

Método para la obtención de las características de los filtros de forma de equipos de tomografía computarizada a partir de medidas de atenuación relativa

M. Salvadó i Artells¹, J.J. Morant Echevarne², M. López Tortosa^{1,2},
A. Calzado Cantera³

¹Física Mèdica, Departament de Ciències Mèdiques Bàsiques, ²Servei de Protecció Radiològica. Universitat Rovira i Virgili, Reus. ³Física Mèdica. Departament de Radiologia. Universidad Complutense. Madrid.

A method to obtain the characteristics of the CT shaping filters from dosimetric measurements of photon beam attenuation

Resumen

Si se quiere estudiar la influencia de los filtros de forma de los que disponen los equipos de tomografía computarizada (TC), no siempre resulta fácil obtener información suficientemente precisa sobre su composición y forma geométrica. En el presente trabajo se propone un método relativamente simple para conocer las características geométricas de estos filtros a partir de las medidas de atenuación relativa con una cámara de ionización. Con los valores de atenuación relativa obtenidos experimentalmente para dos filtros diferentes, de cabeza y de cuerpo, de los que dispone un escáner de TC, se han calculado las respectivas regresiones polinómicas. A partir de estas funciones analíticas se han estimado los valores del espesor del filtro de forma que atraviesa el haz de fotones para cada ángulo de emisión y se han obtenido las dimensiones físicas de los filtros considerados.

Palabras clave: Filtros de forma. Tomografía computarizada (TC). Simulaciones. Medidas de atenuación.

Abstract

The computed tomography (CT) scanners are equipped with shaping filters to compensate thickness variation in the patient section. In order to study their influence on the final image quality and delivered dose to patient, sometimes it is not an easy task to get exact information from the manufacturer on their composition and geometrical shape. This paper presents and describes a relatively simple approach to recognise the geometric characteristics of the filters. This method is based on dosimetric measurements of dose attenuation. A polynomial regression of the relative attenuation values has been calculated using two specific head and body filters respectively. Thickness values for different angle directions through the filters have been deduced from the fitting outcomes and subsequently, the physical dimensions of the filters have been estimated from the filter composition.

Key words: Shaping filters. Computed tomography (CT). Simulations. Attenuation measurements.

Introducción y objetivos

Para calcular los valores de diferentes magnitudes asociadas con la dosis o con características de la imagen en radiodiagnóstico es frecuente realizar simulaciones, bien

basadas en el método de Montecarlo, o combinadas a veces con cálculos deterministas y analíticos^{1,2}. En el caso particular de la tomografía computarizada (TC), para realizar una simulación precisa de los procesos de interacción del haz de fotones conviene tener en consideración, tanto las características que definen la geometría intrínseca del haz (tamaño efectivo del foco, distancia foco-isocentro, filtración primaria, filtro de forma y la anchura del haz), como los parámetros relacionados con el protocolo de adquisición de datos empleado en cada caso (el campo de visión, la colimación y sobreirradiación (*overbeaming*), el factor de paso, la extensión del exa-

Correspondencia: Marçal Salvadó i Artells, Física Mèdica, Departament de Ciències Mèdiques Bàsiques, Facultat de Medicina i Ciències de la Salut, Universitat Rovira i Virgili. Sant Llorenç, 21, 43201 Reus. Tarragona.

E-mail: marsal@urv.cat

Fecha de recepción: 28-2-2007

Fecha de aceptación: 18-4-2007

men y las rotaciones extra (*overranging*), la atenuación de la mesa de exploración y la distribución espectral de los rayos X³⁻⁵.

La mayoría de estos parámetros pueden obtenerse con relativa facilidad de la bibliografía publicada o de los manuales en los que se describen las especificaciones técnicas de los equipos estudiados. Sin embargo, hay otros, como el n° de rotaciones adicionales del tubo necesarias para interpolar en los bordes del área explorada o las características físicas de los llamados filtros de forma, para los cuales no resulta fácil obtener información precisa, aunque se solicite directamente al fabricante o se utilicen métodos invasivos para acceder físicamente a los mismos. Los filtros de forma (*"shaping filters"*) son unos objetos de material absorbente, de espesor pequeño en el centro del haz y creciente hacia los extremos, con simetría respecto al eje del haz en el plano axial que se interponen en el haz a una pequeña distancia del tubo. Su finalidad principal es compensar las diferencias en los espesores atravesados en una sección del paciente, que son mayores en el centro que en la periferia, para asegurar que la intensidad del haz de radiación que llega a los detectores sea uniforme. Además, la utilización de estos filtros reduce las dosis recibidas por el paciente y el ruido de las imágenes.

En el presente trabajo se propone un método relativamente simple para conocer, a partir de medidas de atenuación, las características geométricas de los diferentes filtros de forma (para exámenes de cabeza y de cuerpo) de los que se dispone en un escáner de TC. Esta metodología, que en nuestro trabajo se ha aplicado a un equipo concreto, en principio podría ser aplicable a otros equipos de cualquier marca y modelo.

Material y método

La metodología seguida ha consistido en esencia en la realización de medidas dosimétricas en diferentes direcciones angulares del haz para obtener las curvas de atenuación relativa. Hemos trabajado con un escáner de TC, modelo LightSpeed Ultra (GEMS, Milwaukee US). Dicho equipo permite adquirir simultáneamente hasta 8 secciones en modo secuencial o helicoidal y dispone de dos filtros de forma para ser incorporados en las adquisiciones de datos en exámenes de cabeza (filtro 1) y de cuerpo (filtro 2). Además, para poder comparar los resultados de ambos filtros con una referencia básica, hemos podido trabajar sin utilizar ningún filtro de forma (filtro 0). Las medidas dosimétricas se han realizado con una cámara tipo "lápiz" 20x5-3CT de 10 cm de longitud activa asociada con un electrómetro monitor 2026 (Radcal, Monrovia US).

Las medidas de dosis se han realizado según el esquema de la fig.1. Para eliminar la rotación del tubo se ha fijado éste en una posición lateral (90°) lo que nos ha per-

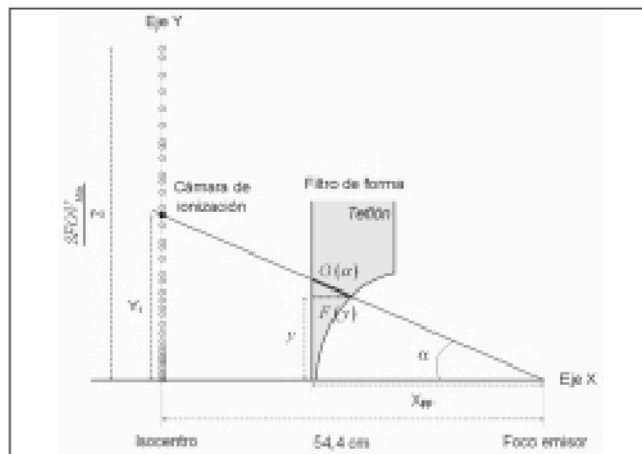


Fig. 1. Esquema de las distintas posiciones de medida de la cámara de ionización y de las trayectorias de los rayos X por el interior del filtro de forma en función del ángulo de emisión.

mitido medir desplazando la cámara a lo largo del eje Y desde el isocentro del "gantry" hasta cubrir completamente la máxima apertura del haz. Se ha realizado una serie de medidas en 38 posiciones para cada uno de los filtros (0, 1 y 2), con desplazamientos menores cerca del isocentro y del orden de 1 cm en el extremo opuesto⁶. Para realizar las medidas en las diferentes posiciones, se ha fijado la cámara a un soporte solidario con la mesa de exploración. El desplazamiento vertical indexado de la mesa ha permitido posicionar la cámara en los puntos deseados. Las condiciones de irradiación (120 kV, 100 mAs, colimación total 10 mm (4 x 2,5 mm), foco fino de 0,7 mm x 0,6 mm, campo de visión, SFOV, de 50,4 cm) se han mantenido constantes en todas las exposiciones. Como información adicional, el tubo se fijó utilizando un protocolo de servicio, con la ayuda del personal del servicio técnico.

Los valores dosimétricos medidos para el filtro de cabeza, D_1 , y para el filtro de cuerpo, D_2 , se han normalizado respecto a los medidos en ausencia de filtro de forma, D_0 . De este modo, se elimina la influencia de la distancia foco-cámara de ionización, que varía a lo largo del eje Y. Para simplificar el cálculo, después de verificar la simetría de los filtros de forma alrededor del eje central de irradiación, únicamente se han realizado medidas a lo largo del semieje positivo Y.

Así hemos obtenido dos conjuntos (uno para cada filtro de forma) de 38 valores relativos de dosis en función de su distancia Y_i al eje X. Para cada uno de estos conjuntos se ha realizado un ajuste polinómico que ha permitido obtener la función que describe la atenuación. Se ha ajustado a polinomios de octavo grado utilizando un método de mínimos cuadrados ponderado con la varianza de los resultados de medida. Para ello hemos usado el paquete Statgraphics Plus 5.1 (*Open Land Communications*).

Dado que el ángulo sólido subtendido por la cámara es pequeño y que los espesores de filtro atravesados por los

fotones detectados no son demasiado grandes, se puede suponer que en promedio se cumple la ley de atenuación exponencial para la energía efectiva del haz. Con esta premisa, se puede estimar el espesor de filtro $G(\alpha)$ que atraviesan los fotones que llegan a la cámara para cada ángulo α de emisión como:

$$G(\alpha) = \frac{-1}{\mu_{\text{filtro}}} \ln \left(\frac{D_{\text{filtro}}}{D_0} \right) \quad (1)$$

donde μ_{filtro} es el coeficiente de atenuación lineal, que depende de la energía del fotón incidente y del material del filtro de forma, y D_{filtro}/D_0 son los valores recalculados del cociente de dosis mediante la función polinómica de ajuste.

Para realizar los cálculos se ha considerado que el material del filtro de forma es politetrafluoroetileno (F_2C-CF_2), conocido como teflón, y que la energía efectiva del haz es de 65 keV⁷, ya que puede considerarse que está comprendida en el rango 60 - 70 keV para los valores de α medidos ($0^\circ - 25^\circ$). Como información adicional, el valor de capa hemirreductora medida en el eje del haz ha sido de $7,5 \pm 0,3$ mm Al. Con todas estas premisas, se ha "reconstruido" el perfil del filtro de forma a partir de los valores obtenidos de $G(\alpha)$, teniendo en cuenta que:

$$F(y) = G(\alpha) \cdot \cos(\alpha) \quad (2)$$

donde y , $F(y)$, y $G(\alpha)$ son las distancias consideradas en la fig.1. De este modo se obtiene numéricamente (aunque también podría obtenerse analíticamente) el perfil de los filtros de forma mediante la función $F(y)$.

Resultados y discusión

En la fig. 2 se muestran los valores medidos de la atenuación relativa para ambos filtros, D_{filtro}/D_0 , en las distintas posiciones de la cámara de ionización y los valores

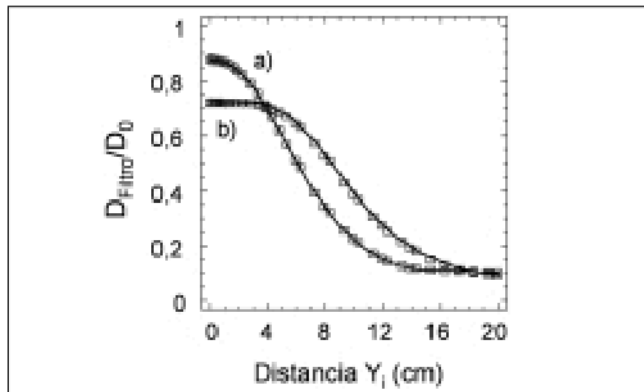


Fig. 2. Valores de atenuación relativa en función de la posición de la cámara de ionización para los filtros de forma de cabeza (a) y cuerpo (b). Los puntos corresponden a los resultados de medida (cuadros), junto con las barras de error asociadas y las líneas representan las funciones polinómicas del ajuste.

calculados con los polinomios obtenidos en la regresión. Puede apreciarse el excelente grado de ajuste entre las medidas y la curva de regresión, teniendo en cuenta que los errores asociados a las medidas, considerando una desviación típica (σ), están en torno al 4 - 5%. Para realizar esta estimación se han combinado las incertidumbres asociadas con la cámara de ionización y las varianzas asociadas con la serie de medidas para estimar las incertidumbres asociadas con el proceso de normalización.

Teniendo en cuenta que el material que compone los filtros de forma es teflón, se muestran en la fig. 3 los valores de $G(\alpha)$ calculados para ambos filtros a partir de las regresiones polinómicas, que cubren completamente la semiapertura máxima del haz. Las dimensiones reales de los filtros de forma, $F(y)$, mostrados en la fig. 4, se han obtenido a partir de los espesores atravesados por el haz de fotones y teniendo en cuenta que la distancia entre el punto focal y la base de los filtros de forma, X_{FF} , es de 18,0 cm.

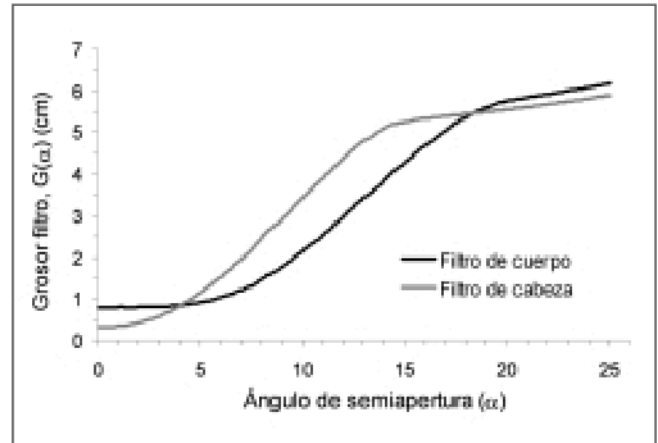


Fig. 3. Representación gráfica de los valores $G(\alpha)$, correspondientes a los espesores de los filtro de forma que atraviesan los fotones, en función de los distintos ángulos de emisión.

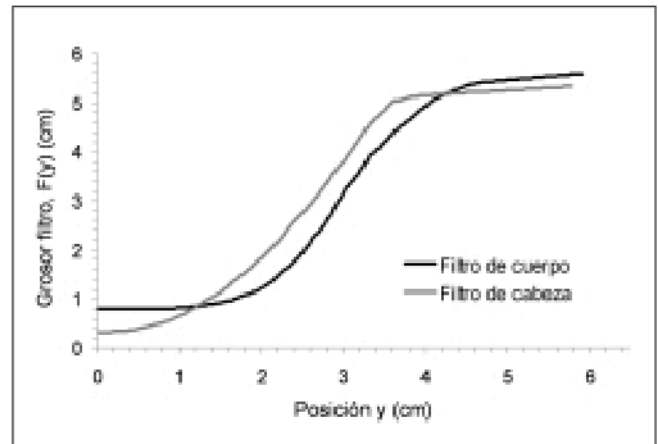


Fig. 4. Dimensiones reales de los filtro de forma obtenidos al representar gráficamente los valores $F(y)$, correspondientes a los distintos espesores de teflón a lo largo de la semiapertura del haz de irradiación.

A la vista de los resultados obtenidos, se puede analizar la conveniencia de reducir el número de valores medidos para la atenuación relativa y ampliar la separación entre estos. Con este fin, se han considerado únicamente 16 valores relativos de dosis, con los que se puede cubrir la zona de interés y se han recalculado las regresiones polinómicas de octavo grado para ambos filtros. Los valores obtenidos para los coeficientes de regresión polinómica no varían significativamente al considerar las 38 medidas ($R^2=0,99991$ para el filtro de cabeza y $R^2=0,99997$ para el filtro de cuerpo) o, alternativamente, al considerar solamente 16 medidas ($R^2=0,99988$ para el filtro de cabeza y $R^2=0,99988$ para el filtro de cuerpo). Por todo ello, es posible obtener la información requerida con precisión suficiente utilizando un conjunto de unas 15 medidas. Como alternativa a considerar, una vez conocidos los datos de atenuación y de la forma del filtro, se podrían usar funciones de ajuste distintas y adaptadas a cada caso, ya que la forma y la composición de los filtros puede variar para las diferentes marcas y modelos de escáner.

Las principales limitaciones del estudio son: 1) En los cálculos realizados no se ha tenido en cuenta la contribución de la radiación dispersa que, si bien afecta a la medida, se ha considerado despreciable; 2) Se han calculado regresiones polinómicas de octavo grado, si bien es cierto que los resultados no varían significativamente si se emplean regresiones de grado sexto, que es el mayor grado accesible en ciertas hojas de cálculo de uso amplio; 3) Para realizar las medidas se ha empleado un protocolo de servicio, que no es habitualmente accesible para los usuarios; y 4) No siempre se dispone de información suficientemente precisa sobre el material o materiales que componen los filtros de forma.

En relación con la última limitación citada, hay que tener en cuenta que el conocimiento de la atenuación relativa también puede ser de utilidad para simular el haz. De hecho, y como ejemplo de aplicación en procedimientos de simulación, es relativamente frecuente no reproducir íntegramente la trayectoria de las partículas a través del filtro de forma y aplicar alguna simplificación en su lugar, tales como multiplicar la contribución de cada partícula simulada por un factor de ponderación asociado a la atenuación relativa producida en el filtro. Por tanto, para el espesor que atraviesa el haz de fotones en función de cada ángulo de emisión en el plano X-Y y un material de filtro dado, se puede calcular la atenuación relativa del haz de fotones antes de simular el transporte de las partículas mediante la siguiente expresión analítica:

$$\frac{I(E, \alpha)}{I_0(E, \alpha)} = e^{-\mu_{\text{filtro}}(E)G(\alpha)} \quad (3)$$

donde E es la energía del fotón incidente y $G(\alpha)$ la distancia recorrida en el filtro para un determinado ángulo

de emisión. Esta metodología para implementar el filtro de forma, considerada como una técnica de reducción de varianza, no altera significativamente los resultados y ha sido chequeada y usada en diferentes estudios^{8,9}.

Conclusiones

Con el fin de reproducir adecuadamente los efectos que producen los filtros de forma sobre el haz de fotones, se ha propuesto un método que permite obtener las características de dichos filtros en un equipo de TC a partir de un conjunto de medidas de atenuación relativa. La regresión de estos valores a funciones polinómicas, así como el conocimiento del material del que están contruidos los filtros (si es posible) permiten estimar su grosor para cualquier ángulo de emisión, obteniendo la información necesaria para reproducir en un programa de simulación el funcionamiento del equipo TC de una forma más precisa.

Referencias

- Giersch J, Weidemann A, Anton G. ROSI-an object-oriented and parallel-computing Monte Carlo simulation for X-ray imaging. *Nucl Instr* 2003; A 509:151-156.
- Bernhardt P, Bätz L, Rührschopf EP, Hoheisel M. Spatial Frequency-Dependent Signal-to-Noise Ratio as a Generalized Measure of Image Quality. *Medical Imaging 2005: Physics of Medical Imaging, Proceedings of SPIE* 2005;5745:407-418.
- Quality Criteria 2004 G. Bongartz, S.J. Golding, A.G. Jurik, M. Leonardí, E. van Persijn van Meerten, R. Rodríguez, K. Schneider, A. Calzado, J. Geleijns, K.A. Jessen, W. Panzer, P. C. Shrimpton, G. Tosi. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. Funded by the European Commission. Contract number FIGM-CT2000-20078-CT-TIP. March 2004. Disponible en: http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm. Última descarga 16 abril 2007.
- Salvadó M, López M, Morant JJ, Calzado A. Cálculo de dosis impartidas con equipos de tomografía computerizada (TC) sobre maniqués voxelizados. Validación preliminar de un programa de simulación basado en el método de Montecarlo. *Rev Fis Med* 2003;4:107-115.
- Salvadó M, López M, Morant JJ, Calzado A. Monte Carlo calculations of radiation dose in CT examinations using phantom and patient tomographic models. *Rad Prot Dosim* 2005;114:364-368.
- Edyvean S, Lewis MA, Britten AJ. CT Scanner Dose Survey: Measurement Protocol. Version 5.0 July 1997. ImPACT.
- American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report No. 39. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. *Am Inst Phys* 1993.
- Jones DG, Shrimpton PC. Survey of CT Practice in the UK. Part 3: Normalised Organ Doses For X-Ray Computed Tomography Calculated using Monte Carlo Techniques. National Radiological Protection Board. 1991; NRPB SR-250.
- Jarry G, DeMarco JJ, Beifuss U, Cagnon CH, McNitt-Gray MF. A Monte Carlo-based method to estimate radiation dose from spiral CT: from phantom testing to patient-specific models. *Phys Med Biol* 2003;48:2645-2663.