pacientes de Radioterapia.

Material y métodos: En primera instancia se efectuaron al equipo las verificaciones iniciales según los protocolos correspondientes a equipos PET y CT por separado. Después de las cuales, se realizaron pruebas para comprobar la exactitud en el registro de las imágenes CT- PET.

Para verificar la correlación entre imágenes, se ha diseñado un fantoma sencillo formado por un conjunto de viales de 4 diámetros distintos repartidos en los 4 cuadrantes de fantoma de poliuretano expandido. Cada uno de los cuadrantes lleva una concentración con un rango diferente de actividad, $C_{150\%}=2,50 \square \text{Ci/ml}$ para el primer cuadrante y concentraciones $C_{100\%}=1,70 \square \text{Ci/ml}$, $C_{75\%}=1,27 \square \text{Ci/ml}$ y $C_{50\%}=0,83 \square \text{Ci/ml}$, para los restantes. Así mismo, hemos diseñado un sistema de fiduciales que nos servirán como sistema de puntos de marca externos en el módulo de fusión semiautomática.

Sobre las imágenes adquiridas de este fantoma hemos estudiado, por un lado, el método de fusión empleado por el equipo PET-TAC de GE. Esta fusión podríamos denominarla fusión por hardware ya que se basa en la suposición de que existe una buena coincidencia entre los centros de reconstrucción de los equipos CT y PET, centros que son periódicamente reajustados por el servicio técnico mediante una rutina de registro de imágenes con una tolerancia máxima de 1,3 mm en el centro y 2,0 mm a 20 cm del mismo.

Por otro lado, hemos valorado la exactitud alcanzada si se repite la fusión empleando un algoritmo semiau-

tomático de registro de imágenes, que emplea un sistema de puntos de marca para reajustar la fusión PET-TAC.

La exactitud en las coordenadas de las imágenes se ha verificado siguiendo dos métodos. Para la fusión tipo hardware hemos tomado una ROI (*Region Of Interest*) sobre los puntos fiduciales y calculado el centroide, mediante un cálculo similar al centro de masas ponderado por el valor del número Hounsfield. Y para las imágenes procedentes de la fusión semiautomática, hemos valorado el desplazamiento definiendo perfiles sobre los diámetros perpendiculares de los círculos generados por los viales de distintos diámetros.

Para finalizar el estudio se ha verificado la correspondencia en las escalas y la superposición de los contornos tomados en ambas modalidades de imágenes.

Resultados y conclusiones: En este estudio nos hemos enfrentado a problemas de difícil solución. Por una parte, la pobre resolución de las imágenes de PET, el tamaño de la matriz de las imágenes PET es de 128 x 128 mientras que la de las imágenes CT es de 512 x 512, lo que dificulta la posibilidad de alcanzar definiciones de volúmenes dentro de un rango similar al CT.

Por otra parte la gran dependencia del umbral de imagen determinado en el PET al procesar las imágenes, condiciona ampliamente la definición de los límites de los contornos definidos, y por tanto los resultados.

Otro problema es el movimiento de los órganos internos en el paciente; en particular para estudios de pulmón el efecto de la respiración puede llegar a ocasionar un fuerte desajuste geométrico entre las imágenes de PET y CT. Los nuevos equipos GATED PET intentan corregir este defecto.

A pesar de estos problemas el módulo de Fusión directa PET/CT da resultados aceptables, ya que los centros de reconstrucción están ajustados con una desviación de ± 2 mm. No obstante consideramos que la solución ideal sería poder contar con un sistema de fiduciales y con la posibilidad de retocar manualmente la fusión en base a estos puntos externos. De este modo tendremos que, mediante la adquisición de imágenes previamente correlacionadas por hardware se reducen los grados de libertad que definen el desplazamiento y la rotación entre las dos imágenes adquiridas en CT y PET, consiguiendo que la mejora en la exactitud geométrica de la fusión sea relativamente sencilla si se emplean puntos externos de marca.

Palabras clave: Fusión PET-CT, Simulación virtual.

7132

VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA DE LAS NUEVAS CARACTERÍSTICAS DE LA VERSIÓN 7.4F DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN PINNACLE3

D. PLANES MESEGUER,
S. ALONSO ARRIZABALAGA,
J. ROSELLÓ FERRANDO, L. BRUALLA GONZÁLEZ

Servicio de Radiofísica. ERESA - Consorcio Hospital General Universitario de Valencia.

Introducción y objetivos: Recientemente, el sistema de planificación Pinnacle3 (Philips Medical Systems, Madison, USA) ha pasado de la versión 6.2b a la versión 7.4f. La idea de la nueva versión es la de aumentar la exactitud del modelo para corregir ciertos problemas y simplificar el modelado de las unidades de irradiación, con vistas a un aumento de la precisión en la dosis calculada. En el presente trabajo hemos realizado una evaluación de las diferentes variaciones de la versión 7.4f respecto a la versión 6.2b para la implementación y uso clínico de esta nueva versión.

Material y métodos: Las principales modificaciones a nivel dosimétrico de la versión 7.4f respecto a la previa son la caracterización de la penumbra, perfiles de dosis, factores de dispersión (especialmente para campos pequeños) y de la transmisión, así como la implementación del algoritmo de convolución/superposición. Para cada uno de estos factores, se ha diseñado un conjunto de pruebas dosimétricas a fin de evaluar la mejora que significa cada una de ellos. Estas pruebas se desarrollaron en un acelerador lineal Mevatron Primus (Siemens Medical Systems, Concorde, USA) y fueron analizadas mediante dosimetría con cámara de ionización y película radiográfica.

Resultados: Para cada uno de los factores analizados, se halla una mejora o equivalencia en la dosimetría respecto a la versión previa. Las diferencias entre las dosis calculadas y las medidas se mantienen en intervalos menores al 2% o 2 mm, para regiones bajo gradiente de dosis y alto gradiente de dosis, respectivamente.

Conclusiones: La versión 7.4f del sistema de planificación Pinnacle3 supone una mejora en la dosimetría clínica respecto a la versión previa 6.2b.

Palabras clave: Sistema de planificación, Pinnacle, radioterapia.

7134

PUESTA EN MARCHA DEL SISTEMA DE POSICIONAMIENTO EXACTRAC X-RAY 6D Y EVALUACIÓN INICIAL DE SU IMPLEMENTACIÓN EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

S. ALONSO ARRIZABALAGA, L. BRUALLA GONZÁLEZ,
D. PLANES MESEGUER, J. ROSELLÓ FERRANDO

Servicio de Radiofísica. ERESA - Consorcio Hospital General Universitario de Valencia.

Introducción y objetivo: A finales de enero de 2005 se ha instalado en nuestro servicio el primer ExacTrac X-Ray 6D (Brainlab A.G., Heimstetten, Germany) de España. Es necesario hacer una evaluación del sistema previo a su uso clínico que evalúe la exactitud del sistema, así como diseñar un programa de control de calidad, calibraciones, etc. También es necesario un estudio del impacto en el tiempo de máquina dedicado a cada paciente que el uso del nuevo sistema va a suponer y ver qué patologías o localizaciones anatómicas serían prioritarias.

Material y método: ExacTrac X-Ray 6D es un sistema de posicionamiento de Radioterapia (RT) compuesto por dos cámaras de infrarrojos (IR) que detectan marcas reflectantes colocadas en la piel del paciente, una cámara de vídeo para grabación en vivo y dos tubos de Rayos X (RX) de kilovoltaje (kV) enfrentados a sendos paneles de silicio amorfo (aSi).

El sistema funciona calculando la posición relativa de las marcas reflectantes detectadas sobre el paciente cuando se adquirió el TAC de planificación con respecto al isocentro planificado, y evaluando la diferencia de las mismas con las que detecta sobre el paciente en el momento del tratamiento. Una vez superpuestas ambas, se toman imágenes de kV que se superponen a una Radiografía Digitalmente Reconstruida (RDR) en las orientaciones correspondientes, que se utiliza como imagen de referencia para evaluar desplazamientos anatómicos.

Resultados y conclusiones: Puesto que el sistema se acaba de instalar y aún no ha entrado en uso clínico, se evaluarán los mismos en los próximos meses (trabajo en progreso).

Palabras clave: Radioterapia, posicionamiento, ExacTracXray.

7135

DETERMINACIÓN DEL PTV Y ESTUDIO DE LA TERAPIA ADAPTATIVA EN EL TRATAMIENTO DE LA PRÓSTATA

Material y métodos: En nuestro centro se aplica la técnica de I.M.R.T. en el tratamiento de la próstata. El posicionamiento del paciente tiene una importancia trascendental de cara al éxito del tratamiento. Para poder supervisar que el posicionamiento inicial se reproduce en el tiempo, se realizan TAC's de control periódicamente. Aprovechando la existencia de dichos TAC's se ha procedido a contornear en cada uno de ellos el GTV (próstata y vesículas seminales) y los órganos críticos recto y vejiga.

Si fusionamos el TAC de control con el TAC de planificación basándonos en las referencias externas y trasladamos los contornos del GTV y órganos críticos al TAC inicial podemos observar la variabilidad en la ubicación y la forma de los mismos a la hora de tratar al paciente. En función de esto podremos analizar en qué medida nuestro PTV engloba todas las posibles variaciones y si es posible reducir los márgenes empleados.

El siguiente paso consiste ahora en descargar el tratamiento del paciente. En primer lugar mantendremos el isocentro de partida y se compararán los histogramas entre los distintos GTV's y órganos críticos. El resultado obtenido se comparará con el que se habría alcanzado si se hubiese seguido una terapia adaptativa que modificase su isocentro en función de la posición del GTV.

El sistema de contorneo empleado es Advantage Sim y el sistema de planificación y fusión es Pinnacle de Philips.

Resultados y conclusiones: El punto de partida en nuestro trabajo es un PTV que se obtiene a partir del GTV aplicando como margen un centímetro en todas las direcciones menos en la parte posterior donde el margen aplicado es de 0,6 cm.

En la actualidad, todavía no se ha decidido la modificación de dichos márgenes a la espera de poder avanzar en el presente estudio ya que el planificador empleado es de reciente adquisición y, por consiguiente, sólo se ha analizado un número pequeño de pacientes del total disponible.

Actualmente no estamos aplicando la terapia adaptativa en el tratamiento de los pacientes. Para su implantación se haría uso de un sistema de posicionamiento que acabamos de instalar (el EXACTRAC de Brain Lab) gracias al uso de imágenes basadas en Rayos X propias de Radiodiagnóstico (energías del orden de KV) que nos permitirá ver con nitidez la posición de marcadores internos y a partir de ellos determinar la nueva ubicación del isocentro.

Por todo ello, dependiendo del resultado del estudio, la técnica empleada para el tratamiento de la próstata en nuestro centro es probable que varíe a lo largo de los próximos meses.

Palabras clave: *Terapia adaptativa, PTV, fusión.*

RADIOTERAPIA. DOSIMETRÍA FÍSICA

8002

INCERTIDUMBRE EXPERIMENTAL ASOCIADA A DIFERENTES MANIQUÍES EMPLEADOS EN LAS MEDIDAS DE DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

S. VARGAS CASTRILLÓN, R. JIMÉNEZ ROJAS, M.A. LÓPEZ BOTE, F. SIERRA DÍAZ, M. GÁLVEZ OCHOA, J.M. ORDIALES SOLÍS, J.M. PENEDO COBOS, M. VALBUENA MARÍN

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

Introducción: Un programa de garantía de Calidad en Radioterapia supone controles frecuentes, dependiendo del objetivo y de la periodicidad del control es apropiado el uso de diferentes maniquíes. La experiencia en el uso de tres maniquíes para el control de la tasa de dosis absorbida, nos ha llevado a concluir que existen discrepancias sistemáticas. En haces de fotones y para las energías menores (6 MV y Co-60) alcanzaban el 3%. Este trabajo presenta el estudio de las causas.

Material y método: Una unidad de Cobaltoterapia Alcyon II y tres aceleradores lineales de la firma Elekta: SL-75.5 (6 MV), SL18 (6 y 15 MV) y Precise (6 y 15 MV). Cámaras dedal NE-2571 y Wellhofer FC65.

Maniquí RFA300: Dimensiones 49,5x49,5x49,5 cm, dispositivo específico para posicionar, escala del analizador para estimar la posición del centro de la cámara, funda de látex para la cámara NE, incidencia del haz a 0°. Cámara en posición horizontal.

Maniquí NE: Dimensiones 30x30x22 cm, la cámara se posiciona en el interior de un alojamiento fijo. La cámara FC65 no se puede alojar por el diámetro del tallo. Profundidad del centro de la cámara estimada por una escala en la pared del maniquí, con la dificultad de estimación del menisco. Incidencia a 0° del haz de radiación. Cámara en posición horizontal.

Maniquí W33: Dimensiones 30x30x30 cm, la cámara se aloja en el interior de una camisa de PMMA, que se desplaza según una escala metálica. La escala coincide con el centro de la cámara dedal de 0,6 cm³. La incidencia de la radiación se realiza a angulaciones de 90° y 270°, atravesando la pared del maniquí por una zona específica de espesor menor. La cámara está en posición vertical. Se ha observado un progresivo abombamiento de dicha pared de ~ 5 mm. Se ha estimado la desviación de la escala con una regla metálica y un calibre de precisión 0,5 mm.

Resultados y conclusiones: El maniquí NE tiene un alojamiento para la cámara con un espesor de la pared de 3 mm. Dado que el protocolo TRS-398 recomienda que éste sea menor o igual que 1 mm, hemos intentado paliar esta dificultad calculando un factor p_{wall} correspondiente a dos interfases, agua-plástico y plástico-cámara.

Se ha estimado la variación en dosis medida en angulaciones de 0°, 90°, 270°, encontrándose que es no significativa, excepto para el caso del acelerador SL-75 que se ha obtenido un valor de 0,7%.

Se han efectuado las siguientes correcciones: la escala de la W33, la corrección por espesor equivalente a agua de la pared de la W33 y la que supone una mayor contribución que es el abombamiento de la pared de la W33. Esta última corrección es asimismo la más delicada de determinar y su aumento es progresivo. Con estas correcciones la discrepancia entre maniquíes se ha reducido al 1%.

Palabras clave: Radioterapia, dosimetría física, control de calidad.

8003

IMPLANTACIÓN DEL PROTOCOLO TRS-398 (OIEA) EN HACES DE ELECTRONES

S. VARGAS CASTRILLÓN, M.A. LÓPEZ BOTE, F. SIERRA DÍAZ, R. JIMÉNEZ ROJAS, M. GÁLVEZ OCHOA, J.M. ORDIALES SOLÍS, J.M. PENEDO COBOS

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

Introducción: En el HGUGM se implanta clínicamente el primer acelerador lineal en el año 1984. La dosimetría física se estableció de acuerdo al protocolo SEFM. En el año 2003 adoptamos el nuevo protocolo internacional TRS-398, IAEA, en haces de fotones. Finalmente, en el año 2004, hemos afrontado la adopción del TRS-398 en haces de electrones.

Material y método: En el HGUGM existen dos aceleradores lineales con haces de electrones, SL18 y Precise de la firma Elekta de energías nominales 4, 6, 8, 10, 12, 15 y 18 MeV. Como instrumentación de referencia se dispone de electrómetro Farmer 2570/1 y una cámara dedal, NE2571, con un coeficiente de calibración en unidades de dosis absorbida en agua para la energía del Co-60, obtenido en el LNMRI del CIE-MAT. En la dosimetría de electrones se emplea como

instrumentación de campo el mismo electrómetro y dos cámaras plano paralelas: NACP (utilizada desde 1984) y Roos. Las medidas se han realizado en el seno de agua en el maniquí RFA300 (Scanditronix).

Caracterización de los haces de electrones para determinar las magnitudes necesarias, R_{50} y Z_{ref} . Se realizan barridos con los detectores de semiconductor y medidas punto a punto con la cámara Roos determinando las lecturas de ionización a R_{100} , R_{50} y Z_{ref} . Posteriormente se transforman en dosis. La discrepancia observada entre ambos procedimientos en los parámetros de alcance es ≤ 2 mm.

Determinación del $N_{D,W}$ para las cámaras plano-paralelas frente a la cámara de referencia en el seno de agua en el maniquí RFA300 en las condiciones recomendadas por el TRS-398: haz de Co-60 y haz de electrones de 15 MeV (la energía de 18 MeV es más inestable). De igual manera para la cámara Roos se dispone de un certificado de calibración expedido por el fabricante. Los valores obtenidos difieren entre sí y con el del certificado menos de un 2%. Se opta por el obtenido experimentalmente en haces de electrones.

Condiciones de medida, SEFM: aplicador 14x14 cm², DFS = 96 cm, medidas en la profundidad del máximo. TRS-398: aplicador 14x14 cm², DFS = 100 cm, medidas en la profundidad de referencia.

Resultados y conclusiones: La discrepancia observada entre ambos protocolos en la tasa de dosis en condiciones de referencia es del orden del 3% para las diferentes energías disponibles. Lo que entendemos que implica una adecuada consistencia entre los mismos. En las condiciones descritas, la disponibilidad de tiempo necesario de unidad de tratamiento la hemos estimado en 8 horas. De las cuales, al menos 3 horas han de ser en una sesión continuada de medida. De igual manera, es necesario elaborar previamente una hoja de cálculo con los diferentes parámetros y operaciones necesarias.

Palabras clave: Radioterapia, dosimetría física, electrones.

8007

ANÁLISIS DE LAS VENTAJAS DOSIMÉTRICAS DE UN DETECTOR DE DIAMANTE: EVALUACIÓN DE LA PENUMBRA

R. BERENGUER SERRANO, M. RIVERA JIMÉNEZ, J. MELGAR PÉREZ

Unidad de Radiofísica - Servicio de Radioterapia
Complejo Hospitalario Universitario de Albacete.

Introducción: Las propiedades dosimétricas del detector de diamante han sido estudiadas en profundidad por varios autores. En nuestro caso, se evaluaron: 1) la dosis de preirradiación, 2) la reproducibilidad, 3) la estabilidad temporal de la respuesta, 4) la linealidad, 5) la dependencia con la calidad del haz, 6) la dependencia con la tasa de dosis y 7) finalmente se hizo especial hincapié en la comparación de la penumbra medida con este detector y la medida con otros detectores.

Material y método: El detector de diamante empleado fue el tipo 60003 de la firma comercial PTW-Freiburg. Las medidas se realizaron en una cuba de agua MP-3 y con electrómetro UNIDOS de la misma firma.

Para realizar la prueba 6, se modificó la distancia fuente-superficie, la profundidad y la tasa de trabajo del acelerador lineal. A continuación, se midieron los rendimientos en profundidad con este detector para corregirlos después por este efecto y compararlo con los medidos con cámara de ionización.

En la prueba 7, se midieron campos pequeños (2x10 cm²) a distintas profundidades con el detector de diamante y con diversos detectores. Se midió también con cámara Pin-Point y el perfil obtenido así se deconvolucionó siguiendo el procedimiento de otros autores para compararlo con el medido con el detector de diamante.

Resultados: Entre las características más interesantes, se encontró:

- 1) La dosis de preirradiación fue de 15 Gy pese a que el valor recomendado por el fabricante es menor de 10 Gy.
- 2) La reproducibilidad, estabilidad temporal y linealidad mostraron valores dentro de tolerancia.
- 3) La máxima variación de sensibilidad entre X6MV y X18MV en fotones fue menor de 0,5%. Para electrones en el rango entre E6MeV hasta E15MeV, la variación fue menor de 2,7%. No se encontró una diferencia de sensibilidad entre fotones y electrones.
- 4) Se observó tal y como predice la teoría un efecto de dependencia con la tasa de dosis. El valor D encontrado fue similar al de otros autores (0,976). Sin embargo, se observó que, aunque este parámetro sirve para corregir el PDD medido con este detector (siguiendo la expresión $PDD(d) = [M(d) / M(d_{max})]^{1/\Delta} * 100$, el parámetro tiene cierta dependencia con el tamaño de campo con el que se ha estimado y por tanto sugiere un cierto efecto energético debido posiblemente al material de contacto tal y como observaron W. Laub y colaboradores.

- 5) La deconvolución del perfil medido con cámara Pin-Point mostró una buena correlación con el perfil medido con el diamante con su eje perpendicular al haz. Este hecho sirvió para asumir este perfil como válido para hacer las comparaciones con los perfiles obtenidos por el planificador XIO v4.1.1.

Conclusiones: Se ha observado que el detector de diamante no presenta grandes ventajas frente a otros detectores, y su característica más relevante es la medida relativa de perfiles para campos pequeños.

8008

EQUIPO DE TERAPIA SUPERFICIAL: ESTADO DE REFERENCIA INICIAL Y CONTROL DE CALIDAD

D. JURADO, T. EUDALDO, P. CARRASCO, N. JORNET, A. RUIZ, M. RIBAS

Servei de Radiofísica i Radioprotecció. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

Introducción y objetivos: El equipo Pantak Therapax SXT 150 es una unidad de terapia que proporciona ocho haces de rayos X de baja y media energía. El objetivo de este trabajo es establecer el estado de referencia inicial y, dada la falta de consenso en la literatura al respecto, los controles periódicos que forman parte del control de calidad. Para la caracterización completa y consistente de los haces, se han medido todos los parámetros dosimétricos implementando el protocolo IAEA TRS-398.

Material y métodos: Se determinaron: la primera y segunda capas hemirreductoras (CHR), la tasa de dosis absorbida en condiciones de referencia (D_{ref}), los factores de campo (OF), los porcentajes de dosis en profundidad (PDD), y los perfiles.

Para los fotones de bajas energías se utilizó una cámara plano-paralela PTW M23342 y un maniquí de láminas de PMMA. Las medidas de fotones de energías medias se realizaron en agua utilizando dos cámaras cilíndricas sumergibles: PTW M30013 tipo Farmer y PTW TW31002 de $0,125 \text{ cm}^3$ para los aplicadores de diámetro inferior a 3 cm. Estas tres cámaras se conectaron a un electrómetro PTW 10001 UNIDOS. La cámara PTW M23342 junto con el maniquí de PMMA, y la cámara PTW M30013 estaban calibradas en estándares de dosis absorbida en agua.

Para las energías medias no fue posible realizar medidas en superficie, obteniéndose dicho valor mediante un ajuste polinómico de las distribuciones de ionización en profundidad medidas.

Los perfiles se determinaron para todos los aplicadores mediante placas de verificación de terapia Kodak X-Omat V, leídas mediante el densitómetro Scanditronix RFA-300 en la dirección ánodo-cátodo y en la perpendicular, determinando la planitud y la simetría.

En base a la literatura, a los resultados de estas pruebas y a nuestra experiencia, se decidieron los controles periódicos a realizar.

Resultados: Se presentan los valores de los parámetros dosimétricos. Los de la primera CHR oscilan entre 0,45 mm Al y 1,48 mm Cu, y los de la segunda CHR son mayores que los de la literatura. Los valores de D_{ref} oscilan entre 8,89 y $0,78 \text{ Gy min}^{-1}$. La corrección por tiempo efectivo es significativa y tiene que considerarse. En los casos en que ha sido posible una comparación, la diferencia de PDDs con los de la literatura está dentro del 5%. Para el haz de menor energía se observa un efecto talón en los perfiles.

Se presentan también los controles periódicos a efectuar: tipo de prueba, periodicidad, personal, tolerancia y nivel de acción.

Conclusiones: Se recomienda medir todos los parámetros de la unidad.

La definición de OF para energías medias del protocolo implica el uso de dosis en superficie; en nuestro centro se ha redefinido para considerar únicamente dosis a 2 cm de profundidad.

Las tasas de dosis que permite la unidad pueden llegar a ser del orden de 20 Gy min^{-1} . Se desaconseja el uso de estas tasas ya que cualquier fluctuación o error podría causar un error serio en la dosis administrada al paciente.

Palabras clave: Rayos X bajas energías, dosimetría, protocolo IAEA TRS-398, control de calidad.

8011

DISEÑO DE UN DESVIADOR MAGNÉTICO PARA MEDIDAS DE CONTAMINACIÓN DE ELECTRONES EN HACES DE FOTONES

A. LÓPEZ MEDINA¹, A. TEIJEIRO¹, M. HERNÁNDEZ¹, J. MIRA²

¹Instituto Galego de Medicina Técnica Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital do Meixoeiro (Vigo). ²Dpto. de Física aplicada. Facultad de Físicas. Universidad de Santiago de Compostela.

Introducción: Para la realización de un desviador magnético que permita medir la contaminación de

electrones existen dos posibilidades: utilizar electroimanes¹⁻³ o imanes permanentes⁴⁻⁷. Dadas las características de los actuales imanes permanentes de NdFeB (Neodimio, Hierro y Boro), se ha optado por esta segunda solución, ya que resulta más fácil de construir, es más barata y más simple que la basada en electroimanes.

Material: El desviador magnético consiste en la unión de dos imanes permanentes con una armadura de hierro dulce (en forma de U). Esta disposición, permite confinar mejor las líneas de campo en el entrehierro, evitando posibles influencias indeseadas con la cabeza del acelerador y aumentando el valor del campo magnético en la trayectoria del haz. Los imanes se han elegido de NdFeB (Neodimio Hierro Boro) por su alto campo coercitivo y remanente. El tamaño del entrehierro va estar determinado por el compromiso entre poder medir campos grandes (10x10) y obtener valores de campo magnético lo suficientemente grandes (200 mT) para desviar fuera del haz los electrones de contaminación, en el punto donde se encuentra la cámara con la que vamos a medir.

Resultados: El campo magnético medido en el centro del haz es 200 mT, valor que se corresponde con el simulado (216 mT) en 2D por elementos finitos y la forma del campo en el plano medio es similar a la simulada. Se realizaron placas para medir el ángulo de desviación de los electrones (17,4° para un haz de 18 MeV y 32,5° para 12 MeV).

Conclusiones: Se ha diseñado y construido un desviador magnético mediante imanes permanentes con un bajo coste que nos ha permitido medir y caracterizar contaminación de electrones en haces de fotones⁸. Este diseño, también puede utilizarse para la medida directa del indicador de calidad del haz definido en el TG-51^{9,10} y puede estudiarse su uso como modificador del haz si se desea reducir la dosis en la piel del paciente en un tratamiento radioterápico.

Referencias

- Biggs PJ, Russell MD. "An investigation into the presence of secondary electrons in megavoltage photon beams," *Phys Med Biol* 1983;28:1033-43.
- Ling CC, Schell MC, Rustgi SN. "Magnetic analysis of the radiation components of a 10 MV photon beam." *Med Phys* 1982;9:20-6.
- Biggs PJ, Ling CC. "Electrons as the cause of the observed dmax shift with field size in high energy photon beams". *Med Phys* 1979;6:291-5.
- Biggs PJ. "The forward production of high-energy electrons from megavoltage photon beams," *Med. Phys* 1987;14:767-771.
- Jursinic PA, Mackie TR. "Characteristics of secondary electrons produced by 6, 10 and 24 MV x-ray beams". *Phys Med Biol* 1996;41:1499-1509.
- López Medina A, Teijeiro A, Salvador F, Vázquez J, Medal D, Salgado M, Carrión MC. "Electron contamination in a 6 MV photon beam," *Physica Medica* 2003; XIX 73 (abstract).
- Sjögren R, Karlsson M. "Electron contamination in clinical high energy photon beams". *Med Phys* 1996; 23: 1873-81.
- Lopez A, Teijeiro A, Garcia J, Esperon J, Terron JA, Ruiz DP, Carrion MC. "Characterization of electron contamination in megavoltage photon beams". *Medical Physics* (Pendiente de publicación).
- Lopez Medina A, Teijeiro A, Salvador F, Medal DJ, Vazquez Salgado M, Carrion MC. "Comparison between TG-51 and TRS-398: Electron Contamination Effect on Photon Beam Quality Specification". *Phys Med Biol* 2004; 49: 17-32.
- Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, Nath R, Rogers DW. "AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams". *Med Phys* 1992; 6: 1847-70.

Palabras clave: Desviador magnético, contaminación de electrones, calidad del haz, TG-51, TRS-398, haz de fotones.

8023

CÁLCULO DEL FACTOR CUÑA VIRTUAL BASADO EN MAGNITUDES CLÁSICAS

L. I. RAMOS, J. D. AZCONA

Departamento de Oncología, Clínica Universitaria de Navarra, Pamplona.

Introducción: Hoy el uso de cuñas virtuales extendido. Los planificadores modelan estas cuñas, sin embargo es importante un método simple que permita cálculos rápidos y alternativos al planificador.

El objetivo del siguiente trabajo es describir un método basado en las magnitudes experimentales clásicas, capaz de calcular la dosis en campos con cuñas virtuales.

Teoría: La cuña virtual se puede descomponer como suma de n campos estáticos asimétricos. Para la cuña virtual Siemes y pasando al límite,

$$Wf(\alpha, LW, z) = \cosh\left(c \frac{L}{2} \tan \alpha\right) - \frac{c \tan \alpha}{2D(LW, z)} \int_0^L \sinh\left(c \frac{x}{2} \tan \alpha\right) D(|x|w, z) dx$$

Esta ecuación sobrestima el valor real pero cada vez mejor conforme aumenta el tamaño de campo L, y en general es muy buena para los tamaños de campo normales.

Material y métodos: Para probar la validez de la ecuación se midió el factor de cuña a 10 y 20 cm de profundidad en agua en campos 5x5, 10x10 y 20x20 cm² y los ángulos de cuña 15°, 30°, 45° y 60°.

Las medidas se hicieron con una cámara Farmer PTW 30001 conectada a un electrómetro PTW unidos. Para minimizar los posibles efectos de gradiente, el eje mayor de la cámara se puso perpendicular a la dirección de la cuña.

Resultados: El error medio es del -0,9%, con una desviación máxima del -2,7%. Las desviaciones mayores se producen para el campo más pequeño el de 5x5. Para el resto de campos la ecuación ofrece un mejor resultado que mejora conforme aumenta el tamaño de campo.

Dentro del mismo tamaño de campo la ecuación responder mejor conforme el valor de la cuña es menor.

Conclusiones: La ecuación propuesta permite calcular los factores de cuña virtual usando un conjunto de magnitudes comunes en dosimetría y sin necesidad de ningún resultado previo sobre las cuñas. Ofrece además una forma elegante de deducir la ecuación de Desorby.

Aunque la precisión para los casos de interés es buena, en campos pequeños se puede mejorar si la dosimetría de estos campos mejora.

Esta ecuación se puede extender para campos asimétricos y para puntos de cálculo fuera del eje, usado por ejemplo el algoritmo de Rosenber⁸, aunque en tal caso el resultado final se complica.

Este mismo método se puede emplear para calcular la dosis para cuñas dinámicas Varian, en este caso habría que deducir una ecuación como la anterior usando la tabla de segmentación del tratamiento.

8037

FACTORES DE DISPERSIÓN DE CAMPOS IRREGULARES DELIMITADOS POR UN COLIMADOR MULTILÁMINAS

F. PIZARRO*, J. SÁNCHEZ*, A. HERNÁNDEZ*, S. FERNÁNDEZ*, A. GARCÍA*, J. A. FONT*

* Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza. + Área de Radiología y Medicina Física. Facultad de Medicina de Zaragoza.

Objetivo: Buscar un método empírico que permita determinar los factores de corrección: a) por la dispersión originada en el cabezal de un acelerador li-

neal de electrones y b) en el maniquí, en el caso de campos de RX delimitados por colimadores multiláminas, con el fin de incluirlos en un método de verificación independiente de cálculo de unidades monitor.

Material y método: Se han realizado medidas en un maniquí de agua y en un minimaniquí para haces de RX de 6 MV y 18 MV suministrados por un acelerador Primus (Siemens). A partir de ellas se han determinado los factores de dispersión en el cabezal y en el maniquí.

Se han seleccionado cuatro grupos de campos: cuadrados, rectangulares, con formas extraídas de distintos tratamientos y con formas geométricas.

Los pasos seguidos han sido los siguientes:

- a) Factores de dispersión en el cabezal
 - Realizar una parametrización de los factores de dispersión de los campos cuadrados.
 - Determinar el cuadrado equivalente de los campos rectangulares a partir de una expresión que tiene en cuenta el efecto de intercambio de los colimadores.
 - Determinar el cuadrado equivalente de los campos irregulares usando esa misma expresión, con un valor de la dimensión en la dirección de las láminas calculada a partir de del área del campo.
 - Determinar los factores de dispersión en el cabezal de los campos irregulares a partir de su cuadrado equivalente y la parametrización hecha para campos cuadrados.
- b) Factores de dispersión en el maniquí.
 - Determinar los factores para campos cuadrados.
 - Calcular el factor de dispersión de los campos irregulares a partir de ellos, usando el método de Clarkson.

Resultados: Las diferencias entre los valores calculados y los experimentales obtenidas para la mayoría de los campos son, para los factores de dispersión en el cabezal, inferiores al 1% y para los factores de dispersión en tejido ligeramente mayores.

Conclusión: El método utilizado para calcular los factores de dispersión resulta útil para la finalidad propuesta, ya que los resultados obtenidos concuerdan con los experimentales mejor que otros métodos simples de cuadrados equivalentes y, además, es sencillo de implementar en la práctica.

Palabras clave: Colimador multiláminas, factores de dispersión en el cabezal y en el tejido.

EVALUACIÓN DEL CÁLCULO DE FACTORES DE CAMPO DE CAMPOS CONFORMADOS DE UN ACELERADOR CLINAC 2100C Y VERIFICACIÓN DEL CÁLCULO DEL PLANIFICADOR PCRT 3D V4.31.

I.J. SAINZ, C. BODINEAU, J. MACÍAS, P. GALÁN
Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga.

Introducción y objetivos: La disposición de las mandíbulas y de las multiláminas con respecto al foco en un acelerador lineal de electrones determinan la variación de la dosis del campo conformado con respecto al campo abierto. En este estudio se evalúan diversos métodos de aproximación al cuadrado equivalente de campos conformados con el objetivo de encontrar el más adecuado que ajuste los valores encontrados experimentalmente para este tipo de aceleradores. Además los resultados van a ser contrastados con los calculados por el planificador utilizado en nuestra práctica clínica, para conocer las posibles desviaciones cometidas en el cálculo de las UM.

Material y métodos: Las medidas de 13 campos conformados con multiláminas se realizan para las dos energías nominales 6MV ($TPR_{20,10}=0.672$) y 18MV ($TPR_{20,10}=0.786$) en el acelerador Clinac 2100C de Varian con colimador multiláminas Millennium MLC de 80 láminas. Las conformaciones han sido inspiradas en las propuestas por protocolos de control de calidad de planificadores internacionales y nacional. Se utiliza caperuza de aluminio en las medidas del factor de campo en aire. Utilizamos la fórmula de Sterling, así como la modificada por Vadash y Bjärngard, que tiene en cuenta la disposición de las mandíbulas, $c_e = ((G+1)XY/(GX+Y))(1)$ para la estimación del lado del cuadrado equivalente en los factores de campo del colimador; para el factor de campo total utilizaremos la expresión $s_e = (A - A_{bloqueada})/2(2)$ y también la de Sterling. El planificador utilizado es el PCRT 3D v4.31 de Técnicas Radiofísicas.

Resultados: Para este acelerador la corrección de la fórmula de Sterling presentada por Vadash y Bjärngard supone una mejora considerable en el factor de campo del colimador si se toma como el valor de X la relación entre el área del campo conformado abierto y el valor de Y en ambas energías. Para el factor de campo la mejor aproximación es tomar el lado del cuadrado equivalente resultante de la expresión (2) para ambas energías. Con respecto al cálculo del planificador encontramos una desviación media para

el factor de campo conformado de un $(1,5 \pm 0,8)\%$ para la mayor energía y de $(1,1 \pm 1,0)\%$ para la menor. Para el factor de campo del colimador es de un $(1,3 \pm 1,0)\%$ para la mayor y de $(0,4 \pm 0,3)\%$ para la menor.

Conclusiones: La utilización de campos conformados en un acelerador Clinac 2100C suponen pequeñas variaciones con respecto al campo abierto equivalente. Estas variaciones conllevan errores en el cálculo de las UM, que pueden ser corregidas por expresiones sencillas en la estimación del lado del cuadrado equivalente. Aunque en algunas de las conformaciones el planificador supera el 2% de desviación en el cálculo de las UM, no siendo superior a un 3%, podemos afirmar que el cálculo de este planificador con las características del acelerador utilizado es aceptable para la práctica clínica.

Palabras clave: Conformación, factor de campo, planificador, control de calidad, acelerador.

ANÁLISIS DE LOS PERFILES DE CAMPOS PEQUEÑOS CIRCULARES PARA RADIOCIRUGÍA CON PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS

R. RUIZ, G. ARREGUI, J.L. OSORIO, X.J. JUAN, A. ORELLANA, J.A. BULLEJOS

Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada.

Introducción: Son bien conocidas las dificultades que aparecen a la hora de trabajar con campos pequeños, como es el caso de la radiocirugía. Es por ello que nos proponemos, debido a la incertidumbre que introduce el espesor de las cámaras de ionización y a la no linealidad de las placas radiográficas, la utilización de placas radiocrómicas para la obtención de perfiles de campos pequeños aprovechando el amplio rango de linealidad de las mismas.

Material y métodos: Los campos pequeños vienen dados por los conos para radiocirugía de BrainLab. La obtención de los perfiles la realizamos mediante:

1. La cámara pin-point y la cuba de PTW con su correspondiente software Mephysto.
2. Placas para verificación en radioterapia Kodak X-Omat V
3. Placas radiocrómicas GAFCHROMIC MD-55
4. Escáner UMAX Powerlook 2100 XL
5. Densitómetro óptico Darklight-duo de Medset

Para las placas radiocrómicas y radiográficas se ha obtenido una curva de ajuste dosis-gris de las imágenes obtenidas con el escáner en valores de 256 grises. Esta curva se ajusta a una recta en el caso de las placas radiocrómicas y a un polinomio en el caso de las radiográficas. Se compara el perfil ajustado con el perfil medido con la cámara pin-point.

Resultados: Los perfiles obtenidos presentan menos penumbra que los medidos con cámara de ionización y son más fiables que los medidos con placa radiográfica, dada su linealidad con la dosis.

Conclusiones: La película radiocrómica puede ser utilizada para medida de perfiles de campos pequeños, siempre que la calibración dosis-gris vaya paralela a la medida.

Palabras clave: Placas radiocrómicas, radiocirugía y campos pequeños.

8051

EL EFECTO TÉRMICO SOBRE LA RESPUESTA DE LAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN USADAS EN NIVELES DE TERAPIA

A.M. GONZÁLEZ, A. BROSED

Metrología de Radiaciones Ionizantes, CIEMAT. Madrid.

Introducción: Una avería en el sistema de acondicionamiento del Laboratorio de Referencia Gamma en niveles de terapia del CIEMAT permitió obtener una correlación entre la respuesta de las cámaras patrones (intensidad, I) corregida a las condiciones climáticas de referencia (20°C, 101,325 kPa y 50% HR) y la temperatura a la que se encontraban las cámaras.

En paralelo, en el 2004 se publicó un artículo en el que también se ponía de manifiesto la dependencia de la respuesta de las cámaras con la temperatura¹, por lo que cabe pensar en la existencia de un efecto de dilatación de los diferentes materiales que intervienen en la construcción de una cámara de ionización.

Se han realizado medidas con dos de los modelos de cámaras más usados en el ámbito hospitalario PTW30006 y NE2571, con las cámaras patrones nacionales Shonka 346, 413 y 416 y con la cámara PTW30012 por estar constituida de los mismos materiales que la cámara NE 2571.

Material: La medida de la corriente de ionización procedente de cada cámara se realiza en las mismas

condiciones que para la determinación de la D_w de referencia del Laboratorio (DFD=1 m, campo 10 cm x 10 cm, profundidad 5 g/cm²) y todas las medidas se corrigen a columna de aire nulo.

La variación de temperatura del agua durante cada proceso de medida es inferior a 0,01°C.

La instrumentación utilizada es:

Unidad Theratron 780 del CIEMAT

Sistema de medida de corriente débiles: Balanza de Townsend

Cámaras de ionización: PTW30006, PTW30012, NE2571, Shonkas 346, 413 y 416

Resultados: Para cada modelo de cámara PTW30006, PTW30012 y NE2571 se obtienen 14 valores de I determinados en el intervalo de temperaturas de 18°C a 25°C. Cada valor procede de promediar 5 medidas.

Para las cámaras Shonka, se obtienen 23 valores de I determinados en el intervalo de temperaturas de 17,5°C a 25,5°C.

Para cada modelo de cámara se traza la recta de ajuste: respuesta de la cámara frente a la temperatura, obteniéndose en cada caso su pendiente, a, e incertidumbre.

Se determina el coeficiente térmico como:

$$\alpha = \frac{a}{y(\text{to})} (\text{°C})^{-1}$$

Los resultados obtenidos son:

Shonka $\alpha = 4,3 \cdot 10^{-4} \pm 5,4 \cdot 10^{-5}$ (k=1)

NE 2571 $\alpha = -7,3 \cdot 10^{-5} \pm 7,2 \cdot 10^{-5}$ (k=1)

PTW 30012 $\alpha = -2,1 \cdot 10^{-4} \pm 7,3 \cdot 10^{-5}$ (k=1)

PTW 30006 $\alpha = -1,2 \cdot 10^{-3} \pm 7,5 \cdot 10^{-5}$ (k=1)

Conclusiones:

1. El efecto de la temperatura sobre el volumen sensible de una cámara es una magnitud de influencia a considerar a través de un factor de corrección $1-(\theta-20)\alpha$, siendo θ la temperatura de la cámara y α el coeficiente térmico.
2. El efecto térmico no es significativo o escasamente significativo en cámaras con paredes de grafito como NE 2571 y PTW 30012, respectivamente, mientras que es importante en la cámara PTW 30006, por lo que se refuerza la recomendación de emplear cámaras con paredes de grafito como cámaras de referencia.
3. El efecto sobre la cámara PTW 30006 resulta ser más de 3 veces superior al deducido de la Ref. 1.

Referencias

1. Indra J.Das, Timothy C.Zhu "Thermal and temporal response of ionization chambers in radiation dosimetry". Med Phys 2004; 31 (3).

Palabras clave: Efecto térmico, cámara de ionización, PTW30006, PTW30012, NE2571, Shonka.

8066

CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE HACES GENERADOS POR APLICADORES DE RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

M. GÁLVEZ, E. CABELLO, R. MEIRIÑO, D. DE LA MATA, J. SERRANO, F.A. CALVO

Clínica La Luz de Madrid.

Introducción: En la Clínica La Luz se ha implantado la técnica de Radioterapia Intraoperatoria, (RIO). En este trabajo se aborda la caracterización dosimétrica de los haces de radiación generados por los aplicadores RIO, con conos de diámetro variable y cuatro angulaciones de bisel por cono, así como para todas las energías disponibles.

Material y método: Las medidas se realizaron en un Acelerador Lineal Clínica 21EX (Varian), para las energías nominales de 6,9,12,16 y 20 MeV. La instrumentación dosimétrica utilizada fue un sistema analizador automático de haces de radiación en cuba de agua MP3, con detectores de semiconductor (scanditronix) para las medidas relativas y con cámara plana ROOS y electrómetro UNIDOS de PTW para las medidas absolutas.

Los dispositivos RIO utilizados, fueron suministrados por Medical Radioprotección, y consisten en un aplicador que se adapta al cabezal de la unidad y en su parte inferior dispone de un conector flotante al que se unen los conos de diferentes tamaños. Los conos disponen de una parte distal oblicua que se fijan con respecto al eje geométrico del campo con ángulos de 0°,15°,30° y 45°.

El estudio dosimétrico se realizó a la DFS de referencia de los aplicadores e incluyó:

- PDD medidas a lo largo del eje clínico, que es diferente al eje geométrico en el caso de los aplicadores biselados.
- Perfiles de dosis en las dos direcciones ortogonales a las profundidades de $R_{máx}$, R_{90} , R_{80} , R_{50} y R_{20} .
- Construcción de curvas de isodosis.
- Dosis/UM, medidas en un punto a la profundidad del máximo de dosis en el eje geométrico, y a lo largo del rango terapéutico de distancias.

Resultados y conclusiones: Las dosis / UM en función de la angulación del bisel, para los distintos conos y sus cuatro biseles, se mantiene prácticamente constante en cada energía, siempre que se mantenga la misma apertura de las mandíbulas del colimador secundario de fotones. Sin embargo, esta última condición no es posible en algunos tamaños de cono, ya que al aumentar el bisel y la energía, para una misma apertura de colimadores, los perfiles de dosis entre la superficie y la profundidad de la dosis máxima, alcanzan un aumento de la dosis en los bordes del campo (cuernos), inaceptables terapéuticamente lo que conlleva a tener que ir chequeando la apertura con el fin de conseguir un perfil óptimo sin perder energía media del haz.

Como conclusión las medidas de PDD, perfiles de dosis y curvas de isodosis deben ser realizados para cada tamaño de cono, cada bisel, y todas las energías utilizadas en la práctica clínica.

Palabras clave: Radioterapia Intraoperatoria, dosimetría física, electrones, cono.

8069

EQUIVALENCIA AL AGUA EN HACES DE ELECTRONES DE DOS TIPOS DE PLÁSTICOS

D. CRELGO, A. RODRÍGUEZ, A. VILLACÉ, J. VIVANCO, J.M. GONZÁLEZ, J. FERNÁNDEZ, P. SÁNCHEZ

Unidad de Radiofísica. Hospital Central de Asturias. Oviedo.

Introducción: Aunque no se recomienda el uso de maniqués de placas de plástico, su utilización se hace imprescindible en ocasiones en haces de electrones de baja energía y más cómoda en pruebas del plan de garantía de calidad. Por esta razón se ha estudiado la equivalencia al agua de dos tipos de plásticos mediante la comparación de las distribuciones de ionización en profundidad y de los factores de calibración obtenidos en los tres medios en haces de electrones de 6 MeV y 20 MeV.

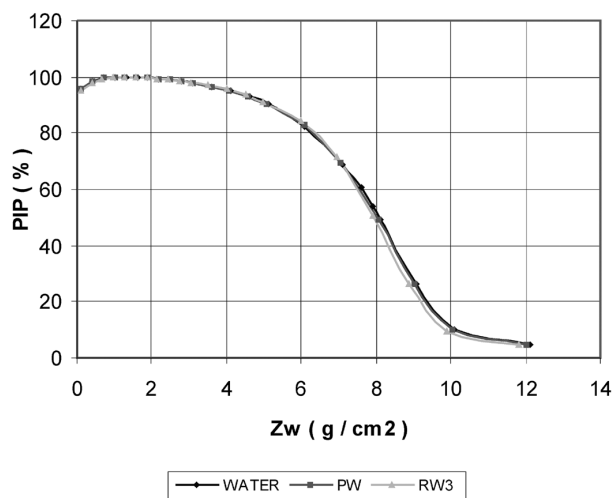
Material y métodos: Se han utilizado dos maniqués de placas de plástico, PW (Plastic Water, de CIRS) y RW3 (de PTW) y para las medidas en agua la cuba RFA300 (Scanditronix). En todos los casos se utilizaron la misma cámara plana (PTW 34001 Roos) y electrómetro (Keithley 35040), los haces de electrones de 6 MeV y 20 MeV, con aplicador de 10 cm x 10 cm y 100 cm de distancia foco superficie, de un CLINAC 2100CD (VARIAN). Para la obtención de las distribuciones de ionización en profundidad y los factores de calibración en la profundidad de referencia, se han seguido las recomendaciones establecidas en el código

TRS398 de IAEA, utilizando los valores de los parámetros necesarios proporcionados en dicho código.

Resultados: En lo que se refiere a los factores de calibración en la profundidad de referencia se observa que en el PW las diferencias con el agua son del 0,3 y 0,2% para 6 y 20 MeV respectivamente, mientras que en el RW3 son del 0,3 y 0,6% respectivamente. La comparación de las distribuciones de ionización en profundidad muestran para el PW desviaciones máximas < 0,25 mm en toda la curva de 6 MeV y < 1 mm en la de 20 MeV. Sin embargo, en el caso del RW3 son de 1,5 y 3 mm respectivamente, situándose en la zona de la curva más allá de R50.

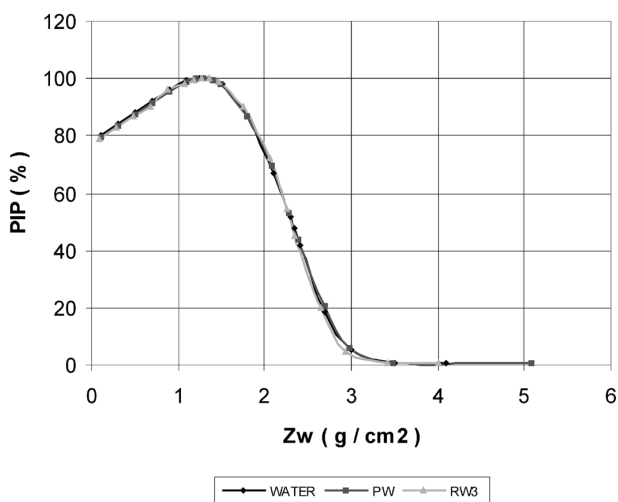
Comparativa Porcentaje de ionización en profundidad

Electrones de 20 MeV



Comparativa Porcentaje de ionización en profundidad

Electrones de 6 MeV



Conclusiones: Si se toma como criterio de equivalencia al agua que el factor de calibración difiera en <0,5% y que la distribución de ionización presente desviaciones máximas de 1,5 mm, queda demostrada la equivalencia al agua del PW en haces de electrones de bajas y altas energías. En el caso del RW3 la equivalencia queda demostrada únicamente para 6 MeV, quedando limitado su uso para bajas energías.

Si se ha verificado la equivalencia al agua de un maniquí de placas de plástico, y se sigue comprobando su validez en el tiempo, su utilización puede ser segura aún cuando no se recomiende en los códigos actuales.

8075

VERIFICACIÓN DE LA ESTABILIDAD DE LOS HACES DE RX DE UN ACELERADOR LINEAL DOTADO CON UN SISTEMA DE CUÑAS VIRTUALES

S. FERNÁNDEZ CEREZO¹, F. PIZARRO TRIGO¹, J.A. FONT GÓMEZ¹, J. SÁNCHEZ JIMÉNEZ¹, A. GARCÍA ROMERO¹, A. HERNÁNDEZ VITORIA^{1,2}, M. CANELLAS ANOZ¹, E. MILLÁN CEBRIÁN^{1,2}

¹ Servicio de Física y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario 'Lozano Blesa'. Zaragoza. ² Área de Radiología y Medicina Física. Facultad de Medicina. Zaragoza.

Objetivo: Establecer un método sencillo y fiable que permita determinar la estabilidad: a) de la dosis absorbida en condiciones de referencia, b) de la energía y c) del perfil de cuñas virtuales de los haces de fotones de un acelerador lineal de electrones, evaluando las incertidumbres asociadas a la medida de los parámetros correspondientes.

Material y método: Los haces de radiación analizados son de fotones de 6 MV y 18 MV de un acelerador Primus (Siemens). La verificación de la estabilidad de la dosis absorbida en condiciones de referencia y de la energía de los haces de radiación se realiza en una cuba de agua RFA 300 siguiendo el protocolo TRS 398¹. La estimación de las incertidumbres se realiza analizando todas las componentes que intervienen en la determinación de la dosis absorbida y del parámetro relacionado con la energía, TPR_{20,10}, siguiendo las recomendaciones publicadas^{2,3}. La cámara empleada es una NE-2571 y el electrómetro es del modelo NE 2620. Las medidas de los perfiles de las cuñas virtuales se realizan bien con placas Kodak EDR2 o bien con el analizador de haces Schuster. La estabilidad de las cuñas virtuales se controla determi-

nando el valor de la distribución de dosis en dos puntos situados simétricamente a 5 cm del eje del haz, una vez corregidos por el valor en esos mismos puntos del perfil determinado en el control de la homogeneidad del haz.

Resultados: Se presenta una hoja de cálculo Excel que permite evaluar la dosis absorbida en condiciones de referencia y la constancia de la energía del haz de fotones objeto de análisis, junto con las incertidumbres asociadas, así como los parámetros que caracterizan la posible variación del perfil de las cuñas virtuales.

Se presenta como ejemplo, los resultados de un estudio retrospectivo de la estabilidad de cada una de estas magnitudes para los haces de fotones considerados.

Conclusiones: La implementación de esta metodología en los controles mensuales de los haces de fotones de aceleradores lineales de electrones contribuye a evaluar de forma ágil y precisa la estabilidad de los haces de fotones.

Referencias

1. IAEA (2000). 'Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water'. International Atomic Energy Agency. IAEA Tech. Rep. Ser. No. 398 (Viena:IAEA).
2. Andreo P, Brosed A. (2001). 'Incertidumbre y sus componentes en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia usando los protocolos basados en N_k '. Tema 9, Curso C03-SEFM/00, Barcelona, 10-12 Mayo.
3. Brosed, A. (2004). 'Radioterapia. Patrones. Calibración y componentes de incertidumbre'. Tema 8, Curso C05-SEFM/04, Madrid, 25-29 Octubre.

Palabras clave: RX, dosis absorbida, incertidumbre, estabilidad.

8079

ESTUDIO DE LA INCERTIDUMBRE Y SUS COMPONENTES EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA DURANTE LA CALIBRACIÓN DEL HAZ

P. CASTRO, F. GARCÍA-VICENTE, C. MÍNGUEZ, A. FLORIANO, L. PÉREZ, J.J. TORRES

Servicio de Oncología Radioterápica y Radiofísica. Hospital Universitario de La Princesa. Madrid

Objetivos: Cuantificación y evaluación de la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua durante la calibración rutinaria de los haces de radiación terapéuticos, en el Servicio de Oncología Radioterápica del H.U. de La Princesa.

Material y método: Para ello se consideran las distintas incertidumbres asociadas a cada una de las componentes que toman parte en la calibración del haz. Dicha calibración se realiza para dos tipos de haces en el rango de energías típicas de la radioterapia: fotones de 6 MV y 25 MV y electrones de 6, 9, 12, 15, 18 y 21 MeV, proporcionadas por los aceleradores Saturno 40 y Saturno 43 (GE Medical System, USA). Las componentes a tener en cuenta son: lectura corregida del electrómetro, coeficiente de calibración, factor de corrección de calidad del haz y condiciones de referencia.

Resultados: Los resultados muestran que la incertidumbre combinada de dichas componentes para ambos tipos de haces, está entre 1,6%-1,7% para fotones y 2,1%-2,3% para electrones ($k=1$, en los dos casos). Los factores que contribuyen en mayor medida a esta incertidumbre son: la proporcionada por el laboratorio de calibración (PTB) para el coeficiente de calibración de la cámara, 1,1%, y la referida en el protocolo IAEA TRS-398 en el factor de corrección de calidad del haz, 1,0% para fotones y 1,7% para electrones. Ambas contribuciones sumadas cuadráticamente llevan a valores de 1,5% y 2,1%, respectivamente.

Conclusiones: La contribución del procedimiento de calibración establecido en el H.U. de La Princesa a la incertidumbre total es despreciable frente a las incertidumbres externas anteriormente mencionadas.

Además se constata la reducción de la incertidumbre con la adopción del formalismo basado en dosis absorbida en agua, 1,7% y 2,1%, en comparación con el basado en kerma en aire, 2,5% y 2,8% (Andreo, 1990), para fotones y electrones respectivamente.

Palabras clave: Incertidumbre, calibración absoluta de dosis absorbida.

8085

ESTUDIO COMPARATIVO DEL FACTOR DE DISPERSIÓN EN AIRE [O_o (C)] EN LOS ACELERADORES ELEKTA SL-25 Y MEVATRON PRIMUS: EFECTO DE INTERCAMBIO DEL COLIMADOR Y APLICACIÓN DE MÉTODOS DE PARAMETRIZACIÓN

M.D. MORILLAS-PÉREZ, C. PINZA-MOLINA, S. GARCÍA GÓMEZ, J.I. JIMÉNEZ-ALARCÓN, M. L. CHAPEL-GÓMEZ, J.L. PÉREZ-MOLINA, A. T. NÚÑEZ-QUINTANILLA, F. TATO-DE LAS CUEVAS

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de la Candelaria. Tenerife.

Introducción: Para garantizar la exactitud necesaria en el tratamiento de pacientes, el cálculo de dosis de un sistema de planificación (SPT), precisa ser evaluado mediante un procedimiento independiente. Esto se lleva a cabo relacionando la dosis de referencia con la dosis en el punto de interés, aplicando distintos parámetros dosimétricos medidos, siendo uno de ellos el factor de dispersión en aire $O_0(c)$.

Los factores $O_0(c)$ dependen de las características del cabezal del acelerador, así en campos rectangulares pueden existir variaciones sustanciales al intercambiar la posición de los colimadores (X e Y). Este efecto, denominado de intercambio del colimador, habitualmente no es tenido en cuenta por los SPT, pudiendo constituir una fuente considerable de error.

El estudio evalúa comparativamente el efecto de intercambio del colimador en dos aceleradores lineales ELEKTA SL-25 con colimador convencional y SIEMENS MEVATRON PRIMUS equipado con sistema multiláminas.

Además se ha analizado la bondad de ajuste de distintos métodos de parametrización propuestos en la literatura para el factor $O_0(c)$ en campos rectangulares.

Material y método: Los factores $O_0(c)$ fueron determinados sobre haces de fotones de energía nominal 6 MV. Las medidas se realizaron con una cámara PTW de $0,125\text{ cm}^3$ introducida en un mini maniquí de metacrilato (diámetro 3 cm), mediante técnica isocéntrica a 10 cm de profundidad. Se midieron dos series de campos rectangulares, intercambiando la posición de X e Y desde 4 hasta 40 cm.

El efecto de intercambio del colimador se estimó a partir de las desviaciones relativas de las medidas.

La parametrización de los $O_0(c)$, se llevó a cabo ajustando los factores medidos en campos cuadrados a las siguientes funciones: polinómica, potencial y polinomio de logaritmos. Posteriormente, se calcularon los cuadrados equivalentes de los campos rectangulares aplicando los métodos de Stirling y de Kim (factor de pesado establecido por las características geométricas de la unidad).

La evaluación de la bondad en las parametrizaciones propuestas del factor $O_0(c)$ respecto a los medidos, fue realizada calculando la desviación máxima (DM) y la raíz del promedio de desviaciones cuadráticas (RMS).

Resultados: El efecto de intercambio del colimador fue mayor en el PRIMUS mostrando desviaciones superiores al 2%, mientras en el ELEKTA se obtuvieron desviaciones del 1,6%. En ambos casos las desviaciones máximas correspondieron a los campos más alargados.

La parametrización de $O_0(c)$ en el SL-25 aplicando el método de Kim en combinación con el polinomio de logaritmos dio lugar a una DM del 1% y RMS de 0,3%, mientras el PRIMUS en combinación con el ajuste polinómico mostró DM del 1,6% y RMS del 0,8%.

Conclusiones: En ambos aceleradores los resultados del efecto de intercambio del colimador mostraron que es necesario tenerlo en cuenta en el cálculo de unidades de monitor. En el ELEKTA esta corrección puede llevarse a cabo de forma sencilla, aplicando el método de Kim en combinación con el polinomio de logaritmos. El PRIMUS muestra desviaciones superiores con los métodos de ajuste propuestos.

Palabras clave: Factores de dispersión en aire, efecto de intercambio del colimador.

8090

CARACTERÍSTICAS DE UN DISPOSITIVO BASADO EN CENTELLEADOR Y CÁMARA CCD PARA SU USO COMO DOSÍMETRO EN EL CONTROL DE CALIDAD DE IMRT

R. SÁNCHEZ, M. SÁEZ, F. FAYOS, A. POZUELO

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Ruber Internacional. Madrid.

Introducción: En el control de calidad de tratamientos de Intensidad Modulada se hace necesario, entre otras cosas, el uso de dosímetros 2D para el estudio de los mapas de intensidad variable que producen sus campos. Hasta ahora, el detector bidimensional más utilizado ha sido la película radiográfica que, si bien posee una excelente resolución espacial, requiere de revelado, digitalización y calibración para obtener la información requerida, lo que supone un alto coste en tiempo. En los últimos años se ha propuesto dispositivos electrónicos de imagen portal, más rápidos en su uso para sustituir a las películas radiográficas. En este trabajo estudiamos las características de uno de estos dispositivos, el sistema BIS-2G de Scanditronix-Wellhöfer, y su idoneidad para ser utilizado como dosímetro.

Materiales y métodos: El sistema BIS-2G (Scanditronix-Wellhöfer) se compone de un centelleador tipo Lanex Fast que emite luz al ser irradiado, un juego de espejo y lentes que direccionan la luz hacia una cámara CCD. Dicho sistema, transforma la energía del haz de radiación en luz en el centelleador, y ésta a su vez en una señal electrónica a través del chip CCD. La señal del chip, es recogida a través de una

tarjeta capturadora de imágenes "framegrabber" que funciona con un tiempo de adquisición seleccionado por el usuario.

Hemos estudiado la repetibilidad y linealidad con la dosis, su respuesta frente a la variación del tamaño de campo y la respuesta frente al tiempo de adquisición de la tarjeta capturadora de imágenes.

Resultados: La repetibilidad resultó ser mejor de 0,5%. El ajuste de la recta que relaciona la señal integrada del detector respecto de la dosis administrada posee un coeficiente de correlación de 0.99991. La variación de la respuesta en el eje normalizada a la de un campo 10 x 10 cm², cuando se varió el tamaño de campo difiere, respecto de la detectada con cámara de ionización, desde un -7% para un campo de 4x4 cm². hasta un +6% para un 25x25 cm². Se aprecia también una diferencia de sensibilidad en puntos alejados del eje, probablemente debida a diferencias en el espectro. Respecto al tiempo de adquisición, la respuesta se encontró constante en el rango de 300-800 ms. Para tiempos mayores se producían fenómenos de saturación.

Conclusiones: Es posible corregir las desviaciones de sensibilidad en el eje debidas al tamaño de campo con calibraciones adecuadas.

8092

CARACTERIZACIÓN GEOMÉTRICA Y DOSIMÉTRICA DE UN SISTEMA DE COLIMACIÓN MULTILÁMINAS EN UN ACELERADOR MEVATRON-PRIMUS

A.T. NÚÑEZ-QUINTANILLA, C. PINZA-MOLINA, J.L. PÉREZ-MOLINA, M.D. MORILLAS-PÉREZ, S. GARCÍA-GÓMEZ, J.I. JIMÉNEZ-ALARCÓN, M.L. CHAPEL-GÓMEZ, F. TATO-DE LAS CUEVAS

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Ntra. Sra. de Candelaria. Santa Cruz de Tenerife.

Introducción: La caracterización geométrica y dosimétrica del sistema de colimación multiláminas (CML) de un acelerador resulta fundamental, tanto en el establecimiento del estado de referencia, como durante la implementación asistencial, con el fin de alcanzar su correcta y precisa aplicación terapéutica y el conocimiento de sus posibles limitaciones. Realizada una completa revisión bibliográfica entre distintos protocolos y publicaciones, se presentan los resultados de un conjunto de pruebas específicas realizadas durante la caracterización del CML de un acelerador Mevatron-Primus (Siemens).

Material y métodos: El conjunto de pruebas dosimétricas se evaluaron sobre haces de fotones con energías nominales de 6 y 18 MV. En las medidas se utilizó dosimetría con películas Kodak EDR-2 sobre un maniquí de agua sólida, con técnica isocéntrica a la profundidad de $d_{\text{máx}}$. La calibración de las películas fue realizada obteniendo su curva característica en el rango de dosis 10-800 cGy. En el análisis dosimétrico se utilizó un densitómetro de scanner, con un tamaño de punto de 0,06 mm.

La caracterización propuesta del CML conlleva una serie de pruebas geométricas como: exactitud y reproducibilidad en el posicionamiento de las láminas, paralelismo entre láminas y respecto al colimador Y, anchura de las láminas en el isocentro, posicionamiento del CML en función al giro del colimador y del gantry. También incluye, un completo estudio dosimétrico intrínseco del CML donde evaluamos: anchura de la penumbra según la distancia al eje, penumbra lateral de las láminas, el efecto "tongue & groove", penumbra efectiva en campos conformados (láminas en ángulo de 20° y 45°), estudio del gradiente de dosis en la unión de campos asimétricos contiguos, transmisión y fugas.

Resultados: Los resultados de varias de las pruebas geométricas muestran que: la exactitud y reproducibilidad en el posicionamiento del CML es $\pm 1,5$ mm, la coincidencia campo luminoso - campo de radiación es de ± 1 mm en las distintas posiciones y la distancia entre láminas y respecto al colimador Y determinan un perfecto paralelismo. Respecto a la caracterización dosimétrica, las penumbras aumentan significativamente en posiciones alejadas del eje (3,5 - 6 mm en 6 MV y 5 - 7,5 en 18 MV), en ambas energías la transmisión intra-lámina es aproximadamente un 0,6% y la fuga entre láminas sobre el 1%. El estudio del efecto "tongue & groove" en ambas energías presenta regiones infradosificadas (aproximadamente un 23%) y en campos asimétricos contiguos la zona de unión muestra gradientes de dosis del $\pm 10\%$. La penumbra efectiva se incrementa con la angulación (en 20° y 45°), así en 6 MV la ondulación de la dosis aumenta un 12%, mientras en 18MV crece un 14%.

Conclusiones: Los resultados de los parámetros analizados, permiten la completa y precisa caracterización del CML en ambas energías, y en consecuencia participan en la determinación específica de más correctas aplicaciones terapéuticas. Además, los valores obtenidos son concordantes con los publicados en la literatura.

Palabras clave: Colimador multiláminas, Dosimetría con película, Penumbra efectiva, Estado de referencia CML, Tongue & groove.

ANÁLISIS COMPARATIVO DE LAS PELÍCULAS KODAK XV-OMAT Y EDR2 EN LA EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN SISTEMA DE COLIMACIÓN MULTILÁMINAS

C. PINZA-MOLINA, A.T. NÚÑEZ-QUINTANILLA, J.I. JIMÉNEZ-ALARCÓN, J.L. PÉREZ-MOLINA, M.L. CHAPEL-GÓMEZ, S. GARCÍA-GÓMEZ, M.D. MORILLAS-PÉREZ, F. TATO-DE LAS CUEVAS

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Ntra. Sra. de Candelaria. Santa Cruz de Tenerife.

Introducción: La principal ventaja del análisis dosimétrico con película es que permite evaluar distribuciones de dosis con una alta resolución espacial, por lo que resulta una herramienta muy útil tanto en la verificación de planificaciones complejas, como en dosimetría física en la determinación de distintos parámetros del haz de radiación.

En este estudio se presenta un análisis comparativo de las películas utilizadas tradicionalmente Kodak XV-OMAT, caracterizadas por su respuesta lineal en un rango limitado de dosis ($\cong 100$ cGy), y las más novedosas Kodak EDR-2, de velocidad muy lenta y respuesta prácticamente lineal en un rango extendido de dosis ($\cong 400$ cGy). Se analizó la diferencia en la respuesta de dichas películas, en un conjunto de pruebas de caracterización dosimétrica de un sistema de colimación multiláminas (CML).

Material y métodos: Las determinaciones dosimétricas se realizaron con ambos tipos de película con haces de fotones de energías nominales 6 y 18 MV, en un acelerador Mevatron-Primus, sobre un maniquí de agua sólida, mediante técnica isocéntrica a la profundidad de $d_{m\acute{a}x}$.

Previamente a las medidas se realizó la calibración de ambos tipos de película, obteniendo sus respectivas curvas características, las XV-OMAT en un rango de dosis 5-400 cGy, mientras las EDR2 en un rango de dosis 10-800 cGy. En el análisis dosimétrico se utilizó un densitómetro de scanner, con tamaño de punto de 0,06 mm.

Se realizó el análisis comparativo de ambos tipos de película, sobre los resultados del siguiente conjunto de pruebas dosimétricas: anchura de la penumbra según la distancia al eje, penumbra lateral de las láminas, efecto "tongue & groove", penumbra efectiva en campos conformados (láminas en ángulo de 20° y 45°), análisis del gradiente de dosis en la unión de campos asimétricos contiguos y el estudio de transmisión y fuga entre láminas.

Resultados: Los resultados de las pruebas dosimétricas con ambos tipos de película muestran que: en ambas energías la penumbra en función a la distancia al eje obtenida con película EDR2 es superior ($\cong 2$ mm). La penumbra efectiva de campos conformados en 6 MV con XV-OMAT, para 25° es 4,1 mm y para 45° de 4,7 mm, mientras en la EDR2 es de 4,3 mm y 4,9 mm respectivamente. El efecto tongue & groove muestra infradosificaciones del mismo orden ($\cong 20-23\%$) en ambas películas y energías. Las EDR2 presentan en la unión de campos asimétricos gradientes de dosis $\cong 7-8\%$, y las XV-OMAT $\cong 8-9\%$. Los resultados de transmisión y fuga son ligeramente superiores con las XV-OMAT (0,2-0,3%).

Conclusiones: El estudio comparativo de las películas XV-OMAT y EDR2 en la caracterización dosimétrica de un CML, indica que en zonas de bajo gradiente de dosis se obtienen resultados similares con ambas películas, mientras que en el estudio de las penumbras se encuentran diferencias significativas.

Palabras clave: Dosimetría con película, penumbra efectiva, CML, efecto "tongue & groove".

CARACTERIZACIÓN DE LA CÁMARA DE IONIZACIÓN SUMERGIBLE PTW 30013

S. GIL, J.M. CAMINO, C. PICÓN, R. DE BLAS, I. MODOLELL, M.C. LIZUÁIN

Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica, Institut Català d'Oncologia, L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona.

La cámara PTW 30013 es una cámara de ionización cilíndrica sumergible de tipo Farmer. Actualmente para esta cámara no hay publicados en el TRS-398 valores de K_{Q,Q_0} para haces de electrones. En este trabajo se presentan los valores medidos de K_{Q,Q_0} para energías nominales de electrones de 12, 16 y 20 MeV. Su determinación se realizó mediante calibraciones cruzadas con una cámara cilíndrica Farmer NE 2571. También se incluyen los valores de K_{Q,Q_0} teóricos estimados a partir de los cocientes de poderes de frenado y de los factores de perturbación, según las indicaciones del TRS-398.

Introducción: La cámara PTW 30013 es una cámara de ionización cilíndrica sumergible de tipo Farmer. En la actualidad para esta cámara no hay publicados valores de K_{Q,Q_0} para haces de electrones en el TRS-398. Los K_{Q,Q_0} son factores de corrección por calidad del

haz y se definen como el cociente entre dos factores de calibración a distintas calidades para dosis absorbida en agua:

$$K_{Q,Q_0} = N_{D,w,Q} / N_{D,w,Q_0}$$

Estos factores se pueden obtener mediante calibración cruzada de la cámara PTW con una cámara de referencia. Primero se determina el factor de calibración a la calidad de referencia en la que ha sido calibrada la cámara de referencia, según la expresión:

$$N_{D,w,Q_0} = M_{Q_0}^{ref} N_{D,w,Q_0}^{ref} / M_{Q_0}$$

donde M_{Q_0} es la lectura de la cámara corregida por temperatura, presión, polarización y saturación. Después se realizan calibraciones cruzadas para cada calidad, obteniéndose:

$$K_{Q,Q_0} = M_{Q_0}^{ref} N_{D,w,Q_0}^{ref} / (M_Q N_{D,w,Q_0})$$

Material y métodos: La caracterización de la cámara PTW 30013 se ha realizado en una unidad de Cobalto Theratron 780 C y en un acelerador lineal Varian Clinac 2100 C. Se ha utilizado como electrómetro al NE - IONEX 2590 y las medidas se realizaron en una cuba MED-TEC.

En primer lugar se obtuvo el $N_{D,w,Co}$ de la PTW 30013 utilizando como cámara de referencia una NE2571 calibrada en Cobalto en un laboratorio primario. Para ello se realizaron series de 3 medidas de dosis en agua bajo las siguientes condiciones:

DFS: 75 cm.

Z_{ref} : 5 cm.

Campo: 10 x10 cm.

Tiempo: 120 segundos.

A continuación se midió con el factor de saturación K_s (según el método de las dos tensiones) y el de polarización K_p .

Este proceso se repitió en el Clinac 2100 para las R_{50} (calidades de los haces de electrones) correspondientes a: 4,96, 6,66 y 8,32 g/cm² (12, 16 y 20 MeV). En este caso las condiciones de medida fueron:

DFS: 100 cm

Z_{ref} : 2,9, 3,9, 4,9 cm (para 4,96, 6,66 y 8,32 g/cm²)

Corrección por punto efectivo: 1,5 mm

Aplicador: 10x10 cm

Los valores teóricos de los K_{Q,Q_0} se estimaron según las indicaciones del TRS-398, a partir de los factores de perturbación de la cámara (P_{Q_0}) calculados y de los cocientes de poderes de frenado.

Resultados: A continuación se recogen los valores obtenidos:

Factor de calibración $N_{D,w,Co} = 52.9$ mGy/nC

Energía nominal (MeV)	R50 (g/cm ²)	K_{Q,Q_0} medido	K_{Q,Q_0} calculado	Diferencia (%)
12	4.96	0.914	0.909	0.54
16	6.60	0.911	0.902	0.97
20	8.32	0.903	0.898	0.59

Energía nominal (MeV)	R50 (g/cm ²)	K_{sat}	K_{pol}	P_Q
12	4.96	1.0088	1.0000	0.965
16	6.66	1.0100	1.0000	0.974
20	8.32	1.0108	0.9994	0.980

Conclusiones: Los valores de K_{Q,Q_0} obtenidos teóricamente y los medidos difieren como máximo un 1%.

Así mismo, los valores medidos son muy semejantes a los recogidos en el TRS-398 para una cámara de características similares, la PTW 30012, difiriendo entre sí como máximo un 0,3%.

Palabras clave: Cámara de ionización, calibración cruzada, PTW 30013, K_{Q,Q_0} , factor de corrección por calidad del haz, factor de calibración.

8110

DOSIMETRÍA DE HACES DE ELECTRONES A DISTANCIAS FUENTE-SUPERFICIE EXTENDIDA

J. CARBAJO, I.L GÓNZALEZ, A. SANTOS, F. J. LUIS, G. SÁNCHEZ, M. HERRADOR

Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla.

Introducción: Dentro del control de calidad del sistema de planificación se desarrolla una herramienta de cálculo de unidades de monitor para haces de electrones, prestando especial atención a los campos a distancias fuente-superficie extendida. En este trabajo se muestra la implementación del formalismo de la DFS efectiva propuesto por F. M. Khan y col. (1978), siguiendo las recientes recomendaciones del grupo de trabajo 71 (TG-71) de la AAPM sobre cálculo de unidades de monitor para haces de electrones. Se mostrará el cálculo de las distintas DFS efectivas para un acelerador CLINAC Varian 2100C, así como el chequeo resultante de las unidades monitor a DFS extendidas dentro del control de calidad del planificador PLATO Sunrise.

Material y métodos: El acelerador instalado, CLINAC 2100C de Varian, ofrece cinco haces de electrones de 6, 9, 12, 15 y 18 MeV y cinco aplicadores: 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm². Para todas las combinaciones de conformadores y energía se realizaron medidas completas de rendimientos en profundidad (PDD), perfiles y factores de salida (FS) mediante el equipo de dosimetría Blue Phantom de Scanditronix-Wellhöfer (con cámaras CC13 para los PDD y perfiles y la cámara plana PPC-40 para los FS).

Para el cálculo de las fuentes efectivas de cada haz se realizaron medidas sobre el eje, colocando la cámara plana PPC-40 a la distancia del alcance máximo (R_{máx}), variando la distancia de la fuente nominal a la superficie del agua entre los valores: 100, 105, 110 y 115 cm.

Resultados: Los valores obtenidos de las DFS efectivas muestran una tendencia hacia el valor nominal (100 cm) a medida que aumenta el tamaño de campo y la energía. Cabe destacar que las incertidumbres en la determinación de las DFS efectivas aumenta en los haces de baja energía y campos pequeños. Mientras que en el total de los resultados la media de las incertidumbres es inferior al 3%, si consideramos bajas energías a los haces de 6 y 9 MeV y nos restringimos a los insertos de 3x3, 4x4 y 5x5 cm², la media de las incertidumbres se eleva hasta el 5%.

Finalmente, los cálculos de dosis se comparan con medidas directas sobre una maniquí de agua sólida y con cálculos del sistema de planificación, obteniéndose en ambos casos desviaciones menores del 4%.

Conclusiones: Los resultados obtenidos en la medida de las fuentes efectivas coinciden en comportamiento e incertidumbre con los resultados revisados en la bibliografía. Las mayores incertidumbres en condiciones de baja energía y campos pequeños en el cálculo de la DFS efectiva nos permiten comprobar las limitaciones del método, pues estas incertidumbres se propagarán a los cálculos dosimétricos aproximadamente con el mismo valor. Sin embargo, podemos comprobar el éxito del método frente al cálculo simple que introduce la ley del inverso del cuadrado. En cualquier caso, el disponer de un método de cálculo rápido e independiente del sistema planificador nos permite, además de realizar el control de calidad del mismo, tomar decisiones sobre el haz y las isodosis que mejor se ajustan para cubrir un determinado volumen blanco.

Referencias

1. Report of TG-71, Monitor units calculation for photons and electrons.
2. AAPM Report No. 25, Clinical electron-beam dosimetry.
3. Das IJ, McGee KP, Cheng Ch-W. "Electron-beam characteristics at extended treatment distances." *Med Phys* 1995;22(10):1657-1674.
4. Roback DM, Khan FM, Gibbons JP, Sethi A. "Effective SSD for electron beams as a function of energy and beam collimation." *Med Phys* 1995;22(12):2093-2095.
5. Ostwald PM, Kron T. "Variation in calculated effective source-surface distances with depth". *Phys Med Biol* 1996;41:2067-2078.
6. Cygler J, Li XA, Ding GX, Lawrence E. "Practical approach to electron beam dosimetry at extended SSD". *Phys Med Biol* 1997;42:1505-1514.
7. Rajasekar D, Datta NR, Das KJM, Ayyagari S. "Electron beam therapy at extended SSDs: an analysis of output corrections factors for a Mitsubishi linear accelerator". *Phys Med Biol* 2002;47:3301-3311.

Palabras clave: Cálculo de UM, haces de electrones, DFS extendida.

8111

ESTUDIO DE LOS RENDIMIENTOS EN PROFUNDIDAD DE HACES DE ELECTRONES CONFORMADOS.

M. BELTRÁN, C. SÁEZ, A. SEOANE, M. HERMIDA, N. FERREIRO, M GARCÍA

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

Introducción y objetivos: El detector recomendado para la medida de rendimientos en profundidad, según el protocolo IAEA-398, es la cámara de ionización plano-paralela. Se analizan las medidas obtenidas con microcámaras RK con la finalidad de utilizar este detector para la obtención de medidas relativas necesarias para la configuración de sistemas de planificación y cálculo.

Se evalúan las diferencias obtenidas entre los valores experimentales obtenidos en la medida de rendimientos en profundidad de haces de electrones de diversas conformaciones acordes a los utilizados frecuentemente en los tratamientos de cadenas espinales y con los calculados por el sistema Eclipse.

Material y métodos: En maniquí de agua, conjuntos cámara plano-paralela Roos y electrómetro IONEX 2570 y cámaras de ionización RK Scanditronix y sistema analizador de haces RFA300. Se comparan los rendimientos obtenidos mediante los dos sistemas de medida para la energía de electrones de 12 MeV. Posteriormente para rango de energías comprendido entre 6 y 18 MeV,

aplicador 10 x10 cm y diversos campos conformados cuadrados y rectangulares se obtiene experimentalmente la dosis absorbida a lo largo del eje principal comparándolos con los calculados por Eclipse.

Resultados: La comparación entre los rendimientos obtenidos con cámaras pp y RK no presentan diferencias atribuibles al sistema de medida por lo que las determinaciones se efectuaron con cámaras RK, con el fin de optimizar el tiempo de medida, la facilidad de posterior estudio de la información obtenida y la simplificación en la entrada de datos en el sistema de cálculo. Se observa que el conjunto de rendimientos experimentales de campos conformados se separa del rendimiento correspondiente al aplicador abierto, aumentando la separación a medida que aumenta la energía y disminuye el campo, siendo para $Z_{\text{máx}}$, R90 y R50 del orden de 0 mm para 6 MeV, de 6 mm, 3 mm y 1 mm para 12 MeV y de hasta 16 mm, 11 mm y 5,5 mm para 18 MeV. La máxima diferencia obtenida entre los valores experimentales y los calculados por Eclipse es del orden de 1 mm en R50 para 18 MeV, siendo despreciables las diferencias obtenidas para energías menores.

Conclusiones: La cámara tipo RK reproduce las medidas de rendimientos obtenidas con cámara planoparalela.

Las diferencias obtenidas a la profundidad del máximo para altas energías no se considera significativa por tratarse de la zona plana característica de la distribución en profundidad de la dosis absorbida en el eje.

Eclipse reproduce correctamente el comportamiento de los rendimientos en profundidad de los haces conformados para todas las energías estudiadas.

Palabras clave: *Electrones, haces conformados, sistema cálculo.*

8128

EVALUACIÓN DE LA INCERTIDUMBRE EN EL POSICIONAMIENTO PARA LA MEDIDA DE DOSIS EN EL PUNTO DE REFERENCIA SEGÚN TRS-398

J. LÓPEZ¹, J. PÉREZ-CALATAYUD^{1,2}, F. CANDELA¹, F. LLISO¹, V. CARMONA¹, F. BALLESTER², E. TOMÁS¹

¹Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital La Fe. Valencia. ²Departamento FAMN - IFIC. Facultad Física. Universidad Valencia.

Introducción y propósito: El Protocolo de dosimetría TRS-398 de la IAEA indica que la medida de la dosis de referencia para haces de electrones debe realizarse a una profundidad de referencia (Z_{ref}) que se obtiene a partir del R_{50} de dosis, establecido a su vez a partir del $R_{50,\text{ion}}$ de ionización (expresiones 7.1 y 7.2 del TRS-398). El motivo de la medida en este punto en vez de en el máximo se debe a la menor incertidumbre en los factores correctivos a aplicar a la ionización para la obtención de dosis absorbida en agua. Como indica el citado documento, para determinadas energías puede ocurrir que el punto de referencia se aleje del máximo, situándose en una zona de mayor gradiente, en la que los posibles errores en el posicionamiento tienen un mayor efecto en el resultado de la medida.

El objetivo de este trabajo es la evaluación de este gradiente para los distintos aceleradores y energías, proponiendo a discusión un posible método para evitar este eventual aumento de incertidumbre.

Material y método: Se han analizado las curvas de %Dp de ionización de tres aceleradores: Un CLINAC 21 (Varian) con energías 6-18 MeV, Primus (Siemens) 6-21 MeV y SLi (Elekta) con energías 4-18 MeV. Se ha evaluado el gradiente y por tanto el efecto de un eventual error de posicionamiento de 0,5, 1 y 2 mm alrededor del punto del máximo y del punto de referencia TRS398, esto es el cociente entre % de ionización del punto y del resultante al desplazarse esas cantidades.

Un posible método para evitar este aumento de incertidumbre consiste en realizar la medida en el máximo, para, utilizando la curva de ionización obtener la teórica lectura en Z_{ref} , a la que se aplica el TRS398.

Resultados: La profundidad del punto de referencia se aleja del máximo a medida que se aumenta la energía, llegando a unos 30 mm sobre 18 MeV para los tres aceleradores. Por otro lado, dado el mayor gradiente a baja energía, el valor de las desviaciones ha resultado mayor para las energías más bajas. Por ejemplo, para un desplazamiento de 1 mm las desviaciones son aproximadamente del 3% (4 MeV), 1,5-2% (6-9 MeV), 1% (10-15 MeV) y 0,5% (18-21 MeV).

Conclusión: Existe un aumento de la trascendencia de la incertidumbre en el posicionamiento al realizar la medida en Z_{ref} frente a hacerlo en el máximo. Ésta podría reducirse realizando la medida en el máximo y obteniendo el valor a Z_{ref} mediante la curva de ionización, lo que se propone para discusión.

Palabras clave: *Radioterapia, electrones, dosimetría física.*

COMPARACIÓN ENTRE DOS ACELERADORES LINEALES SIEMENS PRIMUS CON LA MISMA CONFIGURACIÓN Y LOS MISMOS ACCESORIOS

J. R. SENDÓN DEL RÍO, V. LUNA VEGA, R. LOBATO BUSTOS, J. MOSQUERA SUEIRO, M. POMBAR CAMEAN

Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela.

Introducción y objetivos: Recientemente, en los servicios de radioterapia se ha hecho más común la adquisición de aceleradores cuyas características geométricas y dosimétricas sean reproducibles. Esto puede ocurrir principalmente entre aceleradores del mismo modelo^{1,2}, pero también entre aceleradores de modelos diferentes del mismo o distinto fabricante^{3,4}. Con el objetivo de comprobar el grado de similitud entre dos aceleradores Siemens adquiridos por nuestro centro en 2002, para utilizarlos indistintamente en un mismo tratamiento, se comparan los parámetros medidos en la aceptación de los mismos y se muestra su evolución a lo largo de sus dos años de funcionamiento. Los aceleradores son del mismo modelo (Mevatron Primus) con idéntica configuración (fotones de 6 MV y 15 MV) y los mismos accesorios (VW, MLC, mesa ZXT).

Métodos: Se toma como referencia la tabla II.A del real decreto sobre control de calidad de radioterapia (RD)⁵ y el documento de adquisición de datos necesarios para el modelado en el sistema de planificación⁶. Se seleccionan aquellos parámetros cuyo valor central de referencia sea dependiente de cada acelerador; otros parámetros, como los del tipo funcionamiento o no funcionamiento o aquellos cuyos valores sean determinados e iguales para aceleradores diferentes, se consideran equivalentes mientras estén en tolerancia en las pruebas de control de calidad.

Resultados: Los factores de dispersión, las diferencias entre los diferentes puntos a lo largo de las distribuciones transversales, los rendimientos en profundidad, y los factores de transmisión de los diferentes accesorios coinciden con una tolerancia de un 2%.

Conclusiones: Los dos aceleradores lineales están dentro de las tolerancias indicadas en el RD tomando el mismo valor de referencia en cada parámetro para ambos. Además, los parámetros medidos muestran una coincidencia suficiente para utilizar el mismo

modelado para las dos máquinas. Se comprueba así la posibilidad de utilizar los dos aceleradores en un mismo tratamiento sin necesidad de recalcular la dosimetría.

Referencias

1. Cho SH, Ibbott GG. "Reference photon dosimetry data: A preliminary study of in-air off-axis factor, percentage depth dose, and output factor of the Siemens Primus linear accelerator". *Journal of Applied Clinical Med Phys* 2003;4(4):300-306.
2. Watts RJ. "Comparative measurements on a series of accelerators by the same vendor". *Med Phys* 1999; 26(12):2581-2585.
3. Marshall MG. "Matching the 6-MV photon beam characteristics of two dissimilar linear accelerators". *Med Phys* 1993;20(6):1743-1746.
4. Gastorf RJ, Hanson WF, Kirby TH, Shalek RJ. "A comparison of high-energy accelerator depth dose data", 881-885(1983).
5. Real decreto de control de calidad en radioterapia 1566/1998.
6. Documento de modelado del sistema de planificación XiO. CMS-2002.

Palabras clave: *Acelerador lineal Primus, comparar aceleradores, dosimetría física, sistema de planificación.*

ADAPTACIÓN DEL PROTOCOLO TRS-398 EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DE HIERRO

R. COLMENARES¹, R. RODRÍGUEZ - ROMERO², C. ISPIZUA², J.C. MEDRANO², J.M. FANDIÑO², L. NÚÑEZ²

¹Radiofísico del Servicio de Radioterapia del Hospital Ramón y Cajal. Madrid. ²Servicio de Radiofísica del Hospital Puerta de Hierro. Madrid.

Introducción y objetivos: Hasta fechas recientes, el protocolo de dosimetría física usado en los centros hospitalarios se basaba en patrones de KERMA absorbida en aire (e.g. SEFM 84-1), proporcionando resultados muy fiables, como reflejan diversas auditorías EQUAL.

Siguiendo recomendaciones nacionales e internacionales se decide adoptar el protocolo de medida de la IAEA (TRS-398), basado en patrones de dosis absorbida en agua.

Este trabajo trata de recoger los problemas surgidos en el cambio de protocolo de medida al aplicarlo tanto en condiciones de referencia como en casos clínicos.

Material y método: El equipamiento dosimétrico disponible en el servicio consiste en tres cámaras de ionización cilíndricas NE 2571 FARMER, dos cámaras cilíndricas NE 2581 FARMER, dos cámaras plano pa-

rales NACP Scanditronix, tres electrómetros (FARMER, INOVISION, IONEX) y agua sólida RMI-457. Las unidades de radioterapia externa empleadas fueron los aceleradores lineales Elekta SL18 y Sli, de idénticas energías nominales (fotones de 6 y 15 MV, electrones de 4, 6, 8, 10, 12, 15 y 18 MeV) y el equipo Theratron 780 de cobalto-terapia.

Se calibraron dos conjuntos electrómetro-cámara de grafito en dosis absorbida agua en la calidad de Cobalto-60 en el laboratorio de metrología de radiaciones ionizantes del CIEMAT. Los coeficientes de dosis absorbida en agua para las restantes combinaciones de electrómetro-cámara utilizadas se obtuvieron intercomparando en las energías de Co-60 y electrones de 18 MeV nominales.

Se determinaron los factores de corrección por efecto de polaridad y saturación para cada tipo de cámara, electrómetro y energía nominal, mientras que los factores de corrección debidos a la calidad del haz se obtuvieron de las tablas por tipo de cámara y electrómetro y calidad específica (en lugar de energía nominal).

Resultados: El cambio de protocolo de medida ha supuesto incrementos del orden del 1% en la unidad de

cobalto, 2% en energías de fotones y hasta 3,5% en el caso de electrones.

Este protocolo no es aplicable fuera de las condiciones de referencia. Por ejemplo, para la técnica de irradiación de piel total supondría medir en plena pendiente de la curva de porcentaje de dosis en profundidad obtenida experimentalmente. Por ello, se decidió continuar aplicando el protocolo anterior.

Conclusiones: Pese a no disponer del equipamiento apropiado para aplicar correctamente el protocolo 398, se ha adaptado la metodología de medida al nuevo formulismo. Este documento no contempla la determinación de dosis que precisan técnicas especiales con distancia de tratamiento lejanas a las condiciones de referencia, tales como la irradiación de piel total.

Este trabajo no cuestiona la rigurosidad del protocolo de medida, en todo caso plantea la viabilidad de la puesta en marcha con la equipamiento actual y estimar las implicaciones dosimétricas que alejarse de este protocolo en la práctica hospitalaria.

Palabras clave: Dosis absorbida, TRS-398, IPT, ICT.

RADIOTERAPIA. IMRT

9030

COMPARACIÓN DE DISTRIBUCIONES DE DOSIS EN RADIOTERAPIA CON MODULACIÓN DE INTENSIDAD MEDIDAS Y CALCULADAS

J. D. AZCONA, L. I. RAMOS, J. J. ARISTU, M. MORENO

Departamento de Oncología, Clínica Universitaria de Navarra, Pamplona.

Introducción: El propósito de este trabajo consiste en describir nuestra experiencia en el control de calidad de planes dosimétricos con modulación de intensidad, mostrando resultados referentes a las diferencias que hemos encontrado. En este contexto, resaltamos algunos efectos que un sistema de planificación debe modelar con gran precisión al calcular dosimetrías con intensidad modulada.

Material y métodos: Entre junio de 2000 y enero de 2005 se han tratado noventa y dos pacientes con radioterapia de intensidad modulada. La mayoría de pacientes tratados tenían tumores pélvicos, aunque también se han tratado tumores localizados en abdomen y cabeza y cuello. El análisis de los primeros casos ha sido publicado previamente^{1,2}. En el presente trabajo analizamos 59 procedimientos de modulación de intensidad optimizados y calculados con KonRad (Siemens OCS, Heidelberg, Alemania).

Los tratamientos con intensidad modulada han sido administrados con un acelerador Siemens Primus, equipado con colimador multiláminas. Para la verificación de la dosis absoluta, se han seleccionado varios puntos (frecuentemente tres, nunca menos) y la dosis absorbida se ha medido en un maniquí de poliestireno tratado con los campos del plan con modulación de intensidad. Los puntos de medida elegidos han sido localizados en puntos de bajo gradiente de dosis.

Las distribuciones relativas de dosis son medidas empleando una placa radiográfica Kodak EDR2; posteriormente son comparadas con las distribuciones calculadas.

Resultados: En relación a las distribuciones relativas de dosis, siempre hemos encontrado buen ajuste entre cálculos y medidas.

En referencia a las dosis absolutas, hemos tomado el promedio de las diferencias (en porcentaje) de to-

dos los puntos examinados para cada paciente. El signo negativo significa que la dosis calculada es superior a la dosis medida. Los resultados son los siguientes:

Media: $-0,25 \pm 0,34\%$; mediana: $-0,27\%$; máx.: $2,9\%$; mín.: $-3,5\%$.

Los intervalos de confianza se han calculado con un 95% de significación.

En el análisis de nuestros primeros^{1,2} casos se enfatizó la importancia de caracterizar con precisión los efectos de la radiación indirecta, como la dispersión del cabezal y la transmisión, así como los segmentos de pequeño tamaño. Otros efectos como el redondeo del número de unidades de monitor y el cálculo de las dosis en un número entero de unidades de monitor también son importantes para un buen acuerdo entre dosis calculadas y medidas.

Conclusión: En nuestra experiencia, las dosis absolutas optimizadas y calculadas con KonRad tienen un buen acuerdo con las medidas para tratamientos con modulación de intensidad en tumores pélvicos, de abdomen y de cabeza y cuello.

Referencias

1. Azcona JD, Siochi A, Azinovic I. "Quality assurance in IMRT: importance of the transmission through the jaws for an accurate calculation of absolute doses and relative distributions". *Med Phys* 2002;29(3):269-74.
2. Azcona JD, Ramos LI, Moreno M, Aristu JJ. "Aspectos dosimétricos en el tratamiento de tumores con modulación de intensidad". XIV Congreso de la Sociedad Española de Física Médica, Vigo, junio de 2003.

Palabras clave: *Intensidad modulada, dosimetría, control de calidad.*

9053

CALIBRACIÓN Y PRECISIÓN REQUERIDAS EN EL POSICIONAMIENTO DE LAS HOJAS DE UN COLIMADOR MULTILÁMINAS (MLC)

M. SASTRE PADRÓ¹, U. VAN DER HEIDE², H. WELLEWEERD²

¹University Hospital of Iceland, Reykjavik, Islandia, ²University Medical Center, Utrecht, Holanda.

Introducción: Los errores de posicionamiento debidos a una inadecuada calibración del MLC son de tipo sistemático y se repetirán durante la irradiación

del paciente, ocasionando que las de las distribuciones de dosis administradas se desvíen respecto a las esperadas.

El objetivo de este trabajo ha sido, en primer lugar, desarrollar un método adecuado para la calibración de un MLC para uso en haces de IM. En segundo lugar, se ha estudiado el efecto que estos errores sistemáticos tienen en tratamientos de IM y determinado la precisión requerida en el posicionamiento de láminas.

Método: El método de calibración desarrollado está basado en una prueba denominada "strip-test", consistente en 9 segmentos colindantes separados 1 mm e irradiados sobre películas Kodak X-Omat. Analizando las variaciones de dosis en la imagen resultante se obtienen los parámetros de calibración del MLC. Este método de calibración se ha aplicado a un colimador Elekta calibrado convencionalmente con la cuba de agua. Las diferencias entre los dos métodos, convencional y "strip-test", han sido analizadas.

Para valorar el efecto que los errores de posicionamiento tienen en los mapas de intensidad se han utilizado los planes de dosis de cuatro pacientes de cabeza y cuello, creados con PLATO ITP 1.1. Los errores de posicionamiento estudiados varían desde - 2,0 mm hasta + 2,0 mm, en intervalos de 0,5 mm. De cada propuesta de tratamiento, se han elaborado 8 planes modificados, correspondientes a cada error registrado. Los planes se han irradiado en películas Kodak EDR-2 colocadas a nivel del isocentro y usando un maniquí. Los mapas de dosis de las películas irradiadas se han comparado con el plan de dosis y con la película del plan no modificado, según el proceso de verificación de las distribuciones de dosis en tratamientos de IM.

Resultados: La precisión del strip-test detectando errores de posicionamiento es de 0,25 mm. La definición de la posición de lámina con una calibración convencional difiere en 0,30 mm respecto a la posición definida usando el strip-test.

Las comparaciones de las distribuciones de dosis muestran una correlación significativa entre el error de posicionamiento introducido y el factor gamma. Las comparaciones con el plan de dosis aparecen desviadas un 3% respecto a las comparaciones con la película del plan no modificado. En general, la sensibilidad a estos errores es baja; especialmente en el rango de $\pm 0,5$ mm.

Conclusiones: Hemos desarrollado un método fácil, rápido y preciso de calibración de un MLC, que implica una nueva definición de posición correcta de lámina válida para tratamientos convencionales y de IM.

La precisión requerida en el posicionamiento de láminas es de 0,5 mm para tratamientos de cabeza y cuello con IM. En tratamientos de IM, la veracidad del cálculo de dosis del sistema planificador es más relevante que los errores de posicionamiento en las láminas.

Palabras clave: Colimador-multiláminas, calibración, intensidad-modulada, cabeza y cuello

9057

EFECTOS VOLUMÉTRICOS DE LOS DETECTORES EN HACES DE FOTONES DE INTENSIDAD MODULADA ALTAMENTE INHOMOGÉNEOS

L. ESCUDÉ, D. LINERO

Departament de Radiooncologia. Centro Médico Teknon. Barcelona.

Introducción: Al medir la dosis absoluta en puntos de campos de intensidad modulada (IMRT) producidos por un colimador multiláminas (MLC) con una cámara de ionización, ésta es expuesta a una sucesión de subcampos (segmentos) de dimensiones comparables. En particular, esta superposición puede producir altos gradientes de dosis en cualquier zona del campo. Por otro lado es probable que la cámara no sea irradiada en su totalidad durante toda o parte de la exposición.

En este trabajo se estudia la influencia de estos efectos en la precisión con que las medidas concuerdan con los cálculos del sistema de planificación de tratamientos (TPS).

Material y métodos: Los campos se han calculado con el TPS "BrainScan 5.3" (BrainLAB) y se han seleccionado con fluencias altamente inhomogéneas.

Las medidas se han realizado en un acelerador Novalis (Varian Medical Systems/BrainLAB) con haces de fotones de 6 MV con un MLC modelo "m3" (BrainLAB) utilizado en modo dinámico. Se han empleado cámaras de ionización "Semiflex" y "Pinpoint" (PTW-Freiburg, Alemania) en un maniquí de láminas de metacrilato y considerando los campos individualmente.

Los puntos de medida se han seleccionado de manera que en ellos fuera mínimo el tiempo de irradiación parcial (TIP) de la cámara o bien el gradiente de dosis expresado como la máxima variación de dosis a lo largo de los ejes de la cámara. Con fines comparativos se han hecho algunas medidas en el eje central.

Mediante el TPS se ha calculado la dosis en los puntos de interés y la media en el volumen de la cámara y se han evaluado las diferencias porcentuales $\% \Delta$ con las dosis medidas. En ambos casos se ha normalizado a un campo abierto de referencia para eliminar otras causas de discrepancia, y se ha estudiado su relación con los gradientes y los TIPs.

Resultados: En el eje central se han encontrado diferencias máximas del $\pm 20\%$, y sólo 41% de los casos entre $\pm 3\%$. En puntos con pequeño TIP, $\% \Delta$ varía entre 10% y -4%, con un 84% de casos entre $\pm 3\%$, y para puntos con bajo gradiente 9%, -4%, y 85% respectivamente.

El valor más probable de $\% \Delta$ se sitúa alrededor de 1%, indicando que el valor medido es inferior al calculado.

Usando el promedio en el volumen de la cámara, la frecuencia más alta se desplaza del intervalo (0 -1)% al (1-2)%.

Considerando el gradiente en la dirección paralela al eje de simetría de la cámara se encuentra un coeficiente de correlación de 0,6 y de 0,0 en la dirección perpendicular. La correlación entre $\% \Delta$ y TIP da un coeficiente de 0.3.

Conclusiones: Es imprescindible medir en zonas homogéneas del campo.

La influencia del gradiente y sobre todo del TIP adquiere importancia sólo cuando éstos toman valores muy elevados. El gradiente es relevante sólo en dirección del eje de simetría de la cámara.

Algunos puntos anómalos en las gráficas de $\% \Delta$ frente al TIP y al gradiente sugieren la influencia de algún otro efecto y requieren ser estudiados.

La irradiación parcial de la cámara produce una menor respuesta de ésta, lo que explicaría que los valores medidos son menores que los calculados.

Palabras clave: Intensidad modulada, IMRT, colimador multiláminas, MLC, gradiente de dosis, control de calidad, irradiación parcial, cámara de ionización.

9064

CONTROL DE CALIDAD DE MULTILÁMINAS DINÁMICO EN LA CLÍNICA LA LUZ

E. CABELLO MURILLO, E. FERNÁNDEZ, M. GÁLVEZ OCHOA, F. A. CALVO MANUEL

Clínica la Luz. Madrid.

Introducción y objetivos: En este trabajo se pretende hacer una recopilación de pruebas para el

control de calidad completo del multiláminas (MLC) de un acelerador, cuando se realizan tratamientos dinámicos. Así mismo se proponen tolerancias y periodicidades para dichas pruebas, en base a resultados obtenidos.

Material y métodos: Las pruebas realizadas incluyen tanto el estudio de propiedades estáticas del MLC, como la constancia en posición para un campo dado o la alineación correcta del mismo. En cuanto a las pruebas dinámicas incluyen un estudio de todos los parámetros que pueden afectar al movimiento de las láminas, en la modalidad de *sliding window*, y por tanto a la exactitud dosimétrica tanto absoluta como relativa. Para estas pruebas se utilizan una cámara de ionización cilíndrica de 0,125 cc (PTW), otra de 0,6 cc (PTW), array de detectores (Linear array 48 de PTW), placas de rango extenso de dosis EDR2 (kodak) y placas Xomat-V (kodak). Con la cámara se verifica la influencia de la tolerancia de la posición de las láminas, repetibilidad, constancia, linealidad, posible variación con la tasa de UM e influencia con las distintas posiciones del gantry. Con el array se comprueba la constancia de las relaciones entre perfiles a campo abierto y con un gap dinámico de 0.4 cm. Con las placas se verifica el posicionamiento de las láminas tanto en campos estáticos como dinámicos, la constancia de la velocidad de las láminas respecto de un estado de referencia y se cuantifica el efecto del machihembrado (TONGUE&GROOVE) que puede dar lugar a discrepancias por encima del 5% en la comprobación de las fluencias en los campos de tratamiento.

Hay pruebas que se realizan midiendo en aire con caperuza de equilibrio electrónico y otras utilizando un maniquí especial para IMRT (PTW), agua sólida o agua líquida.

Resultados y conclusiones: Con estos test se puede comprobar el correcto funcionamiento de un sistema de multiláminas dinámico de una forma global. Las periodicidades que se proponen pueden ser variables dependiendo del número de tratamientos dinámicos que se realizan. Las tolerancias propuestas están basadas en publicaciones convenientemente refrendadas de ámbito internacional.

Los resultados de las pruebas realizadas en la Clínica La Luz, son consistentes con los obtenidos en otros centros de amplia experiencia en IMRT.

Referencias

- LoSasso TJ. "IMRT Delivery System QA" (Memorial Sloan-Kettering Cancer Center).
- Fayos F, Sánchez R, Sáez M. "Aspectos técnicos de la IMRT" (Sesión Científica de la SMRFH) Hospital Ruber Internacional.

- "QA Procedures for the dMLC" Jörg Bohsung (parte de un curso impartido en el Charité de Berlín organizado por VARIAN MEDICAL SYSTEM).
- Ann Van Esch, Jörg Bohsung et al. "Acceptance test and quality control procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments"

Palabras clave: Control de calidad, IMRT, Multiláminas dinámico.

9068

CONTROL DOSIMÉTRICO DE IMRT CON VISIÓN PORTAL

M. LOBATO, J.A. MARTÍNEZ, F. GARCÍA, I. AZINOVIC, R. CAÑÓN

Hospital San Jaime. Torrevieja. Alicante.

Objetivo: Llevar a cabo controles rutinarios de cada tratamiento con intensidad modulada mediante la visión portal.

Material:

- Planificador Eclipse de Varian con modulo Helios para la intensidad modulada
- Acelerador lineal 2100CD con MLC (Millenium) de Varian
- Cámara de ionización pin-point de PTW
- Maniquí de abdomen, cabeza y cuello y de láminas
- Placas radiográficas EDR2 de "Kodak"
- Software de análisis de placas radiográficas
- Visión portal de silicio amorfo aSi 500 de Varian
- Opción "transit dosimetry" de Varian para verificación de fluencias

Método: Previo a comenzar con los tratamientos se realizaron medidas de transmisión de las láminas, reproducibilidad en su posición así como verificación de su velocidad con distintas angulaciones de Gantry. Posteriormente se midió el "gap dosimétrico" que junto con la transmisión se necesitan para configurar el planificador. Se miden los perfiles y rendimientos para distintos tamaños de campo hasta un tamaño mínimo de 2 x 2 cm. Una vez introducidos todos los datos al planificador se realizan distintas medidas con placa radiográfica para ajustar los parámetros gap dosimétrico y transmisión, estos se corroboran utilizando la visión portal. Se realizan pruebas varias con los distintos maniqués.

Antes de cada tratamiento con IMRT se exporta la

planificación a uno de los distintos maniqués (abdomen o cabeza y cuello) y se compara una fluencia medida con placa de un corte transversal con la planificada, a su vez medimos la dosis absoluta con la cámara pin-point en el isocentro. A continuación con el maniquí de láminas se toman placas de las distintas fluencias y se mide la dosis absoluta en un punto de bajo gradiente. Estas últimas fluencias se miden de nuevo con la visión portal y se analizan todos los resultados.

Resultados: Para las fluencias, cuando medimos con la visión portal, obtenemos valores del parámetro "gamma relativo" menor de uno, estos valores pueden llegar a ser mayores cuando se miden con placa. Los valores de dosis absoluta medidos se encuentran en torno al 3% por debajo de los planificados.

Conclusiones: Debido a la facilidad de uso, tiempo de adquisición, tiempo de ocupación de máquina y sobre todo la ausencia de todos los problemas asociados a la dosimetría con película, la visión portal parece una herramienta de interés para dosimetría de IMRT.

9072

VERIFICACIÓN INDEPENDIENTE DEL NÚMERO DE UNIDADES DE MONITOR EN RADIOTERAPIA CON MODULACIÓN DE INTENSIDAD

J. D. AZCONA¹, J. BURGUETE² L. I. RAMOS¹

¹Departamento de Oncología, Clínica Universitaria de Navarra, Pamplona.

²Departamento de Física y Matemática Aplicada, Universidad de Navarra, Pamplona.

Introducción: La verificación independiente de los cálculos dosimétricos realizados por los planificadores es práctica común en los servicios de radioterapia. Es preciso medir la dosis absorbida o disponer de un algoritmo para comprobar los cálculos del planificador. En el presente trabajo se describe un algoritmo de cálculo independiente.

Material y métodos: La dosis absorbida en un medio puede calcularse mediante la convolución de la fluencia en la superficie de entrada del medio con un *pencil beam kernel*. En nuestro caso, hemos reconstruido la fluencia a partir del fichero de tratamiento enviado por el planificador al acelerador. Para caracterizar la fluencia hemos empleado el concepto de índice de modulación¹. El *pencil beam kernel* lo hemos obtenido por deconvolución a partir de una distribución de dosis medida a una profundidad de 15 cm en poliesti-

reno. El kernel así obtenido es específico para esa profundidad concreta.

El algoritmo calcula la distribución de dosis debida a cada campo por separado, a una profundidad de 15 cm en agua y en condiciones isocéntricas, suponiendo una superficie de entrada completamente plana. El algoritmo permite calcular la distribución de dosis en un plano a profundidad constante.

Resultados: Hemos comparado la dosis calculada por nuestro algoritmo en el isocentro de cada campo con la dosis calculada en las mismas condiciones por el planificador KonRad (Siemens OCS, Heidelberg, Alemania). Además de dar el error de cada campo, reflejamos el error promedio de todos los campos, más representativo (relacionado directamente con la dosis global en el isocentro, que es un punto donde habitualmente la dosis es alta y el gradiente de ésta bajo). Los errores vienen expresados en porcentajes. El campo 1 del plan 4 tiene una diferencia tan grande debido a que la contribución de dosis en el punto es muy pequeña.

	Plan 1	Plan 2	Plan 3	Plan 4	Plan 5
Campo 1	0,0	4,0	8,3	64,0	3,7
Campo 2	4,4	8,0	-2,9	0,0	-6,5
Campo 3	1,3	-10,8	2,2	-4,3	-3,8
Campo 4	1,4	2,9	-8,3	-2,6	9,3
Campo 5	0,0	3,4	-3,4	-3,0	0,0
Campo 6	5,7	-5,5	0,0	-8,0	-2,0
Campo 7	4,2	-9,0	-2,8	-4,5	-1,4
Error glob.	3,2	-3,0	-1,2	-1,2	-1,8

El error global se ha obtenido sumando la dosis debida a todos los campos y comparando el algoritmo con el planificador. El signo negativo indica que el algoritmo calcula una dosis menor que el planificador.

Conclusión: Conforme el número de pacientes tratados con modulación de intensidad aumenta, y por tanto aumenta la experiencia con esta técnica, hay una tendencia a sustituir las medidas de verificación por cálculos independientes. Este trabajo representa una primera aproximación para diseñar un algoritmo de este tipo.

Referencias

- Xing L, et al. "Monitor unit calculation for an intensity modulated photon field by a simple scatter-summation algorithm". *Physics in Medicine and Biology* 2000; 45: N1-N7.

Palabras clave: *Intensidad modulada, control de calidad.*

9091

PUESTA EN MARCHA DE LA TÉCNICA DE INTENSIDAD MODULADA. 3 AÑOS DE EXPERIENCIA

R. SÁNCHEZ, M. SÁEZ, F. FAYOS, A. POZUELO

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Ruber Internacional. Madrid.

La técnica de IMRT se puso en marcha en nuestra institución en el año 2001 con aceleradores Varian. Presentamos los resultados de control de calidad de tratamientos de los primeros 160 pacientes que se han beneficiado de esta técnica en diversas localizaciones, principalmente próstata y cabeza y cuello. Para ello ha sido necesario realizar una labor de implementación donde se han caracterizado elementos de las unidades de radiación como el colimador multiláminas, se han realizado las medidas necesarias para comprobar la fiabilidad del sistema y se han desarrollado procedimientos para contornear volúmenes para facilitar el proceso de la planificación inversa. Hemos estudiado los procedimientos para planificar tratamientos y comprobar la dosis que se administra en cada uno. Ha sido necesario el uso de múltiples detectores, desde película fotográfica kodak XV, hasta cámaras de ionización planoparalelas, tipo farmer, de 0,13 cc, o en modo array.

Hasta el momento la dosis comprobada en maniquí ha cumplido con la tolerancia de 5% a un nivel de confianza de 93,5%. En este trabajo tratamos los aspectos prácticos no mencionados en protocolos de radioterapia tridimensional.

Palabras clave: *Intensidad modulada, multiláminas dinámico, sliding window, optimización inversa.*

9127

CONTROL DE CALIDAD ASOCIADO A CADA PACIENTE EN TRATAMIENTOS DE MODULACIÓN DE INTENSIDAD

J. PÉREZ-CALATAYUD^{1,2}, V. CARMONA¹, F. LLISO¹, J. LÓPEZ¹, F. CANDELA¹, F. BALLESTER², E. TOMÁS¹

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

²Departamento FAMN - IFIC. Facultad Física. Universidad Valencia.

Introducción y propósito: Las recomendaciones (ej. AAPM) indican la necesidad de realizar una serie de controles asociados a cada paciente previamente a ser

tratados con Modulación de Intensidad (IMRT). El más importante de ellos consiste en trasladar en el Sistema de Planificación (SP) el plan a un maniquí realizándose una verificación experimental con el mismo mediante cámara de ionización (uno o dos puntos) y películas radiográficas (uno o varios planos). El problema importante que surge en la práctica es el del procesado de las películas radiográficas; el hecho de que las condiciones del revelado son mucho más exigentes que las habituales junto con la tendencia a desaparecer de los Servicios hace que el esfuerzo a dedicar a este método sea demasiado alto, poniendo en duda muchas veces el detector frente al resultado de la medida.

En este trabajo se presenta el método adoptado en nuestro Servicio como alternativa al uso de la película mediante un panel de microcámaras de ionización.

Material: Los elementos componentes de la cadena de planificación, tratamiento y verificación IMRT en el Servicio son: Módulo de planificación inversa ITP 1.1, SP Plato RTS 2.6.2, SP Helax-TMS 6.1B, Acelerador SLi Electa con Precise Treatment System 4.2.0, maniquí verificación IMRT con alojamiento variable para cámara (J. Roselló et al), panel 2D-ARRAY seven29 con 729 microcámaras y software de comparación Verisoft 2.1.

Método: La optimización del plan se realiza en el ITP, pasando a calcularse en RTS y exportándose posteriormente a Helax donde se recalcula (se comparan u.m. resultantes de ambos SP) donde se traslada el plan completo al maniquí IMRT, trasladándose posteriormente el plan a un maniquí cúbico con el array donde se recalculan individualmente todos los haces con el brazo a 0°. Los planes de ambos maniquíes se exportan al acelerador y se realiza la irradiación del plan completo sobre el maniquí IMRT en el que se coloca exclusivamente la cámara de ionización. Tras esto se irradia el plan sobre el maniquí del array para cada uno de los haces a 0°, comparando la matriz absoluta resultante con la importada del SP.

Resultados y conclusión: Mediante el método propuesto, que se somete a discusión, se ha intentado evitar el uso de la película. La verificación se realiza en dos maniquíes para cumplir las recomendaciones de que el plan se debe verificar manteniendo los ángulos de brazo, lo que se hace sobre el maniquí IMRT con la cámara de ionización. Con el panel de microcámaras se consigue una información dosimétrica completa, rápida y en absoluto de la fluencia de cada haz con el brazo a 0°.

Palabras clave: Radioterapia, IMRT, dosimetría física, dosimetría clínica.

CONTROL DE CALIDAD EN IMRT REALIZADA CON UN MULTILÁMINAS DINÁMICO (DMLC) DE 120 HOJAS

M^a D. CARABANTE, E. FERNÁNDEZ-VELILLA, A. SÁNCHEZ-REYES, F. SANCHIZ

Centre de Radioteràpia i Oncologia de Catalunya. Clínica Platón. Barcelona.

Introducción: Los tratamientos con IMRT requieren un exhaustivo control de calidad a nivel del multiláminas. Entre los diferentes test necesarios, existen algunos comunes a los dos modos de irradiación existentes, Step & Shot y Sliding Window (p.e. determinación del posicionamiento de las láminas, Picket fence) y otros que son exclusivos del Sliding Window (determinación de la velocidad de las láminas, *Leaf speed*).

Material: Se ha utilizado un haz de fotones de 6 MV, procedente de un acelerador Clinac 2100 C/D (Varian) con un multiláminas dinámico de 120 hojas. Se han irradiado películas Kodak X-Omat V2 (Ready pack) que se han analizado con un densitómetro Scanditronix FDM 300 y un scanner Epson Expression 10000 XL con el software de verificación de IMRT Omnipro I'mRT.

Resultados: En este trabajo se presentan los resultados obtenidos en la determinación del posicionamiento de las láminas del dMLC, utilizando un densitómetro. En cuanto a la determinación de la velocidad de las láminas, se han comparado los valores obtenidos utilizando el densitómetro y el Scanner de que se dispone en el Servicio. A la vista de los resultados, proponemos un patrón de irradiación alternativo para verificar la velocidad de las láminas, que se aparta del clásico.

Conclusiones:

- La utilización en este caso del densitómetro para el análisis del posicionamiento de las láminas reduce la limitación que puede presentar un análisis a simple vista.
- En el caso de que se utilice un patrón de irradiación clásico, el análisis de la determinación de la velocidad de las láminas utilizando un scanner permite obtener mayor fiabilidad que usando un densitómetro, puesto que en este caso, el centraje de la película sobre el dispositivo de lectura no es tan crítico al ser posible una corrección vía software.
- La utilización del patrón de irradiación propuesto permite reducir los errores inherentes al correcto posicionamiento de la película sobre el densitómetro.

Palabras clave: Control de calidad IMRT, densitómetro, scanner.

VALIDACIÓN DE LA TÉCNICA IMRT (STEP AND SHOOT) EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN PINNACLE3 V. 7.4F.

D. PLANES MESEGUER, S. ALONSO ARRIZABALAGA, J. ROSELLÓ FERRANDO, L. BRUALLA GONZÁLEZ

Servicio de Radiofísica. ERESA - Consorcio Hospital General Universitario de Valencia

Introducción y objetivos: El uso clínico de la IMRT requiere un adecuado cálculo de dosis por el sistema de planificación en condiciones tales como pueden ser segmentos pequeños y/o fuera de eje, o en zonas de penumbra o transmisión. Recientemente, en nuestro servicio hemos implantado el sistema de planificación Pinnacle3 (Philips Medical Systems, Madison, USA), versión 7.4f, en la que, respecto a la versión anterior utilizada (6.2b), se han modificado aspectos tales como la caracterización de la penumbra, perfiles de dosis, factores de dispersión (especialmente para campos pequeños) y la transmisión, así como en la implementación del algoritmo de convolución/superposición, es decir, factores todos ellos críticos en el cálculo de distribuciones de dosis en IMRT. En nuestro servicio vienen realizándose tratamientos de IMRT desde hace 5 años; el objetivo del presente trabajo es la evaluación y aceptación de la versión 7.4f de Pinnacle3 para su uso clínico en IMRT.

Material y métodos: En el sistema de planificación Pinnacle3 se han diseñado una serie de tratamientos IMRT, en su modalidad *step and shoot* y planificación directa, en grado de complejidad mayor, hasta los casos clínicos. Estos tratamientos se libraron en un acelerador lineal Mevatron Primus (Siemens Medical Systems, Concorde, USA) y fueron analizados mediante dosimetría con cámara de ionización y película radiográfica, en este caso a través del programa FAR®.

Resultados: Las diferencias entre las distribuciones de dosis calculada y las medida, evaluadas mediante la función γ ¹, se mantienen en intervalos menores al 3% o 3 mm, para regiones bajo gradiente de dosis y alto gradiente de dosis, respectivamente.

Conclusiones: El sistema de planificación Pinnacle3, en su versión 7.4f, es adecuado para la realización de planificaciones IMRT, en su modalidad *step and shoot*, planificación directa.

Referencias

1. Low D, Harms W, Mutic S, Purdy J. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25:656-661.

Palabras clave: IMRT, sistema de planificación, Pinnacle, función γ , radioterapia.

ESTUDIO DE LA ESTABILIZACIÓN DE HACES PARA BAJAS UNIDADES MONITOR

R. COLMENARES¹, L. NÚÑEZ², R. RODRÍGUEZ - ROMERO², J.M. FANDIÑO², J.C. MEDRANO², C. ISPIZUA²

¹Servicio de Radioterapia del Hospital Ramón y Cajal. Madrid.
²Servicio de Radiofísica del Hospital Puerta de Hierro. Madrid.

Introducción y objetivos: Ante la posibilidad de implantar técnicas de modulación de intensidad en radioterapia (IMRT) en los aceleradores disponibles, se plantea la necesidad de caracterizar dichas unidades de tratamiento para determinar su fiabilidad en este tipo de técnicas.

Dada la frecuencia con que se emplean campos de pocas unidades monitor (UM) en IMRT, se considera indispensable estudiar el comportamiento del haz en el rango de bajas UM impartidas. Por ello, se analiza la evolución temporal de la forma del perfil de dosis, de la calidad del haz así como de la relación dosis/UM (cGy/UM).

Material y método: Se analizan las energías de fotones (6 MV y 15 MV) del acelerador lineal Elekta SL18 en funcionamiento desde 1995, para distintas tasas de UM/min y tamaños campos.

Para el análisis de la forma del perfil se realizaron adquisiciones con el array de detectores de semiconductor Schuster a una profundidad de 8 cm en el maniquí de PMMA. Los perfiles se tomaron en la dirección transversal a la camilla (crossline) manteniendo el detector estático. La calidad del haz se estudió añadiendo a la configuración anterior una cuña de metacrilato. En ambos casos se registraron datos en intervalos del orden de 0,6 segundos debido a limitaciones del ordenador que controla los datos del Schuster. Para el procesado de los datos se elaboró un algoritmo de cálculo que integra perfiles en el tiempo con objeto de observar el efecto global en un campo transcurrido cierto tiempo.

Para la medida de la relación cGy/UM, se utilizó una cámara de ionización situada a profundidad del máximo en el maniquí de agua sólida RMI 457 y a una distancia de 100 cm respecto a la fuente para un campo de 10 x 10 cm (condiciones de referencia, salvo por la tasa de UM/min y UM impartidas). Dada la corta duración de las irradiaciones efectuadas, se repitieron estas medidas con termoluminiscencia para estudiar la influencia tanto de la resolución temporal de la cámara de ionización (del orden de ms) como la dependencia con la tasa en los instantes iniciales del haz.

Resultados: Se observa que la forma del perfil de dosis adopta unos valores de simetría y planitud aceptables transcurridos 1,2 segundos. Asimismo, la energía del haz se estabiliza en un intervalo de tiempo similar. Las medidas realizadas con la cámara de ionización revelan una falta estabilidad para campo de menos de 4 UM.

Conclusiones: Parece factible el uso del acelerador estudiado para técnicas de modulación de intensidad bajo condiciones no extremas. Se recomienda limitar el número de UM mínimo a impartir por haz en función de las características de la unidad de tratamiento a utilizar.

Palabras clave: *IMRT, estabilidad, UM.*

Índice de Autores

Autor, Comunicación

Autor, Comunicación

Agramunt S., 0116, 0117, 3017
Al Dweri F., 2067
Almansa J.F., 3040, 4041, 4042
Alonso C., 5019
Alonso Arrizabalaga S., 7132, 7134, 7135, 9133
Andreo P., 3084
Angoso de Guzmán M., 1118
Anguiano M., 2067
Angulo E., 3040, 4041, 4042
Aristu J.J., 9030
Arregui Castillo G., 0060, 7061, 8049
Azcona Armendáriz J.D., 0024, 0103, 6022, 8023, 9030, 9072
Azinovic I., 6062, 7093, 7094, 9068
Badal A., 3070, 3106
Ballester F., 0116, 0117, 0125, 0126, 3017, 4115, 8128, 9127
Baltasar Sánchez A., 5137
Baños Capilla M. C., 1118, 7119
Barberena F.J., 5121
Barquero R., 2009, 3005
Bastos A., 2113, 2114
Bea Gilabert J., 1118, 7119
Beltrán M., 8111
Benavente J., 1025
Berenguer Serrano R., 8007
Bernabéu J.J., 2033
Berraondo López P., 1059
Bezerra M.A., 4006
Bodineau C., 1095, 3016, 8046
Borras C., 5101
Bos A.J.J., 4115
Brosed A., 8051
Brualla González L., 3106, 7132, 7134, 7135, 9133
Buades M.J., 5047, 5048
Buendía M., 1044, 1045, 1097
Bullejos de la Higuera J.A., 0060, 7061, 8049
Burguete J., 9072
Caballero J.F., 1097
Cabello Murillo E., 0063, 8066, 9064
Calvo J.F., 6098, 6099
Calvo J.L., 1104, 1105
Calvo Manuel F.A., 0063, 8066, 9064
Calzado A., 5012, 5074
Camino J.M., 6083, 8107
Campayo J.M., 5122
Campos L.M., 2018
Candela F., 0125, 0126, 8128, 9127
Canellas Anoz M., 7076, 7077, 8075
Cañón R., 6062, 7093, 7094, 9068

Carabante M.D., 9130
Carbajo J., 2043, 6109, 8110
Cárdenes R., 1013, 6014
Carmona V., 0125, 0126, 8128, 9127
Carrasco P., 8008
Carrillo M., 7061
Carrizales L., 4108, 5101, 5102
Casado J., 1025
Casal E., 0116, 0117, 3017, 4115
Casals J., 6098, 6099
Cases F.G., 6062, 7094
Cases R., 0116, 0117
Castro I., 5048
Castro P., 5056, 6080, 6081, 6082, 6123, 8079
Castro R., 0063
Catalán Acosta A., 5050
Cepeda T., 5100
Chamorro J.L., 2145
Chapel Gomez M.L., 5054, 8085, 8092, 8096
Chavero J.C., 1105
Chevalier M., 4108, 5100
Cibrián R., 1044, 1045, 1097
Cid Galache A., 2009
Clavo B., 6014
Collado P., 2029, 6026, 6027
Colmenares R., 8143, 9144
Conejo F.J., 2033
Corredoira E., 5032, 7031
Cotta I., 2113
Craveiro R., 7112
Crelgo D., 0034, 7035, 8069
Crispín V., 3017
Cuevas M.D., 4073
De Blas R., 6083, 8107
De Haro J., 2145
De la Mata D., 8066
De la Mora R., 4108
De la Rúa A., 0034
De Sena E., 6026, 6027
Del Moral R., 0060, 7061
Díaz J., 5101
Díaz R., 4140, 5139, 6138
Díaz Calavia E.J., 1059
Díaz Molina M., 5055
Domingues C.A., 4006
Elizalde Soba P., 1059
Embid M., 6071
Eraso A., 6098, 6099
Escalada C., 2145
Escalera S., 3016

Autor, Comunicación

Escudé Ll., 9057
España M., 5056
Esparza J., 5120, 5129
Espinosa M., 6071
Esteve J.J., 1097
Eudaldo T., 8008
Fandiño J.M., 8143, 9144
Fayos Ferrer F., 0088, 4089, 6087, 8090, 9091
Feital J.C., 4006
Félix J., 5078
Fernández E., 9064
Fernández J., 0034, 7035, 8069
Fernández J.A., 5001
Fernández M., 1105
Fernández S., 5001, 8037
Fernández Bordes M., 2029, 5028
Fernández Cerezo S., 6015, 7076, 7077, 8075
Fernández Letón P., 6138
Fernández Soto J.M., 5100
Fernández Varea J.M., 3020, 3106
Fernández Velilla E., 9130
Ferreiro N., 8111
Ferrer S., 3086, 4073
Figueira A.R., 7112
Floriano A., 5056, 6080, 6081, 6082, 6123, 8079
Font Gómez J.A., 7076, 7077, 8037, 8075
Fraile E., 5074
Franco L., 3021, 6038, 6039, 6058
Fregoso Manjarrez D., 5055
Galán P., 1025, 1095, 3016, 8046
Gálvez Ochoa M., 0063, 7004, 8002, 8003, 8066, 9064
Gandía J.L., 1044
García F., 7093, 9068
García M., 8111
García Aguilar J., 5055
García de Yuso M.V., 1025
García Gómez S., 5054, 8085, 8092, 8096
García Jiménez R., 2009
García Martínez M.A., 1118, 7119
García Pérez de Schofield J., 0052
García Romero A., 6015, 7076, 7077, 8037, 8075
García Vicente F., 6080, 6081, 6082, 6123, 8079
Garrido Ll., 6098, 6099
Gavagan L., 1065
Geleijns J., 5012
Gil S., 6083, 8107
Gilarranz R., 4140, 5139
Gimeno J., 5078
Gómez F., 3021, 6038, 6039, 6058
Gómez P., 5028
González A., 5047, 5048
González I.L., 8110

Autor, Comunicación

González M., 4042
González Leitón A.M., 8051
González Muñoz G., 3020
González Peña R.J., 1097
González Sancho J.M., 0034, 7035, 8069
González Sistol A., 5137
González Torres I.M., 2043, 6109
Granero D., 0116, 0117, 3017, 4115
Gras P., 5078
Guerrero R., 3040, 4041, 4042
Gultresa J., 5019
Gutiérrez Amares G., 1010
Gutiérrez Sárraga J., 4089
Hermida M., 8111
Hernández M., 8011
Hernández Armas J., 5050
Hernández Suárez F., 5050
Hernández Vitoria A., 7076, 7077, 8037, 8075
Herrador M., 2043, 6109, 8110
Huerga C., 5032, 7031
Iborra M., 3040, 4041, 4042
Iglesias A., 3021, 6038, 6039, 6058
Ispizua C., 8143, 9144
Jeréz I., 1095
Jiménez Alarcón J.I., 5054, 8085, 8092, 8096
Jiménez Rojas R., 7004, 8002, 8003
Jornet N., 8008
Juan Senabre X.J., 0060, 7061, 8049
Jurado D., 8008
Laguía M., 1045, 1097
Lallena A.M., 2067, 3016
Lardies Fleeta D., 6015
Lavado Rodríguez E., 7004
Lencart J., 2114
Linero D., 9057
Lizuáin M.C., 5019, 6083, 8107
Lliso F., 0117, 0125, 0126, 8128, 9127
Llovet X., 3106
Lobato M., 6062, 7093, 7094, 9068
Lobato Bustos R., 3021, 6038, 6039, 6058, 8136
López A., 6138
López E., 7061
López J., 0125, 0126, 8128, 9127
López M., 5012, 5074
López Bote M.A., 7004, 8002, 8003
López Franco P., 5056
López Medina A., 2018, 8011
Luis F.J., 6109, 8110
Luna Vega V., 8136
Machuca Muñoz L., 1010
Macías D., 1013, 6014
Macías J., 1095, 3016, 8046

Manzanas M.J., 4140, 5139
 Mañeru F., 5120, 5121, 5124, 5129
 Martín C., 2029, 5028, 6026, 6027
 Martín G., 5032, 7031
 Martín J., 6027
 Martín J.M., 7061
 Martín Oliva R., 1013, 6014
 Martínez J.A., 6062, 7093, 7094, 9068
 Martínez L.C., 4140, 5139
 Martínez Asensio M.V., 5100
 Mayo P., 3086, 5122
 Medrano J.C., 8143, 9144
 Meiriño R., 8066
 Melgar Pérez J., 8007
 Micó V., 1097
 Millán Armengol A.P., 6015
 Millán Cebrián P.E., 7076, 7077, 8075
 Mínguez C., 5056, 6080, 6081, 6082, 6123, 8079
 Mínguez M.F., 1045, 1097
 Mínguez P., 4140, 5139, 6138
 Miquélez S., 5120, 5121, 5124, 5129
 Mira J., 8011
 Modolell I., 5019, 6083, 8107
 Molina M.T., 1097
 Monroy I., 2141
 Montes C., 2029, 5028, 6026, 6027
 Mora P., 4108
 Morán P., 4108, 5100
 Morant J.J., 5074
 Morata B., 4036
 Moreno M., 9030
 Morillas Pérez M.D., 5054, 8085, 8092, 8096
 Mos J., 6038, 6039
 Mosquera Sueiro J., 3021, 6058, 8136
 Muñiz J.L., 6071
 Muñoz C., 5019, 6083
 Muñoz J., 5019
 Núñez L., 6071, 8143, 9144
 Núñez Quintanilla A.T., 5054, 8085, 8092, 8096
 Ocampo P., 1065
 Ordiales Solís J.M., 7004, 8002, 8003
 Orellana Salas A., 0060, 7061, 8049
 Ortega Pardina P., 6015
 Ortuño Fernández-Pedreño F., 1059
 Osorio Ceballos J.L., 0060, 7061, 8049
 Panettieri V., 3084
 Pardo J., 3021, 6038, 6039, 6058
 Paredes V., 1044
 Pascual A., 3086, 5122
 Pazos A., 6058
 Pellejero S., 5120, 5121, 5124, 5129
 Pena J., 3021, 6038, 6039, 6058
 Penedo Cobos J.M., 8002, 8003
 Peña J.J., 1104, 1105
 Pereda N., 2033
 Pérez J.M., 4140, 5139, 6138
 Pérez L., 6080, 6081, 6082, 6123, 8079
 Pérez R., 1105
 Pérez Cajaraville J., 1059
 Pérez Calatayud J., 0116, 0117, 0125, 0126, 3017, 4115, 8128, 9127
 Pérez Molina J.L., 8085, 8092, 8096
 Picón C., 6083, 8107
 Pineda E., 2141
 Pinza Molina C., 5054, 8085, 8092, 8096
 Pizarro Trigo F., 5001, 6015, 7076, 7077, 8037, 8075
 Planes Meseguer D., 7132, 7134, 7135, 9133
 Plaza R., 5032, 7031
 Pombar Camean M., 3021, 6038, 6039, 6058, 8136
 Ponte F., 2113, 2114, 7112
 Pozuelo A., 0088, 4089, 6087, 8090, 9091
 Prada P.J., 0034
 Prezado Y., 5028, 6026
 Puchades V., 3017
 Puchal R., 2141
 Quiñones L.A., 5047
 Ramos M., 3086, 4073
 Ramos García L.I., 0024, 0103, 6022, 8023, 9030, 9072
 Rey Portolés G., 4089
 Ribas M., 8008
 Rivas M.A., 5001
 Rivera Jiménez M., 8007
 Roas N., 4108
 Rodenas F., 5122
 Rodríguez A., 0034, 7035, 8069
 Rodríguez C., 4140, 5139, 6138
 Rodríguez J.R., 2043
 Rodríguez Aranda F., 5055
 Rodríguez Romero R., 2145, 8143, 9144
 Ros García L., 7119
 Rosales F. J., 2033
 Roselló Ferrando J., 7132, 7134, 7135, 9133
 Rossell M.A., 1104, 1105
 Rubio A., 5120, 5121, 5124, 5129
 Rubio V., 1105
 Ruiz A., 8008
 Ruiz M.J., 7031
 Ruiz P., 5001
 Ruiz Alzola J., 1013, 6014
 Ruiz Velasco R., 0060, 2067, 7061, 8049
 Sáez C., 8111
 Sáez Beltrán M., 0088, 4089, 6087, 8090, 9091
 Sainz I.J., 8046
 Sainz J.M., 5001
 Salas M.D., 4073
 Salgado Fernández M., 0052
 Salmerón I., 5074

Salvadó M., 5012
Salvador F., 2018
Salvador R., 1044, 1045, 1097
Salvat F., 3106
Sánchez G., 2043, 6109, 8110
Sánchez J., 8037
Sánchez R., 6087, 8090, 9091
Sánchez Casanueva R., 0088, 4089
Sánchez Galiano P., 0034, 7035, 8069
Sánchez Jiménez J., 7076, 7077, 8075
Sánchez Reyes A., 9130
Sanchiz F., 9130
Sanjuan E., 1097
Santa Olalla I., 5032, 7031
Santos A., 2043, 6109, 8110
Santos J.A.M., 2113, 2114, 7112
Sanz C.J., 2029, 5028, 6026, 6027
Sanz D., 0034
Sastre Padró M., 9053
Sempau J., 3070, 3084, 3106
Sendón del Río J.R., 3021, 6038, 6039, 6058, 8136
Seoane A., 8111
Serena J.A., 2018
Serrada A., 5032, 7031
Serrano J., 8066
Serrano Sanz A., 7004
Serrat D., 2141
Sierra Díaz F., 7004, 8002, 8003
Sierro S., 5120
Simón J., 2043
Soriano A., 3017
Soto P., 5120, 5121, 5124, 5129
Tato de las Cuevas F., 8085, 8092, 8096
Teijeiro García A., 0052, 2018, 8011
Téllez de Cepeda M., 5032, 7031
Tobarra B., 5047, 5048
Tomás E., 0125, 0126, 8128, 9127
Torres Donaire J., 0052, 2018, 3040, 4041, 4042
Torres J.J., 6080, 6081, 6082, 6123, 8079
Urtasun F., 5121
Valbuena Marín M., 8002
Van der Heide U., 9053
Van der Laarse R., 3017
Vaño E., 5100
Vargas Castrillón S., 7004, 8002, 8003
Vega J.M., 1104, 1105
Velasco J., 5121
Veldkamp W., 5012
Venselaar J., 4115
Verdú G., 3086, 4073, 5122
Vidal J., 5032, 7031
Villacé A., 0034, 7035, 8069
Villaescusa J.I., 4036, 4073, 5078, 5122
Vivanco J., 0034, 7035, 8069
Wals A., 1095
Welleweerd H., 9053
Yovera Álvarez J., 1131
Zapata M., 6058
Zurita M., 0060

Jornada Aero - SEFM

Por primera vez, la Asociación Española de Radioterapia y Oncología (AERO) y la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), han desarrollado una jornada de trabajo convocada formalmente para analizar cuestiones profesionales o científicas que atañen de manera conjunta a radiofísicos hospitalarios y oncólogos radioterapeutas. Esta reunión de trabajo se celebró en el Hospital Clínico de Granada el día 13 de mayo, con la participación de 44 profesionales entre los que se encontraban los presidentes de ambas sociedades, los doctores Manuel de las Heras González (AERO) y Pedro Galán Montenegro (SEFM). Durante la jornada se trataron dos temas de gran interés en la radioterapia del cáncer: en primer lugar, la gestión de las interrupciones y demoras en la radioterapia fraccionada; en segundo, los contenidos y evaluación de los informes de tratamiento.

La sesión de trabajo se dividió en dos partes, correspondientes a cada uno de los temas. Ambas se desarrollaron de un modo semejante: un radioterapeuta y un radiofísico presentaron su punto de vista sobre el asunto en cuestión, y establecieron un punto de partida para el debate subsiguiente. Esta estructura no fue concebida para alcanzar unas conclusiones concretas y cerradas; antes bien, permitió que se llegara a un primer planteamiento de las facetas que, a juicio de los participantes, requieren de una atención especial en cada tema.

En cuanto a las interrupciones en los esquemas de radioterapia fraccionada, es clara la evidencia de una disminución de la probabilidad de control tumoral para ciertos tipos de cáncer, especialmente para los de células escamosas de cabeza y cuello; así como la necesidad de establecer políticas adecuadas para la gestión de estas interrupciones: que permitan evitarlas en la medida de lo posible y corrijan el fraccionamiento cuando sea preciso, en cuyo caso ha de prestarse atención a las limitaciones del modelo lineal-cuadrático cuando se incluye el factor tiempo. Parte de la solución del problema podría ser la administración de tratamientos durante los sábados; sin embargo, para extender esta práctica, ha de recabarse el apoyo de los gestores sanitarios, por lo que parece oportuna la elaboración de un informe en el que ambas sociedades avalen la importancia de este modo de proceder. También se indicó la conveniencia de que los tratamientos comiencen los lunes o los martes, y se destacó la necesidad de prestar una atención particular a las interrupciones ocasionadas por la toxicidad aguda de los tratamientos, cuyo abordaje es esencialmente distinto del que puede hacerse para las fiestas o los mantenimientos y averías de las unidades de irradiación. En cualquier caso, y hecha la salvedad de unos pocos hospitales, no conocemos con exactitud la importancia relativa de las causas de interrupción en España; por ello se sugirió la posibilidad de incluir apartados específicos en las fichas de se-

guimiento que permitan registrar estas incidencias para cada paciente. Por último, y aunque existen datos que sustentan que las interrupciones son, para una misma duración, más perjudiciales que las demoras en el inicio de los tratamientos, se indicó que los retrasos pueden llegar a ser muy largos y, además, entre ellos puede considerarse el período necesario para administrar la quimioterapia cuando ésta se aplica entre la cirugía y la radioterapia.

Respecto del contenido y evaluación de los informes de tratamiento, se destacó la gran amplitud de cuestiones que caen bajo este epígrafe. El primer problema sobre el que se debatió fue si las cantidades radiobiológicas integradoras que se calculan a partir de las distribuciones de dosis físicas en los volúmenes de interés, como la dosis efectiva, la EUD y otras, pueden relacionarse directamente con la respuesta de los tejidos tumorales y sanos. Por cuanto la respuesta a esta pregunta es negativa en general, parece necesario incluir en los informes dosimétricos de los tratamientos un conjunto de datos que permita realizar cálculos sobre las distribuciones de dosis en el futuro. Tras esto, se constató que la aplicación de las recomendaciones de la ICRU, a través de sus informes 50 y 62, es limitada en España. En particular, los criterios para la definición de volúmenes (tanto de órganos de riesgo como tumorales) son variables, y se resaltó la necesidad de un gran entrenamiento para adquirir destreza en ese menester; por ello puede ser recomendable el establecimiento de estándares en la definición de volúmenes, empezando por los que pueden permitir un acuerdo más amplio: los órganos de riesgo. En la última parte del debate, se llegó a una interesante e importante cuestión en la que hubo un amplio consenso: la necesidad de crear un registro nacional de respuestas a los tratamientos. Pero esto plantea inmediatamente el problema crucial con el que se inició la discusión: ¿qué datos dosimétricos deben acompañar al registro de respuesta? Cuestión que, naturalmente, quedó abierta.

Las discusiones precedentes permiten establecer las bases para que un grupo de profesionales más pequeño pueda desarrollar un trabajo minucioso sobre cada una de las cuestiones planteadas, por lo que se concluyó con la propuesta de creación de dos comisiones de trabajo formadas por miembros de ambas sociedades. Varios de los asistentes mostraron su disposición para integrarse en alguna de ellas, con lo que podrán constituirse formalmente en unas semanas.

Los presidentes de ambas sociedades se mostraron satisfechos con la iniciativa y con el desarrollo de esta primera reunión de trabajo AERO-SEFM, y expresaron su deseo de que tuviese continuidad. Por ello es posible que se convoque una nueva jornada en los próximos meses.

Como coordinador de la jornada, deseo expresar mi agradecimiento a todos los participantes por su esfuerzo

para asistir y el buen ambiente de trabajo que supieron crear, en particular a los presentadores de los temas: Miguel Macià, José Macías, Amadeo Wals y Santiago Velázquez. También agradezco la extraordinaria disposición de los presidentes de la SEFM y la AERO desde el mismo momento en que se gestó la idea, lo que ha hecho posible su realización. Por último, el apoyo logístico de la

dirección del Hospital Clínico San Cecilio de Granada ha sido fundamental, y estimo especialmente la ayuda de mis compañeros del Hospital Clínico y el Hospital Virgen de las Nieves.

Damián Guirado Llorente
Coordinador de la Jornada

Agenda

Próximas convocatorias

Teaching course on Brachytherapy in Gynaecological Malignancies.

París (Francia), 25-27 agosto 2005.

Información: www.estro.be

7 th International Stereotactic Radiosurgery Society Congress.

Bruselas (Bélgica), 11-15 septiembre 2005.

Información: www.isrs2005.com

IOMP's 14th International Conference of Medical Physics.

Nuremberg (Alemania), 14-17 septiembre 2005.

Información: www.ICMP2005.org

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

XIII Congreso AERO.

Cádiz, 4-7 octubre de 2005.

Información: www.aero.es

European School of Medical Physics, Eighth Session.

Archamps (Francia), 27 octubre - 29 noviembre 2005 (5 cursos).

Información: www.cur-archamps.fr/esi

World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006.

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

Información: www.wc2006-seoul.org