

Dosis de radiación y calidad de imagen en tomografía computarizada espectral en comparación con protocolos helicoidales

Dose and image quality in spectral computed tomography compared to helical protocols

Nathaly Barbosa[1]
Vanesa Vasco[2]
Fernando Rodríguez[2]
Daniel Upegui[2]
https://doi.org/10.53903/01212095.402

Palabras clave (DeCS)

Dosis de radiación
Tomografía computarizada
Tomografía de energía dual
Niveles de referencia diagnóstica

Key words (MeSH)

Radiation dose
Computed tomography
Dual-energy CT
Diagnostic reference levels

Resumen

Objetivos: La tomografía computarizada de energía dual (DECT) ofrece información diagnóstica adicional frente a la tomografía convencional, especialmente en oncología. El objetivo de este trabajo fue calcular valores típicos de dosis en protocolos DECT y compararlos con los de protocolos helicoidales convencionales (SECT), así como evaluar la calidad de imagen en ambas modalidades. ***Métodos:*** Se realizó un análisis retrospectivo de estudios adquiridos mediante DECT en una institución oncológica. Los valores típicos de dosis ($CTDI_{vol}$ y DLP) se determinaron siguiendo la metodología de la ICRP 135. La calidad de imagen se evaluó en un subconjunto de estudios mediante una escala ordinal subjetiva aplicada por radiólogos expertos, considerando ruido, nitidez y contraste. ***Resultados:*** Los valores típicos de dosis para los estudios DECT fueron menores que los obtenidos en protocolos SECT equivalentes ($CTDI_{vol}$: 7,69-9,37 mGy; DLP: 242-480 mGy×cm). La evaluación cualitativa mostró que el 95 % de las imágenes presentaron niveles de ruido mínimos o leves, el 98 % fueron calificadas como aceptables o superiores en nitidez y el 96 % alcanzaron contraste aceptable o superior. ***Conclusiones:*** En nuestra experiencia, la DECT no implicó un incremento en la dosis de radiación en comparación con SECT y permitió obtener información diagnóstica adicional con una calidad de imagen adecuada. Estos hallazgos apoyan el uso de DECT como una alternativa clínica viable que integra dosis y calidad de imagen.

Symmary

***Objectives*:** Dual-energy computed tomography (DECT) provides additional diagnostic information compared with conventional single-energy CT (SECT), particularly in oncology. This study aimed to calculate the typical dose values for DECT protocols and compare them with those of SECT, as well as to evaluate the image quality of both modalities. ***Methods*:** A retrospective analysis of DECT studies was conducted at an oncology institution. Typical radiation dose values (CTDIvol and DLP) were determined according to the ICRP 135 method. Image quality was assessed in a subset of abdominal studies by three radiologists using a predefined ordinal scale to evaluate noise, sharpness, and overall contrast. ***Results*:** The typical dose values for DECT were lower than those obtained with equivalent SECT protocols (CTDIvol: 7.69–9.37 mGy; DLP: 242–480 mGy·cm). Qualitative assessment showed that 95 % of the studies had minimal or mild noise, 98 % were rated as acceptable or higher in sharpness, and 96 % were rated as acceptable or higher in overall contrast. ***Conclusions*:** In our experience, DECT did not result in an increased radiation dose compared with SECT and provided additional diagnostic information with adequate image quality. These findings support the use of DECT as a clinically feasible alternative that balances radiation dose and image quality.

[1]MSc, física, física médica, Fundación CTIC. Bogotá, Colombia.

[2]Médica(o) radiólogo, Fundación CTIC. Bogotá, Colombia.

Unidad Funcional Asistencial Imágenes Diagnósticas y Medicina Nuclear, Fundación CTIC. Bogotá, Colombia.

Introducción y marco teórico

La tomografía computarizada de energía dual (DECT) es una técnica avanzada que adquiere imágenes a dos niveles de energía paralelamente, lo que permite diferenciar materiales en función de sus propiedades de atenuación. Esta capacidad ha demostrado ser particularmente útil en el ámbito de la oncología, donde la caracterización precisa de los tejidos es fundamental para la detección, evaluación y seguimiento de diversas neoplasias (1,2). La DECT permite una caracterización tisular más precisa mediante el uso de imágenes VNC (*virtual non-contrast*), mapas de yodo e imágenes monoenergéticas de alto contraste, lo que optimiza la especificidad del diagnóstico radiológico (3). En la evaluación oncológica esta modalidad se ha aplicado en la detección de lesiones hepáticas, pancreáticas y pulmonares y ha

proporcionado información adicional sobre la composición tisular, como la cuantificación de la fracción grasa hepática o la evaluación de la médula ósea; también ha mejorado la detección de realces sutiles en comparación con la tomografía computarizada (TAC) convencional. En la institución donde se hizo el estudio, el uso rutinario de la DECT permite un análisis más detallado de las estructuras y una diferenciación tisular optimizada. A pesar de estas ventajas, el uso de DECT en la práctica clínica plantea interrogantes sobre su impacto en la dosis de radiación administrada a los pacientes y la literatura disponible es aún limitada.

Este aspecto es relevante porque, de acuerdo con la Publicación 135 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) (4), la optimización en imágenes médicas debe entenderse como un proceso que integra simultáneamente la exposición radiológica y la calidad de imagen, buscando mantener la dosis "tan baja como sea razonablemente alcanzable" sin comprometer la utilidad diagnóstica. En este contexto, los niveles de referencia diagnósticos constituyen una herramienta esencial, pero su aplicación debe complementarse con evaluaciones sistemáticas de la calidad de imagen para garantizar que la reducción de dosis no afecte el valor clínico del estudio. En TAC, las métricas recomendadas para este propósito son el $CTDI_{vol}$ (Índice de Dosis en Tomografía Computarizada por Volumen) y el DLP (Producto Dosis-Longitud), que permiten establecer valores típicos representativos y comparables a escala internacional.

Con base en lo anterior, el objetivo de este estudio es caracterizar las dosis de radiación asociadas al uso de DECT en un hospital oncológico y compararlas con los protocolos helicoidales convencionales (SECT, por las iniciales en inglés de *single energy CT*), siguiendo los estándares internacionales y los niveles de referencia diagnóstica. Adicionalmente, se busca evaluar la calidad de imagen en ambas modalidades, entendiendo este análisis como un ejercicio de optimización clínica que equilibra la seguridad radiológica y el valor diagnóstico de la imagen.

Métodos

Se realizó un estudio observacional, retrospectivo y transversal basado en la recolección de datos anonimizados de pacientes sometidos a DECT en un periodo de 12 meses (enero a diciembre de 2024).

Las adquisiciones fueron realizadas en un escáner de DECT con fuente única de rayos X, modelo SOMATOM X.cite (Siemens Healthineers, Erlangen, Alemania), que emplea la técnica de filtro espectral dividido de oro y estaño (*split-filter* - Au/Sn) para la separación espectral. Las imágenes fueron reconstruidas con algoritmos de reconstrucción iterativa (ADMIRE, Siemens) y filtros de convolución de resolución estándar para tórax y abdomen, con cortes de 1 a 3 mm, lo que permitió equilibrar la reducción de ruido y la nitidez diagnóstica.

A partir de las adquisiciones DECT se generaron cuatro tipos principales de reconstrucciones:

- **Imágenes monoenergéticas de alto contraste (40 keV):** mejoran la visualización de estructuras hipervasculares al simular atenuación a bajas energías.
- **Mapas de yodo:** permiten cuantificar la distribución del medio de contraste mediante la separación espectral de los materiales.
- **Imágenes virtuales sin medio de contraste (VNC):** eliminan matemáticamente la contribución del yodo, reproduciendo un estudio equivalente a fase simple.
- **Imágenes mixtas (*blended*):** combinan adquisiciones de baja y alta energía, simulando una imagen convencional optimizada en contraste y nivel de ruido para la interpretación clínica.

Los datos técnicos de adquisición de imagen y las métricas de dosis fueron obtenidos con el *software* de gestión de dosis Teamplay (Siemens Healthineers, Erlingen, Alemania) que anonimiza la información del paciente. Se registraron variables como modalidad diagnóstica, parámetros técnicos de adquisición, métricas de dosis (dosis de longitud producto [DLP] e índice de dosis de tomografía computarizada volumétrica [$CTDI_{vol}$]), región anatómica, edad, sexo y peso de los pacientes.

Se incluyeron estudios diagnósticos de tórax, abdomen y pelvis, ya que representan los procedimientos más frecuentemente realizados en la institución. Se excluyeron los casos con datos incompletos o con irregularidades técnicas —como errores en la adquisición, reconstrucción o registro de los parámetros de dosis— que pudieran comprometer la calidad del análisis y la validez de los resultados. La evaluación cualitativa de las imágenes se realizó en 30 estudios de abdomen con reconstrucciones combinadas de energía dual, correspondientes a 30 pacientes (17 hombres y 13 mujeres), con una edad media de 56 años (rango: 27-79) y un peso medio de 69 kg (rango: 48-118 kg). A diferencia del análisis de dosis, esta cohorte no estuvo restringida al criterio de peso de 60-80 kg, ya que el objetivo fue valorar la percepción diagnóstica de la imagen en condiciones representativas de la práctica clínica. Los criterios de valoración —nitidez, visibilidad de estructuras críticas y contraste— fueron definidos previamente por el equipo investigador. Para cada parámetro se propuso una escala ordinal subjetiva de cinco categorías (muy deficiente, deficiente, aceptable, bueno y excelente) con el fin de facilitar y estandarizar la calificación de los hallazgos. Las categorías fueron definidas en consenso por el grupo evaluador del presente estudio, constituido por tres médicos radiólogos, cada uno con al menos dos años de experiencia en interpretación de estudios DECT.

Análisis estadístico

Se realizó un análisis estadístico para evaluar la distribución de las métricas de dosis de radiación ($CTDI_{vol}$ y DLP). Para evaluar las diferencias en la exposición a la radiación entre los procedimientos con SECT y DECT se utilizó la prueba t de muestras independientes. Se consideraron estadísticamente significativas aquellas diferencias con un valor de $p \leq 0{,}05$.

Adicionalmente, la evaluación cualitativa de la imagen se describió mediante estadísticas descriptivas.

Resultados

Para el análisis de dosis, se revisaron 1.168 estudios de TAC de tórax, abdomen y pelvis, seleccionados de un conjunto de 3.439 exploraciones realizadas en el periodo evaluado. La selección de pacientes con peso corporal entre 60 y 80 kg se aplicó únicamente para la determinación de valores típicos de dosis de radiación, de acuerdo con la metodología propuesta en la ICRP 135, con el fin de garantizar la comparabilidad internacional de los resultados. A partir de esta muestra, se establecieron los valores típicos de dosis para los distintos protocolos evaluados (tabla 1).

Tabla 1. Valores típicos de dosis para los protocolos de tórax, abdomen y pelvis y tórax-abdomen-pelvis en protocolos de CT helicoidal (SECT) y de doble energía (DECT)

Protocolo	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy×cm)
Tórax (SECT)	9,15	285,00
Abdomen y pelvis (SECT)	9,37	453,00
Tórax (DECT)	7,69	242,00
Abdomen y pelvis (DECT)	8,27	421,00
TAP: Tórax, abdomen y pelvis (DECT)	7,81	480,00

Al comparar los niveles de dosis entre los protocolos de SECT y DECT, tras comprobar la normalidad mediante la prueba de Shapiro-Wilk, se identificaron diferencias estadísticamente significativas en la dosis de radiación entre ambas técnicas (tórax: p=0,0051; abdomen y pelvis: p=0,0347). Estos resultados muestran que los estudios realizados con DECT presentaron valores de dosis más bajos que los protocolos equivalentes con SECT, sin que esto obedeciera a una intervención específica de reducción, sino a las características propias de la técnica (figura 1).

Además de lograr valores de dosis por adquisición más bajos, el uso de DECT permite optimizar la planificación de los estudios al reducir el número de adquisiciones necesarias, lo que contribuye a disminuir la dosis total recibida por el paciente. Las reconstrucciones derivadas de DECT, como las imágenes VNC, las imágenes monoenergéticas de alto contraste y los mapas de yodo, complementan la caracterización de las lesiones sin necesidad de adquisiciones adicionales, como se muestra en el ejemplo de la figura 2.

El uso de DECT también optimiza la adquisición de imágenes al reducir la necesidad de exploraciones adicionales y, por ende, la exposición a radiación. Un ejemplo relevante es la reconstrucción VNC, que puede sustituir la fase simple convencional sin comprometer la evaluación diagnóstica, como se muestra en los ejemplos de la figura 3.

Estos hallazgos refuerzan el papel de la DECT en la optimización de los protocolos de imagen, al permitir una reducción efectiva de la dosis total del estudio, mediante la disminución del número de adquisiciones necesarias, sin comprometer la calidad diagnóstica ni la seguridad del paciente.

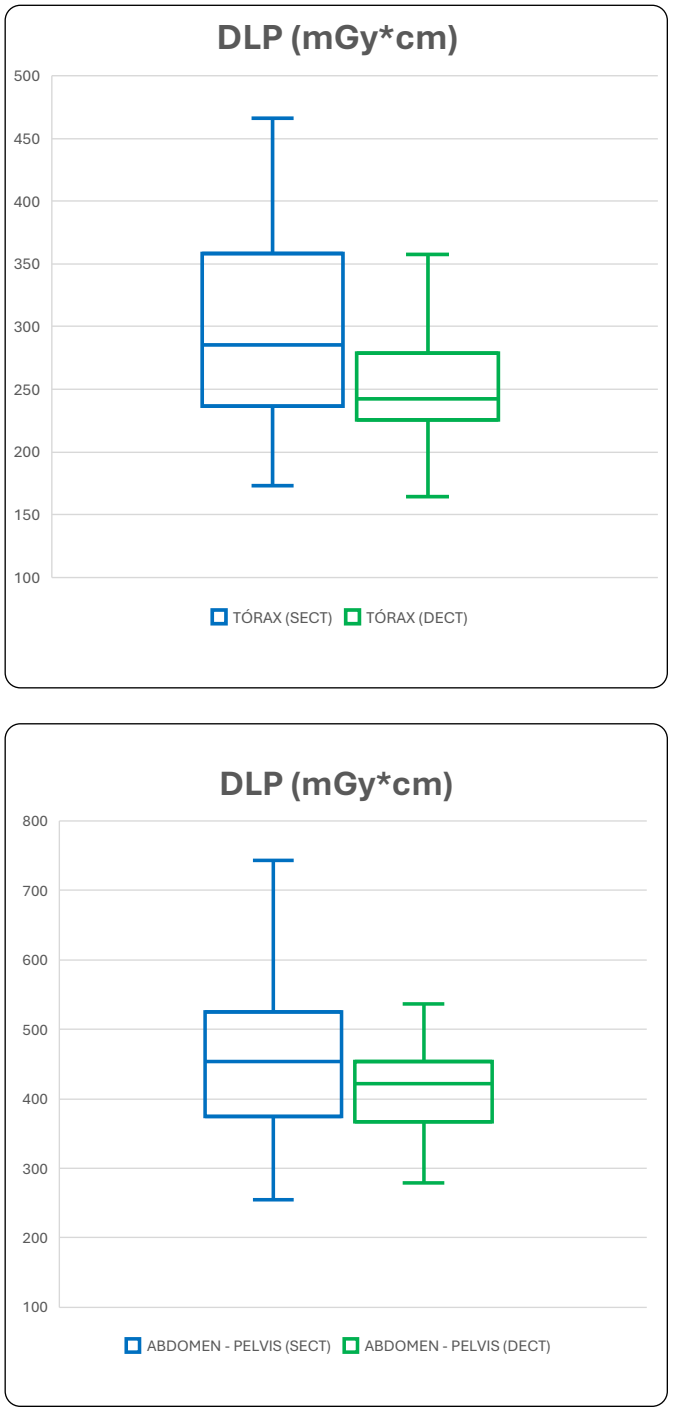


Figura 1. Distribución de los valores de DLP para los protocolos de tórax y abdomen y pelvis adquiridos en 2024 con SECT y DECT.

Evaluación de la calidad de imagen

La calidad de imagen se evaluó en 30 estudios de abdomen adquiridos con DECT. Tres radiólogos calificaron ruido, nitidez y

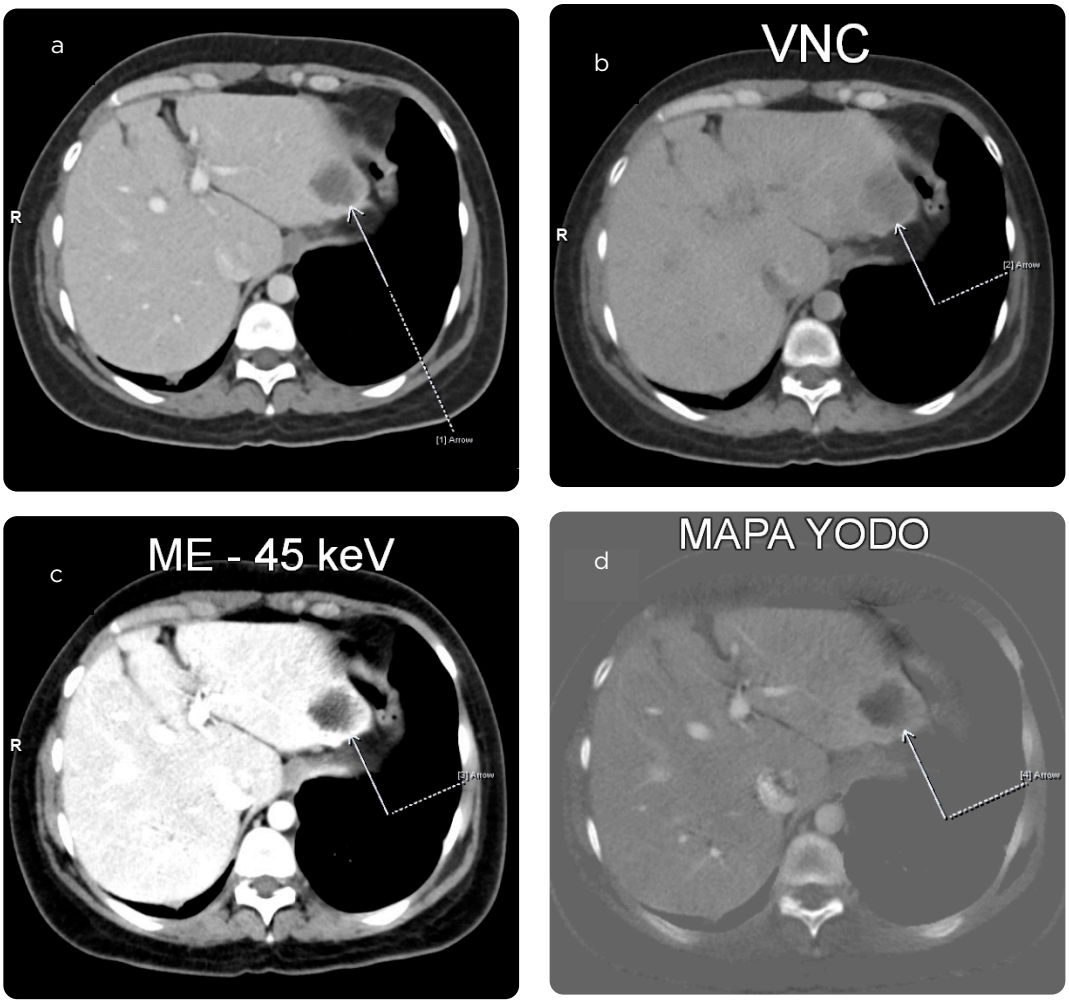


Figura 2. Imagen de DECT en paciente femenina con antecedente de tumor de mama. Lesión en el parénquima hepático en la interlínea de los segmentos II-III con un diámetro mayor de 3,3 cm. Estudio adquirido con protocolo de tórax, abdomen y pelvis (TAP), longitud de la imagen de 614,92 mm y DLP 531,4 mGy×cm. Se observa una excelente calidad de imagen y se pueden evaluar las características de la lesión en la imagen. a) Imagen de energía dual sintetizada; b) VNC (virtual sin contraste): lesión de baja densidad sin componente líquido; c) alto contraste: mejora la delimitación de la lesión; d) mapa de yodo: permite valorar el realce periférico en anillo.

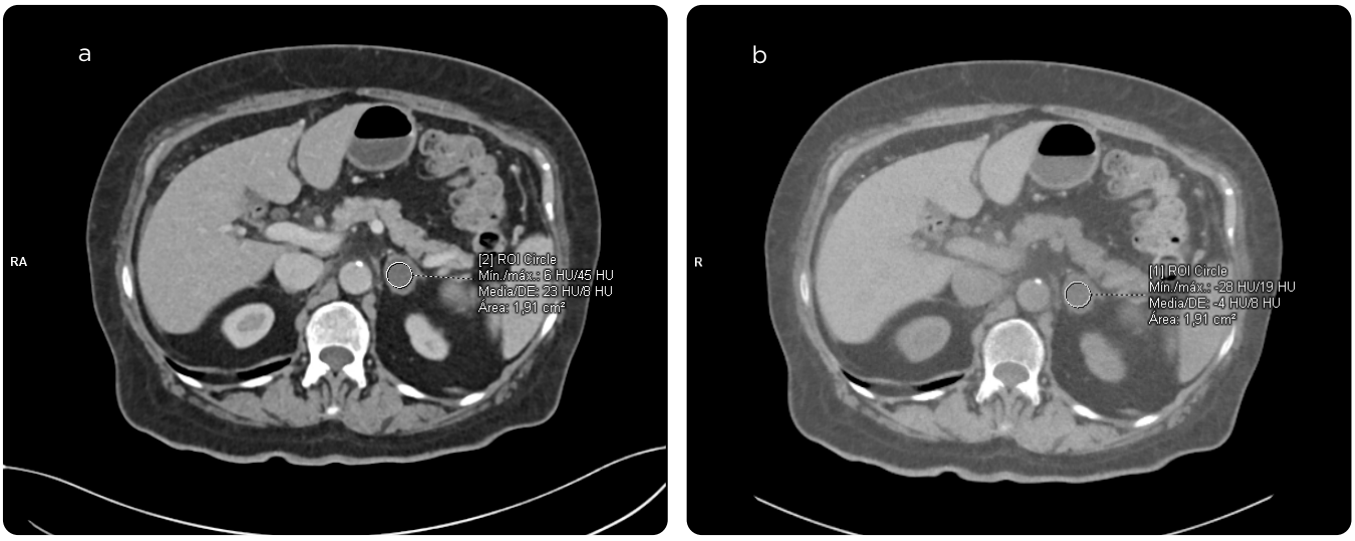


Figura 3. a) Imagen de DECT (*blended*). Adenoma suprarrenal localizado en el brazo medial de la glándula suprarrenal izquierda. La caracterización de la lesión se realizó mediante reconstrucciones VNC y mapas de yodo, lo que permitió su evaluación sin la necesidad de una adquisición adicional en fase simple. b) Reconstrucción VNC. La lesión presentó una densidad de -8 UH, compatible con adenoma suprarrenal lipídico, y un diámetro de 27 mm. Longitud de la imagen: 630,92 mm; DLP: 613 mGy×cm.

contraste general utilizando la escala ordinal predefinida; la distribución de los resultados se presenta en la tabla 2.

Tabla 2. Evaluación cualitativa de la calidad de imagen en DECT según ruido, nitidez y contraste

Parámetro evaluado	Categoría	Porcentaje (%)
Ruido	Significativo o excesivo	0
	Moderado	6
	Leve	37
	Mínimo o ausente	58
Nitidez	Muy borrosa	0
	Moderadamente borrosa	0
	Aceptable	2
	Buena	36
	Excelente	62
Contraste general	Muy pobre	0
	Deficiente	0
	Aceptable	4
	Bueno	16
	Excelente	80

La evaluación cualitativa de las imágenes, definida como se muestra en el anexo, indicó que la mayoría de los estudios mostraron niveles de ruido mínimos o leves (95%), con un 58% de los casos clasificados como "Ruido mínimo o ausente". En términos de nitidez, el 98% de las imágenes fueron calificadas como aceptables o superiores, con predominancia de "Buena nitidez" (36%) y "Excelente nitidez" (62%). En cuanto al contraste general, el 96% de las imágenes fueron evaluadas —mediante la escala subjetiva definida— como aceptables o superiores, con un 80% de los estudios alcanzando "Excelente contraste".

Estos hallazgos sugieren que los protocolos evaluados proporcionan una calidad de imagen altamente satisfactoria, con niveles óptimos de nitidez y contraste.

Discusión y conclusiones

Los resultados de este estudio muestran que la tomografía computarizada de energía dual (DECT) permite obtener una calidad de imagen diagnóstica adecuada sin incrementar significativamente la dosis de radiación. Los valores de dosis para los estudios de tórax, abdomen y combinaciones de ambos fueron consistentemente inferiores a los DRL propuestos por la Sociedad Norteamericana de Radiología (RSNA), que informan niveles de referencia de 13 mGy para el $CTDI_{vol}$ y 496 mGy×cm para el DLP en estudios de tórax, así como 15 mGy y 755 mGy×cm para abdomen en fase portal, respectivamente (5). En contraste, en este estudio, los valores típicos de $CTDI_{vol}$ para tórax, abdomen portal y combinaciones *dual-energy* se encontraron en rangos de 7,69 a 9,37 mGy, con DLP entre 242 y 480 mGy×cm. Estos hallazgos muestran que es posible obtener imágenes de adecuada calidad diagnóstica en DECT incluso con valores de dosis más bajos que los descritos como referencia.

Hasta la fecha, en Colombia no existen niveles de referencia diagnósticos (DRL) oficiales para TAC. En Latinoamérica, los informes disponibles son escasos: el estudio multicéntrico de Cadavid et al. (2024) se enfocó en población pediátrica (6), mientras que en adultos el único antecedente regional corresponde al trabajo de Bernardo et al. (2023) en Brasil, que estableció DRL nacionales en más de 4.700 pacientes (7). En dicho estudio, los valores descritos para tórax fueron de 11 mGy ($CTDI_{vol}$) y 409 mGy×cm (DLP), y para abdomen 12 mGy y 632 mGy×cm, respectivamente. Al compararlos con los resultados de la presente investigación se observa que los valores típicos obtenidos en la institución origen del estudio se sitúan en rangos similares o inferiores, reforzando que es factible mantener una calidad diagnóstica adecuada con dosis más bajas, incluso en ausencia de DRL nacionales.

El presente estudio coincide con los hallazgos descritos en la literatura, que indican que el uso de la DECT no implica un aumento significativo de la exposición radiológica y, en algunos casos, incluso permite una reducción de la dosis en comparación con la SECT. Según McCollough et al., la selección adecuada de voltajes y el uso de técnicas avanzadas de reconstrucción iterativa pueden mitigar cualquier posible aumento en la dosis asociado con la adquisición de datos en energías duales (8). Estudios previos también han demostrado que la DECT es factible sin un aumento significativo en la dosis de radiación, mientras que mantiene o mejora la calidad de la imagen (7,9). De manera similar, evaluaciones de calidad de imagen han mostrado que los parámetros de ruido, nitidez y contraste general en DECT son comparables o superiores a los de la SECT (10,11).

En el presente análisis, la calificación de calidad de imagen reveló que la mayoría de los estudios presentaron niveles de ruido mínimos o leves (95%), con una proporción significativa de imágenes calificadas como "Buena" (36%) o "Excelente" (62%) en términos de nitidez. Asimismo, el contraste general fue valorado como aceptable o superior en el 96% de los casos, con un 80% de estudios categorizados como "Excelente". Estos hallazgos respaldan la hipótesis de que la DECT permite mejorar la caracterización de los tejidos sin afectar la resolución espacial ni la calidad percibida de la imagen, como se ha demostrado en trabajos previos (12).

Una limitación de este estudio es que, al haber seguido la metodología establecida en la Publicación 135 de la ICRP para la determinación de dosis en un paciente estándar (rango de peso entre 60 y 80 kg), no se evaluó el comportamiento del depósito de energía en pacientes con caquexia o sobrepeso (9,11). En experiencia clínica de los autores, han observado que en estos subgrupos los parámetros dosimétricos (CTDI y DLP) pueden variar e incluso ser mayores que en los protocolos helicoidales convencionales, situación que merece exploración futura.

Adicionalmente, la evaluación de la calidad de imagen constituye otra limitación, ya que se basó en una escala subjetiva aplicada por expertos. Si bien esta metodología permitió estandarizar la valoración cualitativa, futuros estudios deberían complementarla con métricas objetivas, tanto en fantomas como en pacientes. En este sentido, algoritmos automáticos como el de *global noise (GN)* han demostrado ser útiles para cuantificar el nivel global de ruido directamente en imágenes clínicas, con validaciones frente a mediciones de referencia y aplicaciones en estudios de TAC (13).

En conclusión, este estudio evidencia que la DECT no produce un incremento en la dosis de radiación en comparación con los protocolos convencionales de SECT, con una calidad de imagen diagnóstica adecuada. La combinación de valores de dosis dentro de rangos aceptables

y una calidad de imagen favorable constituyen un ejemplo de aplicación del principio de optimización en imágenes médicas, integrando seguridad radiológica y valor diagnóstico.

Referencias

1. Kong D, Chen X, Gao P, Zhao K, Zheng C, Zhou H. Diagnostic accuracy of contrast-enhanced dual-energy computed tomography for detecting metastatic lymph nodes in patients with malignant tumors: a systematic review and meta-analysis. Quant Imaging Med Surg. 2023;13(5):3050-65.
2. Wang T, Fan Z, Zou L, Hou Y. Can quantitative parameters of spectral computed tomography predict lymphatic metastasis in lung cancer? a systematic review and meta-analysis. Radiother Oncol. 2023;183:109643. https://doi.org/10.1016/j.radonc.2023.109643.
3. Chen M, Jiang Y, Zhou X, Wu D, Xie Q. Dual-energy computed tomography in detecting and predicting lymph node metastasis in malignant tumor patients: a comprehensive review. Diagnostics (Basel). 2024;14(4):377. https://doi.org/10.3390/diagnostics14040377.
4. Vañó E, Miller DL, Martin CJ, Rehani MM, Kang K, Rosenstein M, et al. ICRP Publication 135: Diagnostic reference levels in medical imaging. Ann ICRP [Internet]. 2017;46(1):1-144. Disponible en: http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0146645317717209
5. Kanal KM, Butler PF, Sengupta D, Bhargavan-Chatfield M, Coombs LP, Morin RL. U.S. diagnostic reference levels and achievable doses for 10 adult CT examinations. Radiology. 2017;284(1):120-33.
6. Cadavid L, Karout L, Kalra MK, Morgado F, Londoño MA, Pérez L, et al. Setting up regional diagnostic reference levels for pediatric computed tomography in Latin America: preliminary results, challenges and the work ahead. Pediatr Radiol. 2024;54(3):457-67.
7. Oliveira Bernardo M, Karout L, Morgado F, Ebrahimian S, Sarmet Santos A, Amorim C, et al. Establishing national clinical diagnostic reference levels and achievable doses for CT examinations in Brazil: A prospective study. Eur J Radiol. 2023:169:111191. https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2023.111191.
8. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: principles, technical approaches, and clinical applications. Radiology. 2015;276(3):637-53.
9. Uhrig M, Simons D, Kachelrieß M, Pisana F, Kuchenbecker S, Schlemmer HP. Advanced abdominal imaging with dual energy CT is feasible without increasing radiation dose. Cancer Imaging. 2016;16(1):15.
10. Schmidt D, Söderberg M, Nilsson M, Lindvall H, Christoffersen C, Leander P. Evaluation of image quality and radiation dose of abdominal dual-energy CT. Acta Radiol. 2018;59(7):845-52.
11. Wortman JR, Shyu JY, Dileo J, Uyeda JW, Sodickson AD. Dual-energy CT for routine imaging of the abdomen and pelvis: radiation dose and image quality. Emerg Radiol. 2020;27(1):45-50.
12. Lenga L, Leithner D, Peterke JL, Albrecht MH, Gudauskas T, D'Angelo T, et al. Comparison of radiation dose and image quality of contrast-enhanced dual-source CT of the chest: single-versus dual-energy and second-versus third-generation technology. AJR Am J Roentgenol. 2019;212(4):741-7.
13. Ahmad M, Jacobsen MC, Thomas MA, Chen HS, Layman RR, Jones AK. A Benchmark for automatic noise measurement in clinical computed tomography. Med Phys. 2021;48(2):640-7.

Correspondencia

Nathaly Barbosa Parada
Carrera 14 # 169-49
nbarbosa@fctic.org

Recibido para evaluación: 20 de noviembre de 2024
Aceptado para publicación: 15 de enero de 2025

Anexo

• **Encabezado de la Sección:** Evaluación Cualitativa de la Calidad de Imagen

• **Instrucciones:** A continuación, se le presentan diferentes aspectos de la calidad de la imagen. Para cada aspecto, por favor, seleccione la opción que mejor describa su apreciación de la imagen evaluada, utilizando la escala proporcionada. Su evaluación es fundamental para este proyecto de investigación.

1. Ruido:

• **Definición:** Se refiere a las fluctuaciones aleatorias en la densidad de la imagen que pueden oscurecer detalles.

• **Pregunta:** ¿Cómo describiría el nivel de ruido presente en la imagen?

Escala de Respuesta:

1. **Ruido Mínimo o Ausente:** El ruido es apenas perceptible y no afecta la visualización de detalles clínicos relevantes.
2. **Ruido Leve:** Se observa una pequeña cantidad de ruido que no dificulta significativamente la identificación de estructuras y detalles clínicos importantes.
3. **Ruido Moderado:** El ruido es claramente visible y puede afectar ligeramente la nitidez de detalles finos y la confianza en la identificación de estructuras pequeñas o de bajo contraste.
4. **Ruido Significativo:** El ruido es prominente y dificulta la visualización de detalles importantes, generando cierta incertidumbre en la interpretación diagnóstica.
5. **Ruido Excesivo:** El ruido es tan alto que compromete seriamente la calidad de la imagen, dificultando o impidiendo una evaluación diagnóstica confiable.

2. Nitidez:

• **Definición:** Se refiere a la claridad de los bordes y la capacidad de distinguir detalles finos en la imagen.

• **Pregunta:** ¿Cómo describiría la nitidez general de la imagen?

Escala de Respuesta:

1. **Muy Borrosa:** Los bordes de las estructuras son indistintos y los detalles finos no son discernibles.
2. **Moderadamente Borrosa:** Algunos bordes son poco definidos y la identificación de detalles finos es difícil.
3. **Nitidez Aceptable:** La mayoría de los bordes son distinguibles y los detalles relevantes son identificables.
4. **Buena Nitidez:** Los bordes de las estructuras son claros y los detalles finos son bien definidos.
5. **Excelente Nitidez:** Los bordes son muy nítidos y se pueden apreciar detalles muy finos con gran claridad.

3. Contraste General:

• **Definición:** Se refiere a la diferencia en la densidad de la imagen entre diferentes tejidos y estructuras, lo que permite su diferenciación visual.

• **Pregunta: ¿**Cómo describiría el contraste general de la imagen en relación con la diferenciación de tejidos?

Escala de Respuesta:

6. **Contraste Muy Pobre:** Es muy difícil diferenciar las estructuras debido a la similitud en sus densidades.
7. **Contraste Deficiente:** Se pueden distinguir algunas estructuras, pero la diferenciación es laboriosa y puede generar dudas.
8. **Contraste Aceptable:** La mayoría de las estructuras son diferenciables, aunque la distinción de algunas estructuras de bajo contraste podría ser mejor.
9. **Buen Contraste:** Las estructuras se distinguen claramente, facilitando la identificación y delimitación de diferentes tejidos.
10. **Excelente Contraste:** Existe una clara y marcada diferencia de densidades entre los tejidos, permitiendo una fácil y precisa diferenciación de todas las estructuras relevantes.