

Medida del índice de dosis en TC de 320 filas de detectores

Measurement of the dose index in a 320 detector row CT scanner

Zulima Aza Villarrubia, Luis Alejo Luque, Rodrigo Plaza Núñez, Carlos Huerga Cabrerizo, Eva Corredoira Silva, Antonio Serrada Hierro

Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz, Madrid.

Fecha de Recepción: 07/06/2018 - Fecha de Aceptación: 08/11/2018

Se presentan parte de las pruebas realizadas en la aceptación de un equipo de tomografía computarizada (TC) Canon Aquilion One que dispone de 320 filas de detectores y permite realizar adquisiciones con espesores de corte de hasta 160 mm, lo que es de gran utilidad en exploraciones a pacientes pediátricos. Las pruebas habituales del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCR) están contempladas para realizarse en escáneres con espesores de corte menores, de forma que se proponen y comparan otros métodos para evaluar el índice de dosis en TC (CTDI) en los que la anchura del haz de radiación es mayor que el detector utilizado habitualmente en los controles de calidad. Se han observado variaciones de hasta el 12% entre los diferentes métodos aplicados en espesores menores de 80 mm, y de hasta el 20% en los espesores mayores. Además, se hace una evaluación de la nueva métrica “dosis de equilibrio” en el maniquí TG200 de 600 mm de longitud, obteniendo resultados que concuerdan con la bibliografía, y se propone un método de evaluación del perfil de dosis longitudinal en adquisiciones axiales con placas radiocrómicas.

Palabras clave: Tomografía Computarizada (TC), Computed Tomography Dose Index (CTDI), espesor de radiación, maniquí.

The purpose of this article is to show part of the tests realized in the acceptance of the Canon Aquilion One TC, which has 320 rows of detectors that allow make acquisitions with a slice thickness up to 160 mm, very useful in pediatric patient examinations. The common tests of the PECCR are contemplated to be performed on scanners with smaller slice thicknesses, so there are proposed other methods for evaluating CTDI in cases that radiation thickness is greater than the radiation detector used in quality controls. Differences have been observed between the methods of up to 12% in less than 80 mm of thickness cases and up to 20% in the largest thickness. In addition, an evaluation of the new metric “equilibrium dose” is made on the 600 mm long phantom TG200, obtaining results that agree with the bibliography. It is proposed a longitudinal dose profile evaluation method for an axial acquisition with radiochromic.

Key words: Computed Tomography (TC), Computed Tomography Dose Index (CTDI), radiation thickness, phantom.

Introducción

En la actualidad, la búsqueda por conseguir imágenes de tomografía computarizada de suficiente calidad diagnóstica con la menor dosis posible ha derivado en diversas tecnologías. Hoy en día la mayoría de los fabricantes utilizan protocolos específicos para pacientes pediátricos, además de hacer modulación en intensidad y utilizar métodos de reconstrucción iterativa.¹ Podemos encontrar, por ejemplo, algunos equipos como los de Siemens* que utilizan fuentes duales, con dos sistemas tubo-detector integrados en la misma máquina;² otros

de Philips[†] que han mejorado la eficiencia de los detectores de forma que puedan diferenciar dos espectros energéticos de rayos X simultáneamente,³ o los modelos de Canon[‡] que utilizan detectores de gran anchura capaces de realizar exploraciones de hasta 16 cm en una sola rotación,⁴ lo que permite reducir tanto la dosis recibida por el paciente como el tiempo de adquisición, y por tanto la cantidad de contraste y sedación necesarios en algunos estudios pediátricos⁵. Con dichos

*<https://www.healthcare.siemens.es/computed-tomography>

† <https://www.philips.es/healthcare/solutions/computed-tomography/ct-scanners>

‡ <https://es.medical.canon/product-solutions/computed-tomography/product-solutions/computed-tomographyaquilione/>

detectores es posible realizar adquisiciones en un solo barrido de cráneo en neonatos, de cuello en pacientes pediátricos hasta 16 años, de ciertas articulaciones y de corazón,⁶ reduciendo los artefactos producidos por los movimientos del paciente durante la adquisición.⁷ También se pueden realizar estudios complejos como de angiografía^{8,9} o perfusión.¹⁰

Debido a la reciente instalación en el Hospital Universitario de La Paz de un equipo de TC de detector ancho Aquilion One (Canon Medical Systems), fue necesario realizar las pruebas de aceptación y referencia, muchas de las cuales estaban basadas en las propuestas por el PECCR.¹¹ Sin embargo, el fabricante no contempló en su protocolo la realización de medidas de dosis en campo ancho. Por ello, el objetivo principal de este trabajo es realizar unas pruebas de referencia adaptadas a la anchura del haz de radiación que puede llegar a proporcionar el TC, lo que conlleva recurrir a nuevas métricas relacionadas con el índice de dosis. Como objetivo secundario se quiere observar el comportamiento de la radiación dispersada en el interior de un maniquí de gran tamaño utilizando la magnitud dosis de equilibrio propuesta por el documento 111 de la Asociación Americana de Física Médica¹² y placas radicrómicas.

Material y métodos

Medida del *CTDI* de referencia

Los equipos con un gran número de filas de detectores nos obligan a adaptar las pruebas de aceptación y control de calidad anuales,¹³ debido a que la anchura del haz de radiación puede exceder el tamaño de las cámaras utilizadas para evaluar el *CTDI*, tanto en los maniquís de cabeza y cuerpo como en aire. En nuestro caso, este número de filas de detectores se eleva a 320, haciendo que el haz de radiación pueda ser de hasta 16 cm de ancho. Para evaluar el *CTDI* se ha utilizado el siguiente instrumental:

- TC Canon Aquilion One (Canon Medical System) con 320 filas de detectores; anchura máxima del haz 160 mm. Haz de radiación tipo *cone beam*, con exposición continua y voltajes de tubo de 80, 100, 120 y 135 kV. Corrientes de tubo de 10 mA a 600 mA ajustables en incrementos de 5 mA. Detectores de estado sólido de oxisulfuro de gadolinio (Gadox) con 896 × 320 elementos.
- Multímetro RaySafe Unfors X2*
- Cámara CT sensor RaySafe Unfors X2

*<http://www.raysafe.com/>

- Maniquís de cabeza y cuerpo de polimetilmetacrilato (PMMA).

La adquisición se realiza sin desplazamiento de camilla para cada kilovoltaje (80, 100, 120, 135 kVp), y con cada uno de los espesores de corte disponibles: 20, 40, 60, 80, 100, 120, 128, 140 y 160 mm de espesor de haz por giro.

Método PECCR

La medida del *CTDI* hasta 80 mm se realiza como indica el PECCR. Se introduce la cámara CT en los alojamientos del centro, norte, sur, este y oeste y se centra el maniquí con el haz del láser interno. Con estos datos se calculará el *CTDI* ponderado,¹⁴ que es un buen indicador de la dosis que se va a impartir con este equipo.

$$CTDI_{ponderado} = \frac{1}{3}CTDI_{centro} + \frac{2}{3} \left(\frac{CTDI_{norte} + CTDI_{sur} + CTDI_{este} + CTDI_{oeste}}{4} \right) \quad (1)$$

Debido a la longitud de la cámara CT (10 cm), las medidas directas las podremos hacer sólo en los cuatro primeros espesores. Estos resultados se han utilizado para comprobar que el método de medida aplicado a los demás espesores de radiación es correcto.

Método IEC

Para espesores mayores de 80 mm se utiliza el método recomendado por la *International Electrotechnical Commission* (IEC),¹⁵ descrito también en un informe relacionado de la Organización Internacional de Energía Atómica (IAEA),¹⁶ que consiste en realizar medidas de referencia en aire en el centro de la cámara (para espesores menores o iguales a 60 mm) y en las posiciones 1 y 2 (Figura 1) correspondientes a una distancia de 5 cm del centro en ambos extremos, haciendo un barrido para todos los kV y espesores disponibles. Para obtener el resultado del *CTDI* en aire con cada espesor y kV se suman las lecturas de las dos posiciones.

$$CTDI_{aire}(espesor, kV) = CTDI_1 + CTDI_2 \quad (2)$$

El siguiente paso es calcular el *CTDI* en cada alojamiento (centro, norte, este, sur, oeste) con ayuda de los *CTDI* medidos en los maniquís de PMMA para un espesor de 20 mm. En el caso del alojamiento central y para un kV dado tendremos la siguiente expresión:

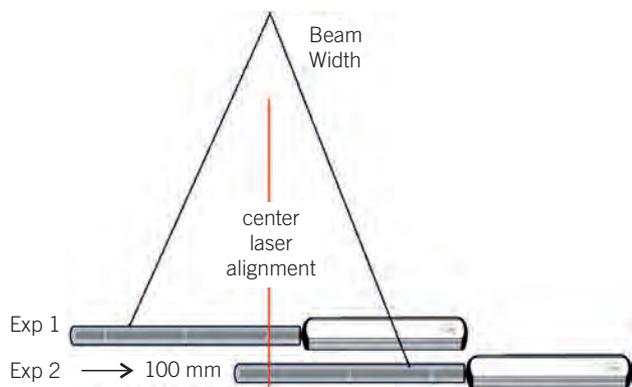


Fig. 1. Posiciones 1 y 2 de la cámara Unfors para obtener $CTDI_{aire}$ (imagen obtenida de plantilla RaySafe CTDI Vol.2.1).

$$CTDI_{centro} = CTDI_{centro, 20\text{ mm}} \cdot \frac{CTDI_{aire}}{CTDI_{REFaire, 20\text{ mm}}} \quad (3)$$

donde $CTDI_{centro, 20\text{ mm}}$ corresponde al $CTDI$ medido en el maniquí, en el alojamiento central con el espesor de corte $5.0\text{ mm} \times 4$ (20 mm de espesor); $CTDI_{aire}$ corresponde a la suma de las medidas del $CTDI$ en aire en los puntos 1 y 2 y $CTDI_{REFaire, 20\text{ mm}}$ corresponde al $CTDI$ de referencia medido en aire con 20 mm de espesor de radiación. Después de calcular el $CTDI$ en cada uno de los alojamientos se obtiene el $CTDI$ ponderado, corrigiendo por los mAs utilizados (100 mAs en nuestro caso).

El $CTDI$ nominal se obtiene directamente del equipo, seleccionando en cada caso el maniquí de referencia correspondiente (cabeza ó tronco). El *field of view* (FoV) escogido al realizar la adquisición del maniquí de cuerpo es el M (320 mm), mientras que en el caso de cabeza es el S (240 mm).

Evaluación de la dosis de equilibrio

La magnitud de dosis de equilibrio se introduce en el documento 111 de la AAPM. A medida que aumentamos la longitud de una adquisición en un maniquí, la dosis acumulada en la posición central se incrementa asintóticamente debido a las contribuciones de la radiación dispersa producida en sus extremos. El valor límite es lo que se conoce como dosis de equilibrio, y se alcanza cuando la fuente de radiación está lo suficientemente lejos como para que su contribución en el punto de medida sea despreciable. Para evaluar esta magnitud se utilizó el maniquí TG200 diseñado por el Comité del Documento ICRU 87 en colaboración con el Grupo de Trabajo AAPM *Task Group 200*. El

maniquí está fabricado con polietileno de alta densidad ($\rho \sim 0.97\text{ g/cm}^3$), y debido a su gran peso ($\sim 41\text{ kg}$) está formado por tres secciones cilíndricas de 300 mm de diámetro y 200 mm de longitud[†] (longitud total de 600 mm). Dos de las secciones tienen tres insertos cilíndricos para alojar la cámara de ionización, en el centro, la periferia y en una posición intermedia. Como el detector debe colocarse centrado con el haz de radiación, el maniquí carece de juntas en la zona central para evitar que la posible radiación directa provoque lecturas erróneas. Las medidas se han realizado con un electrómetro PTW UNIDOS y una cámara de ionización tipo Farmer (0.6 cc) PTW TM30001 de 25.9 mm de longitud, calibrada en un laboratorio acreditado. La técnica utilizada en el TC fue adquisición helicoidal con 120 kV , 300 mAs y $FoV M$ (320 mm), con un espesor de radiación de 16 mm . Con dicho espesor se realizaron desplazamientos de mesa para tener diferentes longitudes de estudio, desde el mínimo permitido por el espesor de radiación seleccionado hasta la longitud total del maniquí.

Evaluación de los perfiles de radiación en maniquí

Por último, se evaluó el perfil total de dosis a lo largo de todo el maniquí TG200 en una adquisición axial (sin movimiento de mesa). Para ello se utilizaron placas radiocrómicas RTQA2 de Graphcromic. Como el maniquí sólo tiene inserto central en dos de los tres módulos hubo que irradiar las placas dos veces, girando el maniquí, para simular el perfil completo. Es decir, si el maniquí estuviera colocado con su “cabeza” hacia el TC y los “pies” hacia fuera, primero se irradiaron con las placas hacia “pies” (es decir, el módulo sin inserto central queda hacia dentro del TC), y después con las placas hacia “cabeza” como se indica en la Figura 3 (el módulo sin inserto central queda hacia fuera del TC). Cada pareja de placas se irradia con 20 disparos consecutivos en modo *Volumen* con un espesor de radiación de 0.5×320 , es decir 160 mm , 120 kV , 900 mAs y $FoV M$ (320 mm). Para tener el control del “fondo”, se deja una placa sin irradiar.

Las placas radiocrómicas se escanean manteniendo la posición en la que fueron irradiadas, con un escáner EPSON Expression 11000XL a 200 ppp y se guardan en formato .tif. Posteriormente se analizan con ImageJ[‡], haciendo perfiles a lo largo de las imágenes y se normalizan los resultados de “pies” y “cabeza”, separadamente, al máximo valor de píxel. Se considera que la distancia 0 cm corresponde a la parte más interior del maniquí en ambos casos.

[†]PRO CT-DOSE: http://pro-project.pl/pro-ct_dose_aapm

[‡]<https://imagej.net>

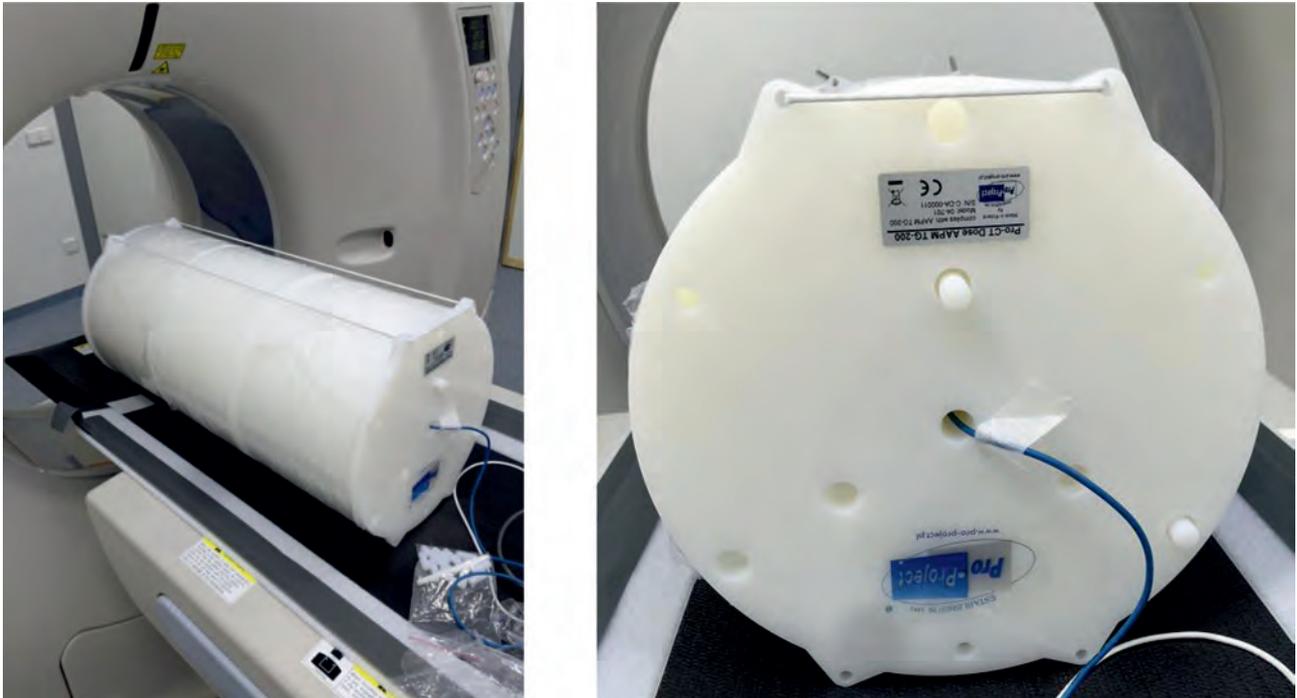


Fig. 2. Maniqué TG200 visto lateral y frontalmente, con la cámara de ionización en el inserto central.

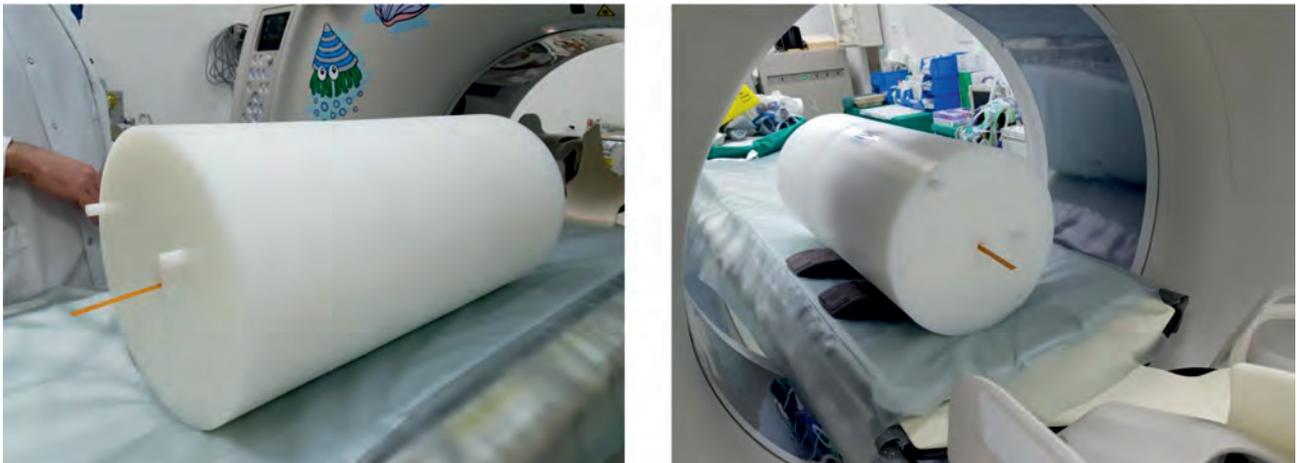


Fig. 3. Maniqué TG200 con las placas radiocrómicas hacia “pies” (figura izquierda) y “cabeza” (figura derecha).

Resultados

A continuación, se presentan las tablas con los resultados de las distintas medidas del *CTDI* normalizado ponderado (en mGy/100 mAs) y de las medidas de exposición con el TG200 para distintos espesores de corte.

Medida del *CTDI*

Resultados para maniqué de cuerpo

En la Tabla 1, encontramos los valores del *CTDI* normalizado ponderado medido directamente con la cámara CT Unfors para espesores menores de 80 mm, tal y como sugiere el PECCR, así como los medidos con el método IEC, y los valores nominales.

Tabla 1. *CTDI* normalizado ponderado (mGy/100 mAs) medido con el método del PECCR, método IEC y nominal en maniquí de cuerpo. Entre paréntesis, y en porcentaje, se expresa la diferencia de cada método con el valor nominal.

		Espesor de corte (mm)								
kVp	Método	4 × 5.0	80 × 0.5	120 × 0.5	160 × 0.5	200 × 0.5	240 × 0.5	256 × 0.5	280 × 0.5	320 × 0.5
80	PECCR	2.87 (-0.9%)	2.58 (-4.4%)	2.43 (-2.9%)	2.37 (-1.2%)	—	—	—	—	—
	IEC	2.87 (-0.9%)	2.63 (-2.5%)	2.51 (0.4%)	2.49 (3.9%)	2.47 (12.4%)	2.45 (-5.8%)	2.44 (-9.7%)	2.41 (-14.0%)	2.37 (-21.1%)
	nominal	2.90	2.70	2.43	2.40	2.20	2.60	2.70	2.80	3.00
100	PECCR	5.60 (-0.04%)	5.18 (-0.3%)	4.79 (-2.2%)	4.37 (-7.0%)	—	—	—	—	—
	IEC	5.60 (-0.04%)	5.13 (-1.4%)	4.88 (-0.4%)	4.86 (3.3%)	4.82 (9.5%)	4.77 (-8.3%)	4.74 (-10.6%)	4.69 (-14.7%)	4.61 (-20.6%)
	nominal	5.60	5.20	4.90	4.70	4.40	5.20	5.30	5.50	5.80
120	PECCR	9.27 (1.9%)	8.36 (-1.6%)	7.96 (-0.6%)	7.32 (-3.7%)	—	—	—	—	—
	IEC	9.27 (1.9%)	8.47 (-0.4%)	8.06 (0.8%)	8.04 (5.7%)	7.96 (12.2%)	7.88 (-6.2%)	7.83 (-8.9%)	7.75 (-13.9%)	7.60 (-19.1%)
	nominal	9.10	8.50	8.00	7.60	7.10	8.40	8.60	9.00	9.40
135	PECCR	12.25 (1.2%)	11.60 (2.7%)	10.50 (-1.6%)	9.67 (-4.3%)	—	—	—	—	—
	IEC	12.25 (1.2%)	11.10 (-1.3%)	10.60 (-0.9%)	10.58 (4.7%)	10.47 (10.2%)	10.37 (-7.4%)	10.30 (-9.7%)	10.18 (-15.2%)	9.99 (-20.7%)
	nominal	12.10	11.30	10.70	10.10	9.50	11.20	11.40	12.00	12.60

Tabla 2. *CTDI* normalizado ponderado (mGy/100 mAs) medido con el método del PECCR, método IEC y nominal en maniquí de cabeza. Entre paréntesis, y en porcentaje, se expresa la diferencia de cada método con el valor nominal.

		Espesor de corte (mm)								
kVp	Método	4 × 5.0	80 × 0.5	120 × 0.5	160 × 0.5	200 × 0.5	240 × 0.5	256 × 0.5	280 × 0.5	320 × 0.5
80	PECCR	7.94 (-3.1%)	7.53 (1.7%)	7.01 (0.1%)	6.82 (1.8%)	—	—	—	—	—
	IEC	7.94 (-3.1%)	7.28 (-1.6%)	6.94 (-0.9%)	6.89 (2.9%)	5.70 (-9.6%)	6.77 (-0.5%)	6.74 (-2.4%)	6.66 (-6.3%)	6.54 (-10.3%)
	nominal	8.20	7.40	7.00	6.70	6.30	6.80	6.90	7.10	7.30
100	PECCR	14.53 (-1.8%)	11.86 (-11.5%)	12.65 (-0.4%)	12.29 (2.4%)	—	—	—	—	—
	IEC	14.53 (-1.8%)	13.31 (-0.7%)	12.67 (-0.3%)	12.60 (5.0%)	12.51 (9.7%)	12.37 (0.6%)	12.30 (-1.6%)	12.18 (-4.9%)	11.96 (-8.7%)
	nominal	8.20	13.40	12.70	12.00	11.40	12.30	12.50	12.80	13.10
120	PECCR	22.73 (-0.3%)	21.41 (3.4%)	19.61 (1.1%)	19.01 (2.7%)	—	—	—	—	—
	IEC	22.73 (-0.3%)	20.77 (0.3%)	19.77 (1.9%)	19.71 (6.5%)	19.5 (11.6%)	19.33 (1.7%)	19.21 (0.04%)	18.99 (-3.6%)	18.64 (-7.7%)
	nominal	22.80	20.70	19.40	18.50	17.50	19.00	19.20	19.70	20.20
135	PECCR	29.31 (-1.0%)	27.80 (3.9%)	25.30 (0.2%)	24.56 (2.4%)	—	—	—	—	—
	IEC	29.31 (-1.0%)	26.69 (-0.4%)	25.38 (0.3%)	25.31 (5.5%)	25.07 (9.9%)	24.81 (0.9%)	24.64 (-1.0%)	24.36 (-4.8%)	23.91 (-8.7%)
	nominal	29.60	26.80	25.30	24.00	22.80	24.60	24.90	25.60	26.20

Resultados para maniquí de cabeza

Del mismo modo que en el maniquí de cuerpo, encontramos en la Tabla 2 los valores del *CTDI* normalizado ponderado, medido directamente con la cámara CT Unfors para espesores menores de 80 mm, tal y como sugiere el PECCR, los medidos con el método IEC y los valores nominales.

En las Figuras 4 y 5 se representan los resultados del *CTDI* medido, calculado y nominal para cada

kilovoltaje y espesor de corte, en maniquí de cuerpo y cabeza, respectivamente.

Evaluación de la dosis de equilibrio

En la Tabla 3 se pueden ver las medidas de la cámara Farmer obtenidas en el maniquí TG200 para distintas longitudes.

Tabla 3. Dosis (mGy) medida en el centro del maniquí en función de la longitud del estudio.

Longitud (mm)	16	32	64	96	128	192	256	320	400	448	512	562
Dosis (mGy)	17.64	23.49	32.95	40.52	46.50	55.11	60.64	64.01	66.57	67.54	68.41	69.02

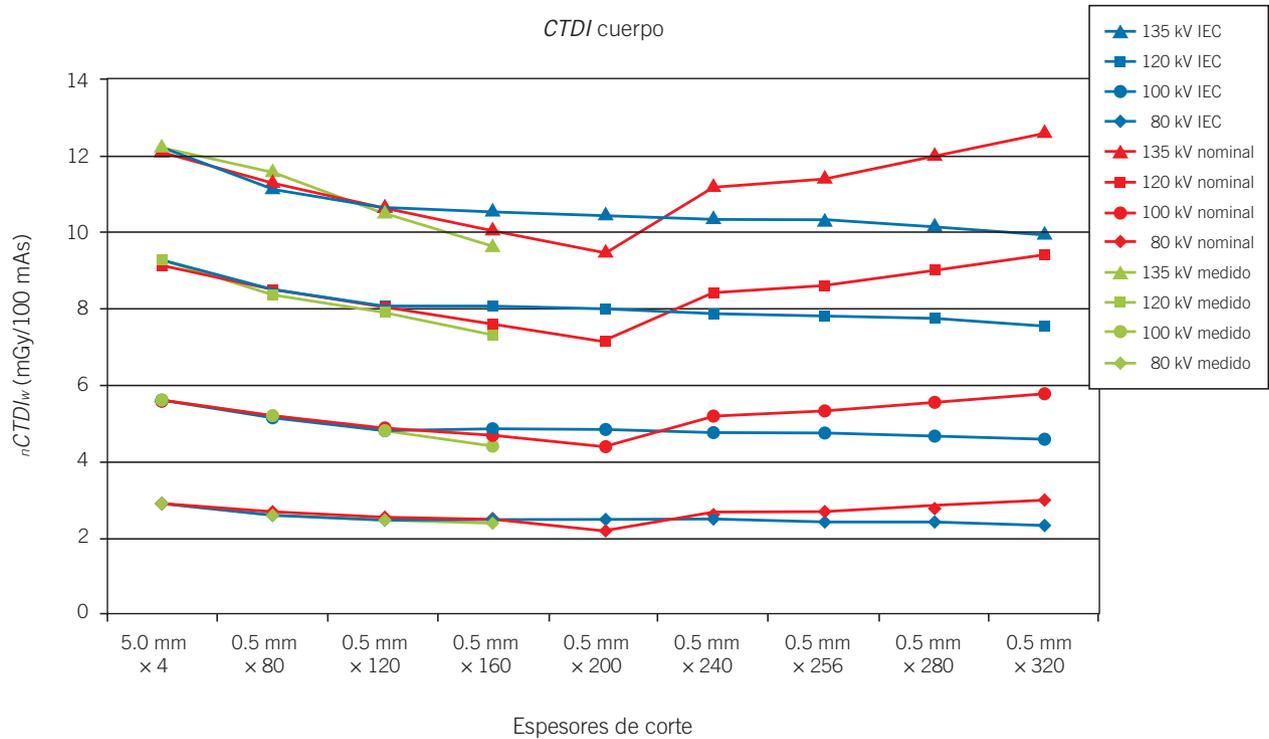


Fig. 4. *CTDI* normalizado ponderado obtenido en maniquí de cuerpo para cada kVp y método utilizado (IEC, nominal y medido con cámara CT Unfors), en función del espesor de corte.

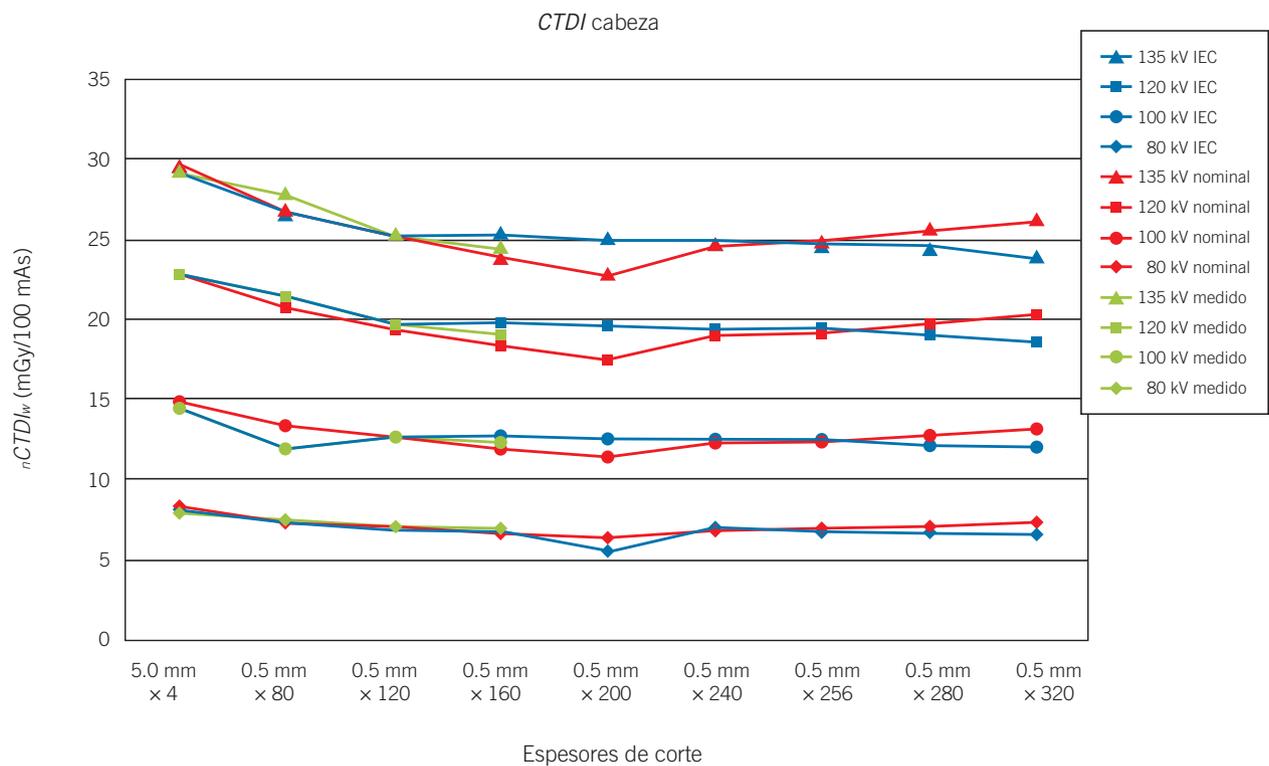


Fig. 5. *CTDI* normalizado ponderado obtenido en maniquí de cabeza para cada kVp y método utilizado (IEC, nominal y medido con cámara CT Unfors), en función del espesor de corte.

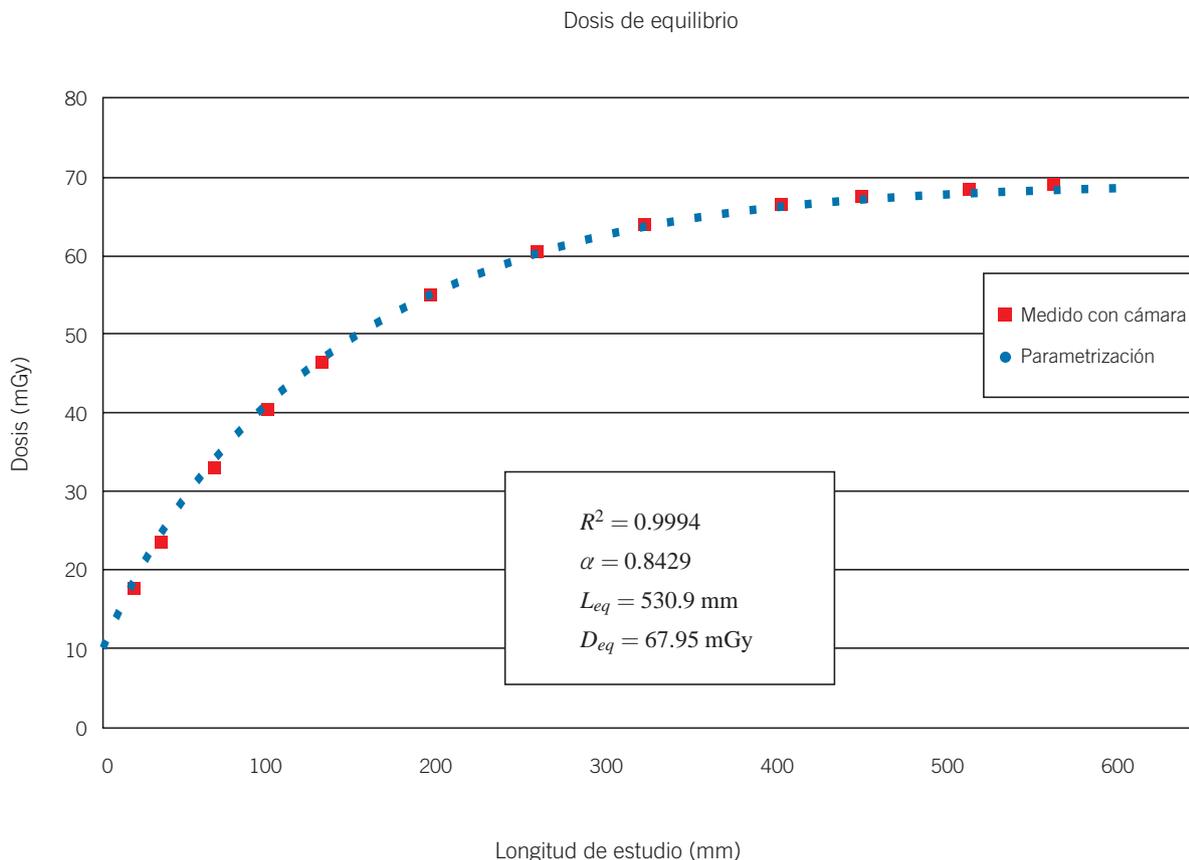


Fig. 6. Dosis medida con cámara en el centro del maniquí TG200 para diferentes longitudes de estudio y parametrización de la función de equilibrio.

En la Figura 6 se representa la parametrización de las medidas de acuerdo a la ecuación 4, obteniéndose los parámetros α , L_{eq} y D_{eq} de la función de equilibrio mencionados en el documento 111 de la AAPM:

$$h(L) = 1 - \alpha \cdot e^{-4L/L_{eq}} \tag{4}$$

Tabla 4. Parámetros obtenidos de la parametrización de la función de equilibrio.

α	0.8429
L_{eq}	530.9 mm
D_{eq}	67.95 mGy

Evaluación de los perfiles de radiación en maniquí

Para poder evaluar los resultados de las placas radiocrómicas a lo largo de los 60 cm del maniquí se solapan los valores centrales obtenidos para cada caso. El valor para 0 cm corresponde al centro del TC y los valores hacia “pies” se representan frente a la distancia cambiada de signo (Figura 7). Se han añadido dos líneas verticales punteadas que indican el tamaño de campo irradiado (16 cm). El valor de dosis de la placa de fondo, normalizado al máximo de los valores de cabeza y pies, es 0.35, ligeramente menor que los extremos del maniquí, que no reciben radiación directa.

Discusión

Se han realizado las pruebas de aceptación de un TC de detector ancho que permite realizar adquisiciones con espesores de corte de hasta 16 cm. Para ello se ha medido el *CTDI* con el método propuesto en el PECCR para espesores de radiación menores de 80 mm y con el método propuesto por IEC para todos los espesores disponibles. Además, estos valores se han comparado con el *CTDI* nominal mostrado por el propio TC en la consola de control. Por otra parte, se ha utilizado el maniquí TG200 de 60 cm de longitud para evaluar la magnitud dosis de equilibrio propuesta

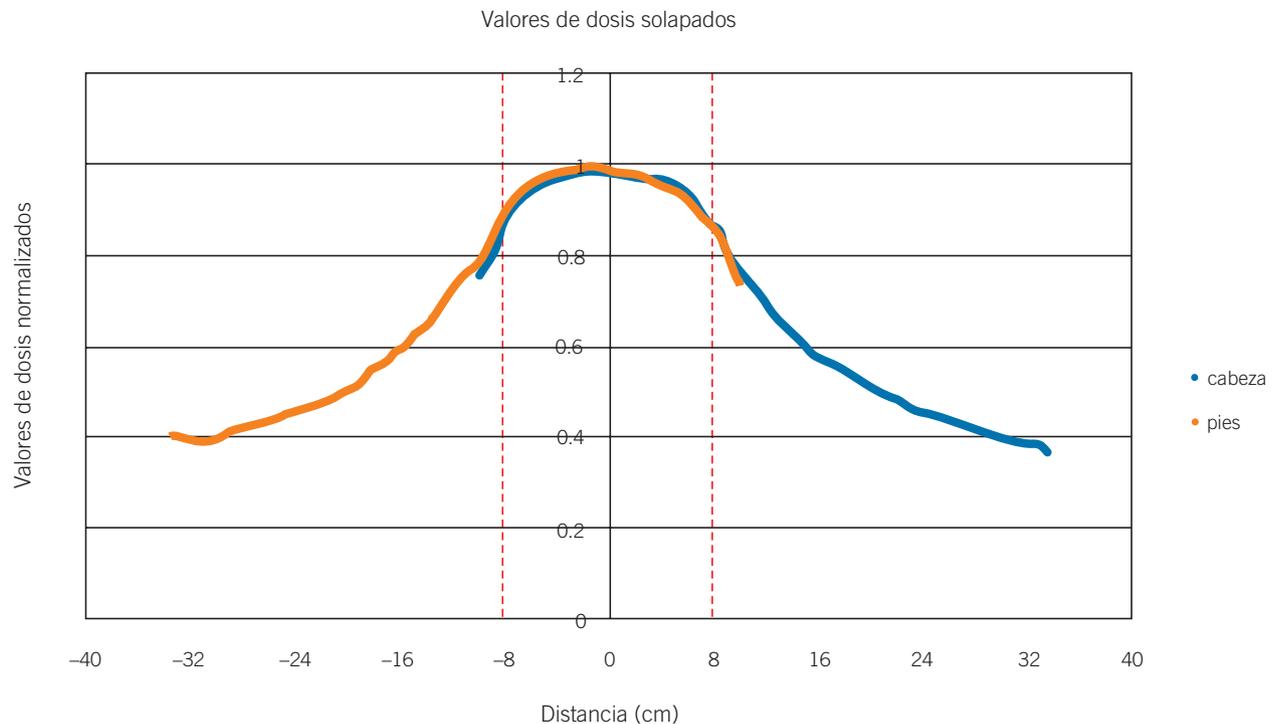


Fig. 7. Dosis medida con las placas radiocrómicas normalizadas al máximo. Se muestran los valores de las placas irradiadas en las direcciones de pies y cabeza, solapadas en la zona central.

por el documento 111 de la AAPM, de interés en el caso de realizar estudios de gran longitud. Por último, se han realizado perfiles con placas radiocrómicas en este mismo maniquí para observar la contribución de la dosis dispersa en los extremos del estudio al realizar adquisiciones con un espesor de 16 cm.

El comportamiento de las curvas de *CTDI* obtenidas con los diferentes métodos de medida es cualitativamente similar, independientemente del maniquí de cuerpo o cabeza utilizado. En maniquí de cuerpo y espesores de corte menores de 80 mm, los valores del *CTDI* medidos de acuerdo al PECCR y los calculados con el método IEC difieren en menos de un 11%. Las mayores discrepancias se observan para un espesor de corte de 80 mm y altos kilovoltajes, siendo mucho menores en maniquí de cabeza. El *CTDI* nominal obtenido por el equipo es ligeramente menor que los valores medidos según el PECCR y calculados con el método IEC en pequeños espesores, pero a partir de 100 mm de espesor de radiación esta tendencia cambia, superando hasta en un 20% los valores calculados. En maniquí de cabeza podemos ver que para espesores menores de 80 mm los *CTDI* calculados con el método IEC y medidos según el PECCR son muy similares, observándose una diferencia máxima del 12% a 100 kVp y 40 mm de espesor. Para espesores mayores de 80 mm observamos que los *CTDI* nominales superan a los calculados según IEC hasta en un 11%. En los cuatro espesores de

corte menores se observa una gran similitud entre los *CTDI* nominales y los obtenidos con el método PECCR y el propuesto por el IEC.

Podemos comparar los resultados obtenidos para 320×0.5 mm de espesor y diferentes kVp en maniquíes de cuerpo y cabeza con los publicados en los trabajos de Salvadó et al.¹⁷ y Geleijns et al.,¹⁸ obtenidos a su vez con cámara de ionización y calculados por métodos Monte Carlo. La máxima diferencia observada es del -18% respecto del método Monte Carlo en maniquí de cuerpo, y de un -20% con respecto de los valores obtenidos por dichos autores realizando medidas experimentales. Por otra parte, en el maniquí de cabeza se observa una variación máxima del -2% respecto del método Monte Carlo, y del -5 % con los valores experimentales. Las diferencias observadas en el maniquí de cuerpo son compatibles con las referidas en la comparativa entre el *CTDI* medido con el método IEC y el *CTDI* nominal para este espesor de corte (ver Figura 4).

En cuanto a los resultados obtenidos con el maniquí TG200, se puede observar que efectivamente existe un incremento progresivo y asintótico en la medida de la dosis hasta alcanzar un máximo a la longitud de equilibrio. De este comportamiento se infiere que a medida que crece la longitud irradiada, la dosis absorbida en el centro del maniquí aumenta hasta estabilizarse, ya que las colas de dispersión dejan de afectar a la zona

central y por tanto la cámara de ionización no detecta su contribución. Tras la parametrización de los datos se concluye que con nuestro maniquí y los parámetros seleccionados para las adquisiciones la longitud de equilibrio es 530.9 mm. Esta es la longitud a partir de la cual la contribución de la dosis dispersa es despreciable en el punto de medida (el centro del maniquí, en nuestro caso), siendo la dosis de equilibrio relacionada 67.95 mGy. El valor de α cercano a la unidad indica una mayor contribución de radiación dispersa frente a radiación directa, como cabe de esperar. En trabajos anteriores^{19,20,21} se han comparado la dosis de equilibrio con el *CTDI* nominal calculado por el TC para diferentes parámetros, llegando a la conclusión de que el valor nominal puede subestimar la dosis de equilibrio hasta en un 35%. Este hecho puede cuestionar la validez del *CTDI* nominal en estudios de gran longitud y es motivo de futuros estudios.

De los valores que se obtienen en la Figura 7 se puede concluir que la mayor contribución de dosis se recibe en la zona de radiación directa (16 cm en este caso), y aunque la caída de esta es muy abrupta, la radiación dispersada en los extremos del maniquí es significativa: a 8 cm del límite del campo se obtienen valores del orden del 25% del máximo, valores que concuerdan tanto con medidas directas como con cálculos Monte Carlo, resultados obtenidos en otros trabajos.^{18,22} Aunque el manejo del maniquí es difícil debido a su tamaño y peso, su uso permite obtener este tipo de valiosa información. Por otra parte, sería motivo de un estudio posterior analizar si los sistemas de gestión de dosis que estiman tanto la dosis absorbida en órganos como los valores de dosis efectiva tienen en cuenta el efecto observado. Cabe destacar que debido a la forma del maniquí (tres módulos independientes y sólo dos de ellos con inserto central), hubo que girar el maniquí para introducir las placas radiocrómicas, de modo que solapando dos de ellas consecutivamente se pudieran colocar a lo largo de los dos módulos con inserto. También podemos observar una ligera asimetría en los valores máximos de la gráfica, lo que se puede relacionar con el efecto tacón observado en los TC de campo ancho a lo largo del eje z.^{14,22}

Los resultados anteriores cuestionan la validez de la magnitud estándar *CTDI* como indicador de dosis en TCs de campo ancho (> 40 mm). Es por tanto necesario utilizar nuevos métodos, maniquís, cámaras e incluso métricas que evalúen la dosis impartida por un TC de una forma más correcta y precisa.²³

Conclusiones

Los métodos analizados de medida del *CTDI* (PECCR, IEC) son comparables ente sí y con los valores nominales hasta espesores de 80 mm, observándose

discrepancias máximas del 12%. En cambio, en maniquí de cuerpo y espesores mayores, los valores nominales superan hasta en un 21% al *CTDI* medido mediante el método IEC. Por otra parte, el uso del maniquí TG200 permite observar la contribución de la radiación dispersa a la dosis total absorbida por el paciente en estudios de gran longitud. Por último, el estudio de los perfiles de radiación con dicho maniquí en campos de 160 mm ha demostrado que la contribución de la radiación dispersa fuera de la longitud del estudio es significativa, obteniéndose valores del 25% del máximo a 8 cm del límite del campo.

Bibliografía

1. Beister M, Kolditz D, et al. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Med* 2012;28:94-108.
2. Flohr TG, McCollough CH, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006; 16: 256.
3. Mehta D, Thompson R, et al. Iterative model reconstruction: Simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality. *Med Phys Int* 2013;02: 147-55.
4. Calzado A, Geleijns J, Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. *Rev Fis Med* 2010; 11(3):163-80.
5. Sorantin E, Riccabona M, et al. Experience with volumetric (320 rows) pediatric CT. *Eur J Radiol* 2013;82:1091-7.
6. Gomà C, Ruiz A, et al. Radiation dose assessment in a 320-detector-row CT scanner used in cardiac imaging. *Med Phys*. 2011 Mar;38(3):1473-80.
7. Kroft LJ, Roelofs JJ, et al. Scan time and patient dose for thoracic imaging in neonates and small children using axial volumetric 320-detector row CT compared to helical 64-, 32-, and 16- detector row CT acquisitions. *Pediatr Radiol* 2010;41:294-300.
8. Einstein A, Elliston C, et al. Radiation dose from single-heartbeat coronary CT angiography performed with a 320-detector row volume scanner. *Radiology* 2010;254 3: 698-706.
9. Seguchi S, Aoyama T, et al. Patient radiation dose in prospectively gated axial CT coronary angiography and retrospectively gated helical technique with a 320-detector row CT scanner. *Med Phys* 2010;37:5579-85.
10. Cros M, Geleijns J, et al. Perfusion CT of the brain and liver and of lung tumors: Use of Monte Carlo simulation for patient dose examinations with a cone-beam 320-MDCT scanner. *AJR* 2016;206:1,129-35.
11. SEFM-SEPR-SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Ed. 2011.
12. Dixon RL, Anderson JA, et al. Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography, Report of AAPM Task Group 111: The Future of CT Dosimetry. AAPM, College Park, MD, 2010.
13. Li, Zhang, and Liu: Calculations of dose metrics proposed by AAPM TG111. *Med. Phys* 2013;40(8).

14. ICRU 87, Radiation Dose and Image-Quality Assessment in Computed Tomography. Journal of the ICRU Volume 12 No 1 2012, Oxford University Press.
15. International Electrotechnical Commission. Medical Electrical Equipment—Part 2-44 Edition 3, Amendment 1: Particular Requirements for Basic Safety and Essential Performance of X-Ray Equipment for Computed Tomography, IEC-60601-2-44 —Edition 3, Amendment 1; 62B/804/CD, Committee Draft (CD), IEC Geneva (2010).
16. International Atomic Energy Agency. Status of Computed Tomography: Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners. Human Health Series No. 5, IAEA (2011).
17. Salvadó M, Cros M, et al. Monte Carlo simulation of the dose distribution of ICRP adult reference computational phantoms for acquisitions with a 320 detector-row cone-beam CT scanner. *Phy Med* 2015;31:452-62.
18. Geleijns J, Artells MS, et al. Computed tomography dose assessment for a 160 mm wide, 320 detector row, cone beam CT scanner. *Phys. Med. Biol* 2009; 54 10:3141-59.
19. Albnagali A, Shearer A, et al. CT Output Dose Performance- Conventional Approach Verses the Dose Equilibrium Method. *Int J Med Phys Clin Eng Radiat Oncol* 2018;7:15-26.
20. Campelo M, Silva M, et al. CTDI versus New AAPM Metrics to assess Doses in CT: a case study. *Braz. J. Rad. Sci* 2016; 4(2):15.
21. Descamps C, Gonzalez M, et al. Measurements of the dose delivered during CT exams using AAPM Task Group Report No. 111. *J Appl Clin Med Phys*. 2012;13(6):3934.
22. Mori S, Endo M, et al. Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. *Med. Phys* 2005;32(4):1061-9.
23. Boone JM. The trouble with CTDI100. *Med. Phys* 2007;34: 1365-71.

FAST TREATMENT. FOCUSED DOSE. REVOLUTIONARY TECHNOLOGY.

LEARN HOW BRAINLAB IS SHIFTING THE PARADIGM IN THE TREATMENT
OF MULTIPLE METASTASES AT BRAINLAB.COM/BRAINMETS.



 **BRAINLAB**

©2015 Brainlab EL_AD_EN_ElementsAdBrainMets_Jan2015_Rev3
© Registered trademark of Brainlab AG in Germany and/or the US.