

Adaptación individual del kilovoltaje en TC de tórax de pacientes con patología respiratoria: niveles de radiación en la práctica clínica utilizando dos diferentes TC multidetector (TCMD).

Tipo: Presentación Electrónica Científica

Autores: Miguel Sineiro Galiñanes, Miguel Pombar Cameán, Jorge Juan Suárez Cuenca, Miguel Souto Bayarri

Objetivos

La tomografía computarizada multidetector (MDCT) es actualmente el mejor método para detectar nódulos pulmonares (posibles cánceres de pulmón) y para el seguimiento de los pacientes oncológicos. Como resultado, el número de exámenes MDCT para estos fines ha aumentado exponencialmente en los últimos años, se ha generado un gran volumen de imágenes, han aumentado las horas de trabajo, y también se han incrementado los niveles de dosis de radiación. Se ha experimentado una preocupación creciente entre los profesionales de la salud, así como en la población en general, sobre la dosis de radiación en la TC (tomografía computarizada) y sus riesgos de cáncer, y existen en la actualidad muchos artículos científicos que se refieren a él [1-5]. Como resultado, el campo de la administración de la dosis de radiación ha crecido de manera significativa. Se ha señalado que la exactitud diagnóstica de la TC podría mantenerse mientras se reduce la exposición a la radiación; de hecho, se ha enunciado un principio acerca de la necesidad de reducir la dosis de radiación "tan bajo como sea razonablemente posible" (principio ALARA) [1]. Diferentes enfoques han sido propuestos con el fin de reducir la dosis [6], incluidos los ajustes del miliamperaje (modulación de miliamperaje automática) [2] - [2bis] ya introducidos en la gran mayoría de la TCMD (se realiza una radiografía simple como base o scout, y se estiman los mAs necesarios para la obtención de una buena imagen, sobre la base de las diferentes densidades de los tejidos) (Figura 1), así como los ajustes de kilovoltaje (que tiene que ser hecho todavía manualmente en muchos casos hoy en día), dependiendo del morfotipo del paciente [7] (dado que la dosis de radiación varía aproximadamente con el cuadrado del kilovoltaje, se ha señalado que la reducción de la kilovoltaje es una forma potencialmente más eficaz para reducir la dosis de radiación que a reducción del miliamperaje) [3] [8], y también teniendo en cuenta su edad (a fin de reducir estas dosis en los niños, incluso si eso significa la obtención de imágenes con calidad inferior) [9]. Como resultado del uso de estas estrategias reducción de la dosis, en general, el ruido también aumenta en las imágenes, y esto podría dificultar los fines de diagnóstico. Recientemente, varios investigadores han propuesto técnicas iterativas para la reducción de dosis, que están diseñadas para reducir la dosis de radiación manteniendo una buena calidad de imagen [1]. Por otra parte, muchos escáneres MDCT actuales (como el Siemens SOMATOM EmotionForce, que utilizamos en este estudio), se benefician de software avanzado que incluye algoritmos de reconstrucción iterativa, y mediante el uso de estos programas es posible obtener series de postprocesado de imágenes más nítidas con adquisiciones de menor calidad, y por lo tanto la dosis de radiación resulta más baja (Figura 2). Siguiendo las recomendaciones de las guías

existentes [10], hemos diseñado este estudio, cuyo objetivo es doble. En primer lugar, determinar las dosis de radiación administrada en el momento actual en el servicio de radiodiagnóstico en la práctica clínica diaria, comparándolas con las recomendaciones actuales; y, en segundo lugar, evaluar el efecto sobre la dosis de radiación del ajuste individual de kilovoltaje en imágenes MDCT torácicas adquiridas con tecnología convencional y dual source.

Imágenes en esta sección:

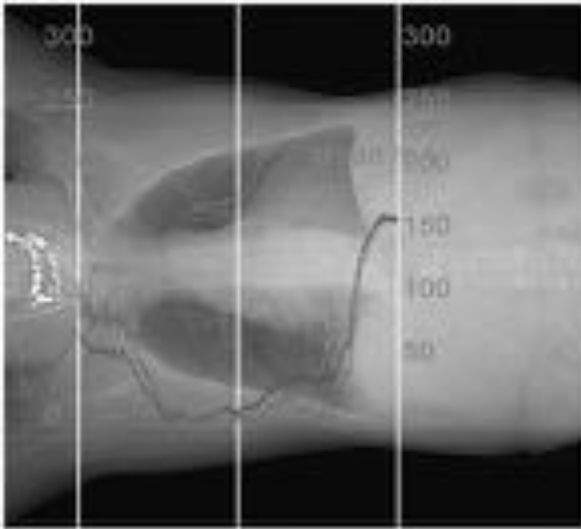


Fig. 1: Ajuste automático del miliamperaje, basado en las distintas densidades radiológicas de los tejidos, en la radiografía de planificación.

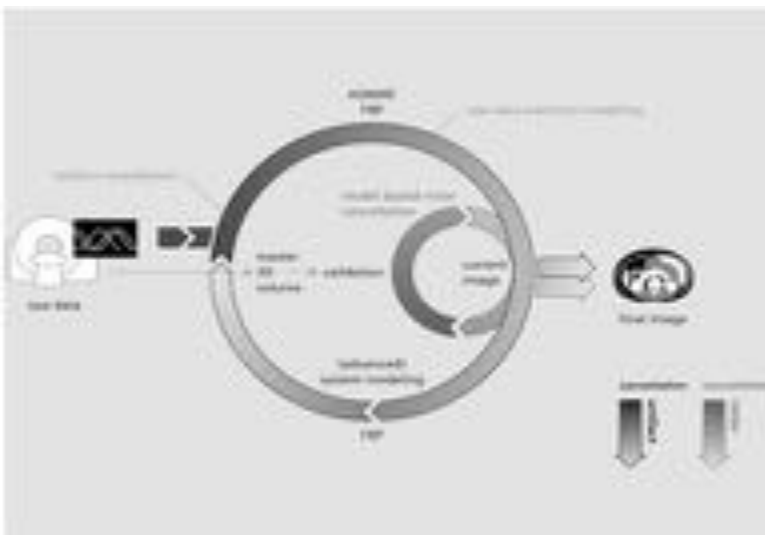


Fig. 2: Sistema de reconstrucción iterativa utilizado por los equipos Siemens.

Material y métodos

Los exámenes se llevaron a cabo en Santiago de Compostela y Lille, con un escáner de 6 cortes CT

"SOMATOM-Emotion 6", y un equipo de tercera generación de doble fuente computarizada (TCDF) "SOMATOM-Force" (Siemens, Forchheim, Alemania). El estudio fue aprobado por el comité de ética. También se requirió el consentimiento informado de los pacientes de acuerdo con las regulaciones nacionales. El protocolo de TC consistió en adquisiciones de todo el tórax, obtenidas en una dirección cráneo-caudal, con los pacientes explorados en la posición supina y después de una inspiración profunda. En todos los casos, el protocolo de inyección consistió en la administración de un medio de contraste yodado, y la adquisición se realizó siempre con los brazos por encima de la cabeza. Los parámetros de adquisición fueron los siguientes. EMOTION 6: 6x1.0 colimación, grosor de corte de 1,25 mm, 110/130 kV (kilovoltaje), 48-107 mAs (miliamperios). FORCE: 64x0.6 colimación, grosor de corte de 1 mm, 100-150 kV, mAs 65-300. Los datos fueron reconstruidos a 1,25 mm (Emotion6) y 1 mm (Force), vistos tanto en ventana de mediastino (ancho de la ventana, 450 HU (Unidades Hounsfield), centro de ventana, 50 HU), y parénquima pulmonar (anchura de la ventana, 1600 HU; centro de ventana, -600 HU). Las imágenes se obtuvieron en formato de archivo DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), directamente desde la modalidad de CT. Todos los datos de los pacientes se retiraron de las imágenes. El protocolo se aplicó en las TC realizadas en 161 pacientes. La base de datos consistió en 105 pacientes escaneados utilizando el Somatom-Emotion 6, divididos en dos grupos: 66 pacientes analizados con el protocolo de 130 kV (los que contaban con un índice de masa corporal (IMC) > 23 kg m⁻²), 39 pacientes escaneados con el protocolo de 110 kV (pacientes con un IMC <23 kg m⁻²), y 56 pacientes escaneados usando el escáner Somatom Force (TCMD de doble fuente). Estos pacientes fueron incluidos en un solo grupo, ya que este escáner utiliza la modulación automática del kilovoltaje (SOMATOM Force ofrece hasta 2 x 1300 mA, con tensiones entre 70 - 150 kV en intervalos de 10 kV, seleccionados de forma automática a través kV CARE, basándose en el hábito corporal del paciente y en el tipo de examen). Los criterios para determinar si una tomografía computarizada era elegible para su inclusión en la base de datos fueron los siguientes: 1) Las exploraciones se realizaron por un radiólogo torácico experto de las diferentes instituciones que colaboraron en el proyecto. 2) Todas las adquisiciones incluyeron selección del kilovoltaje (manual, en función del IMC en los grupos Emotion6, y automático en el grupo SomatomForce), y modulación automática del miliamperaje (en todos los casos). Registramos los datos de los 161 pacientes de los tres grupos de estudio (Emotion6-130kV, Emotion6-110kV, y SomatomForce), y se diseñó un análisis estadístico de la DLP (Dose Length Product) y los valores CTDIvol obtenidos . Basándose en estos datos, se calcularon los valores de la dosis efectiva. Además, en el caso de los dos grupos Emotion6, también se realizó una estimación de la SSDE (Size Specific Dose Estimates). Por último, hemos diseñado un análisis objetivo de la calidad de la imagen, estableciendo una comparativa entre los grupos de 110 y 130 kV.

Resultados

Un número mínimo estimado de pacientes era necesario para detectar una diferencia en los valores medios de DLP. Sobre la base de 161 pacientes, se realizó un análisis estadístico y los resultados de DLP se expresaron por medio, de desviaciones estándar, y como frecuencias, percentiles y porcentajes (Tabla 1, Figura 3). A continuación, se obtuvieron los valores de la dosis efectiva, utilizando el factor de conversión descrito por las directrices europeas para la tomografía computarizada para la TC de tórax (0,014 mSv / mGy · cm). Por otro lado, los valores SSDE se obtuvieron utilizando los datos tabulados reportados por la AAPM (Asociación Americana de Físicos en Medicina) [11], en base a los valores CTDIvol, así como los diámetros torácicos de los pacientes. Estos valores se calculan sólo en los grupos Somatom Emotion 6. Expresamos los valores medios de estos parámetros en la Tabla 2 (Figura 4). Todos los protocolos demostraron utilizar niveles de dosis media de radiación más bajos que los recomendados por los expertos europeos (para un análisis torácico típico realizado con un único escáner detector, el DLP recomendada es de 375 mGy · cm), pero encontramos grandes diferencias entre ellos [10]. Utilizando el Somatom Emotion6, protocolo estándar de 130 kV, se obtuvieron unas dosis de radiación media sólo un poco por debajo de los niveles recomendados. va que la media DLP. 328.48

mGy · cm, es sólo un 12,5% mejor. Sin embargo, se encontró que más del 25% de los pacientes con el protocolo de 130 kV recibieron dosis de radiación que excedieron las recomendaciones. Por otra parte, se encontró que mediante la reducción de la kV 130-110 kV la media DLP disminuyó aproximadamente un 42,5%. Y, aún más importante, hemos encontrado que con este protocolo casi todos los pacientes recibieron una forma de dosis de radiación por debajo del nivel recomendado. Pero los mejores valores se obtuvieron utilizando el escáner de doble fuente Somatom Force, ya que con este protocolo, la media de DLP se redujo en casi un 70% en comparación con el protocolo de 130 kV. Por otra parte, ninguno de los pacientes ni siquiera se acercó al nivel recomendado, y el valor máximo fue tan bajo como 292,1 mGy · cm. Esto es muy importante porque, incluso si el protocolo de 110 kV demostró ser útil para la reducción de la dosis de radiación, podría no ser apropiado para los pacientes con un IMC superior a 23kgm-2. En cambio, el protocolo de escáner Somatom Force se puede utilizar en todos los pacientes, siendo capaz de lograr dosis incluso inferiores a 37,5 mGy * cm (10% de las dosis de referencia) en el caso de los pacientes más delgados. Finalmente, hemos encontrado que, utilizando el protocolo 110 kV en pacientes con masa corporal más bajo, la SSDE se redujo en un 39,43%, lo que significa que el ajuste individual de kilovoltaje basado en el índice de masa corporal no sólo evita que los pacientes más delgados reciban el exceso de radiación que el protocolo de 130 kV representaría. Además, sufren una dosis de radiación proporcionalmente menor, en comparación con el grupo de 130 kV. Otro objetivo de nuestro estudio era definir si la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas con los dos protocolos (130 kV y 110 kV) de la Somatom Emotion 6, era similar. En primer lugar, se evaluaron los niveles de ruido existentes en los estudios adquiridos usando la MDCT Emotion Somatom, y se encontró que el nivel de ruido, medida como la SD de la densidad (unidades Hounsfield) en el lumen traqueal, fue sensiblemente mayor en el grupo de 110 kV (18,17 vs 22,5). Pero el nivel de ruido no es suficiente para juzgar la calidad de diagnóstico de las imágenes, que mejora notablemente mediante el uso de contrastes intravenosos de yodo, y podría ser un factor más importante. Para investigar esta posibilidad, se calculó una relación de contraste-ruido, definida como la densidad media en las arterias pulmonares (en UH) menos la densidad media en los músculos espinales (también en UH), dividido por el ruido en la tráquea (SD ot la densidad media). Este valor fue sólo ligeramente superior en el grupo de 110 kV (3,77 vs 3,85) (Tabla 3, Figura 5). Los resultados obtenidos indican que, en las imágenes contrastadas, el poder de diferenciación entre las estructuras en el estudio con contraste, es similar en los grupos de 110 kV y 130 kV. Así que, incluso si existe una diferencia significativa en los niveles de ruido, esta diferencia no afectaría la calidad de diagnóstico de las imágenes en el estudio con contraste IV, que fue de hecho similar en ambos grupos de estudio. Sin embargo, tenemos que considerar el hecho de que el índice de masa corporal de estos dos grupos de estudio fue diferente, y como resultado, la calidad probablemente sería significativamente menor si se utilizara el protocolo de 110 kV en pacientes con un IMC > 23.

Imágenes en esta sección:

	EMOTION		FORCE
	130 kV	110 kV	100-150 kV
MEAN (mGy*cm)	328.48	188.95	96.2
SD	88.64	68.58	67.64
MAX (mGy*cm)	578	375	292
MIN (mGy*cm)	177	103	23
p50 (mGy*cm)	317	180	80.4
P75 (mGy*cm)	380.2	204.5	153.4
N	66	39	56

Fig. 3: Parámetros de dosis de radiación (DLP), en los grupos de 130 kV y 110 kV estudiados con el equipo Somatom Emotion6, y en el grupo estudiado con el Somatom Force.

	EMOTION	110 kV	FORCE
	130 kV	110 kV	100-150 kV
DLP (mGy*cm)	328.48	188.95	96.2
Effective dose (mSv)	4.6	2.65	1.35
CTDIvol	9.02	5.62	n/A
SSDE (mGy)	11.54	6.99	n/A
N	66	39	56

Fig. 4: Dosis medias de radiación obtenidas mediante los parámetros DLP, mSv, CTDIvol y SSDE), en los grupos de 130 kV, 110 kV y Somatom Force.

	130 kV (mean)	130 kV (SD)	110 kV (mean)	110 kV (SD)
Tracheal noise (ROI SD)	18,17	2,86	22,5	2,78
Vessel HU (ROI mean)	313,33	103,15	361,75	80,2
Vessel noise (ROI SD)	67,98	44,66	78,67	15,73
Muscle HU (ROI mean)	57,17	7,26	58,5	5,85
CTR ratio	3,77		3,85	

Fig. 5: Comparación entre los niveles de ruido y calidad de imagen obtenidos utilizando el equipo Somatom Emotion6 con los protocolos de 110 kV y 130 kV (CTR=VHU-MHU/VN).

Conclusiones

Los valores medios de DLP obtenidos en nuestra práctica diaria cumplen con las recomendaciones de las guías de referencia existentes. Podemos obtener valores más bajos a través del ajuste individual de kilovoltaje, manteniendo la calidad diagnóstica de nuestros estudios. Además, los pacientes con IMC bajo en los escáneres realizados con un protocolo de 110 KV, pueden beneficiarse con dosis más bajas de radiación en comparación con los pacientes con IMC más elevados, que se incluyen en el grupo de 130 kV. Los mejores resultados requieren escáneres MDCT con selección automática del kilovoltaje y el miliamperaje, así como con métodos para la reconstrucción iterativa de las imágenes.

Bibliografía / Referencias

[1] Gordic S, Morsbach F, Schmidt B, et al. Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection. *Investigative Radiology* 2014; 49(7):465-473. [2] Mastora I, Remy-Jardin M, Suess C, et al. Dose reduction in spiral CT angiography of thoracic outlet syndrome by anatomically-adapted tube

current modulation. *Eur Radiol* 2001; 11:590-596. [3] Broucker T, Pontana F, Santangelo T, et al. Single- and dual-source chest CT protocols: Levels of radiation dose in routine clinical practice. *Diagnostic and interventional imaging* 2012; 93:852-858. [4] Remedios D, Cavanagh P, Grenier PA et al. European survey on imaging referral guidelines. *Insights imaging* 2014; 5:15-23. [5] Rehani M. Challenges in Radiation Protection of Patients for the 21st Century. *AJR* 2013; 200:762-764. [6] McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler FM Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics* 2006; 26(2):503-512. [7] Takeshi K, Yoshiharu O, Hans UK, Hiroto H. Radiation dose reduction in chest CT – Review of available options. *European Journal of Radiology* 2014; 83: 1953-1961. [8] Niemann T, Henry S, Faivre JB, Yasunaga K et al. Clinical evaluation of automatic tube voltage selection in chest CT angiography. *Eur Radiol* (2013) 23: 2643-2651. [9] Khursheed A, Hillier MC, Shrimpton PC, Wall BF. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. *Br J Radiol.* 2002; 75:819-830. [10] Remedios D, Hierath M, Ashford N et al. Imaging referral guidelines in Europe: now and in the future – EC Referral Guidelines Workshop Proceedings. *Insights Imaging* 2014; 5:9-13. [11] American Association of Physicists in Medicine. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM report No.204. 2011. [12] UyBico SJ, Wu CC, Suh RD, et al. Lung cancer staging essentials: The new TNM staging system and potential imaging pitfalls. *Radiographics* 2010; 30:1163-1181. [13] Morán-Blanco LM, Rodríguez-González R, Calzado-Cantera A, et al. Evaluación de la calidad de imagen y de la dosis en exámenes de TC helicoidal de tórax en pacientes con carcinoma de pulmón. Resultados preliminares. *Radiología* 2002; 44(6):229-236. [14] Seuri R, Rehani MM, Kortensniemi M. How tracking radiologic procedures and dose helps: Experience from Finland. *AJR* 2013; 200:771-774. [15] McNitt-Gray, MF. Radiation Dose in CT. AAP/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. *Radiographics* (2002); 22:1541-1553. [16] Parry RA, Glaze SA, Arher BR. Typical Patient Radiation Doses in Diagnostic Radiology. . AAP/RSNA Physics Tutorial for Residents. *Radiographics* (1999); 19:1289-1302. [17] Rehani MM, Berris T. Radiation exposure tracking: Survey of unique patient identification number in 40 countries. *AJR* 2013; 200:776-779. [18] Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, et al. Results from an European Concerted Action on CT. En: http://www.msct.info/CT_Quality_Criteria.htm/. [19] EC99. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Report EURO 16262 EN. Luxembourg 1999; 69-78. [20] Mayo JR, Aldrich JE, Müller NL. Radiation exposure at chest CT: a statement of the Fleishner Society. *Radiology* 2003; 228:15-21. [21] Salmerón I, Calzado A, Ruiz-López L, et al. Tomografía computarizada multicorte en un servicio de radiodiagnóstico: estudio de las dosis impartidas durante 1 año. *Radiología* 2009; 51(2):163-170. [22] Suzuki C, Jacobson H, Hatschek T, et al. Radiologic measurements of tumor response to treatment: Practical approaches and limitations. *Radiographics* 2008; 28:329-344. [23] The National Lung Screening Trial Research Team. Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening. *The New England Journal of Medicine* 2011; 365(5):395-409. [24] Bankier AA, Kressel HY. Through the looking glass revisited: The need for more meaning and less drama in the reporting of dose and dose reduction in CT. *Radiology* 2012; 265(1):4-8. [25] Kordolaimi SD, Efsthathopoulos EP. Computed tomography radiation dosimetry: From the indicators to the indications. *J Comput Assist Tomogr* 2014; 38:807-814.