

# Implementación de métricas de calidad de imagen de TC en estudios clínicos SPECT/CT de tórax

## CT image quality metrics implementation during thorax SPECT/CT clinic studies

Adlin López Díaz<sup>1</sup>, Daniel David Rodríguez Rosales<sup>2</sup>, Robin Nelson Mendoza Álvarez<sup>1</sup>, Jennifer Reyes Garrido<sup>1</sup>, Juan Miguel Martín Escuela<sup>2</sup>, Armando del Pozo Almaguer<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Instituto Superior de Ciencias e Tecnologías Aplicadas, Universidad de la Habana, Habana, Cuba

<sup>2</sup>Departamento de Medicina Nuclear, Hospital Hermanos Ameijeiras, Habana, Cuba

<sup>3</sup>Departamento de Medicina Nuclear, Instituto Nacional de Hematología, Habana, Cuba

### Resumo

Em equipamentos híbridos, tanto a dose de radiação quanto a qualidade da imagem envolvem o envolvimento de ambos os componentes. Este trabalho teve como objetivo avaliar a qualidade da imagem clínica do híbrido SPECT/CT através de parâmetros físicos como ruído, razão de contraste do ruído (RCR) e resolução espacial através da largura a meia altura (FWHM) da Função de Dispersão Linear (LDF), obtido a partir da função de dispersão da borda (LDF) de importantes estruturas anatómicas do tórax. Parâmetros relacionados à dose do componente CT e principalmente a estimativa de dose de espessura específica do paciente (SSDE) também foram estudados. Para isso, 20 estudos clínicos de TC híbrida foram processados com uma ferramenta de desenvolvimento local. O SSDE variou de 2,6-23,6mGy. O ruído típico das diferentes estruturas ficou na faixa de 2,1-42,3% entre os diferentes pacientes, mostrando padrões muito diferentes entre as várias estruturas, uma vez que órgãos como os pulmões e o esôfago apresentam um ruído médio inferior a 5%. O conjunto de RCRs apresentou diferenças significativas entre os estudos, com variação entre 1 e 57. A faixa de variação da FWHM estimada para uma mesma estrutura de borda, nos diferentes estudos, varia entre 14,8-50,5%, mostrando diferenças significativas entre si. A média de SSDE e FWHM para cada estudo mostrou um índice de correlação de Pearson significativo de -0,454 ( $p=0,045$ ). Conclusões: SSDE foi inversamente correlacionado com alguns dos descritores de qualidade de imagem estudados. Estimar o FWHM, em um cenário clínico, a partir da função de dispersão de bordas, é viável e mostrou a capacidade de detectar particularidades das imagens que poderiam descrever aspectos de sua qualidade

**Palavras chave:** métricas qualidade da imagem; CT; SPECT/CT; dose de radiação

### Abstract

*In hybrid studies, the total patient's radiation dose and the image's quality are the results of the two technologies. This work studied the implementation and evaluation of some CT image's quality metrics like noise, contrast to noise ratio (CNR) and resolution through the half maximum (FWHM) of different anatomical structure, and their preliminary relationship with patient's radiation dose parameters including the volume CT dose index (CTDIvol), dose-length product (DLP), and size-specific dose estimate (SSDE), during thorax clinical studies, in a Mediso SPECT/CT equipment. 20 clinical SPECT/CT studies were analyzed using a homemade computed subroutine. The SSDE preliminary result were between 2,6-23,6mGy. The different thorax structures typical noise varied from 2,1 to 42,3% among patient, showing very different behaviors between different tissues, example lungs and esophagus had average noise less than 5%. The CNR showed statistical difference between studies, varying from 1 to 57. The same structure FWHM estimation ranged between 14,8-50,5% during different studies, showing statistical differences. The SSDE and FWHM showed a statistically significant Pearson correlation coefficient of -0,454 ( $p=0,045$ ). Conclusions: the SSDE inversely correlated with some of studied CT image's quality metrics. The FWHM clinical estimation of different anatomical structure is viable and showed the capability to detect image characteristic which could be direct related with their quality and clinical analysis.*

**Keywords:** image quality metrics; CT; SPECT/CT; radiation dose medical physics

### 1. Introducción

Desde la introducción comercial en 1999 de los equipos híbridos de medicina nuclear que combinan con tomografía computarizada (conocida por sus siglas en inglés *Computed Tomography*, CT), y la Tomografía por Emisión del Fotón Único (por sus siglas en inglés *Single Photon Computer Tomography*, SPECT/CT) en 1999; se ha producido una consolidación tecnológica y un crecimiento sostenido de sus aplicaciones. A pesar de los beneficios que esta técnica produce y su sobrada justificación, el incremento de las dosis de radiación que recibe el paciente producto de la administración

del radiofármaco y la tomografía computada es, sin duda, objeto de preocupación y estudio, especialmente con vistas a la optimización.

La evaluación de la calidad de la imagen es importante para garantizar que las preguntas de diagnóstico se respondan correctamente, mientras se mantiene la dosis de radiación al paciente lo más baja posible. Esta relación dosis/ calidad de imagen no siempre puede ser descrita a través de maniqués, y por eso encontrar métricas de calidad de imagen que se adapten al escenario clínico concreto pueden contribuir a evaluarla objetivamente y correlacionarla con la dosis (1).

En el caso concreto del CT, la implementación y disponibilidad de métricas de calidad de imagen tienen el potencial de facilitar en gran medida la monitorización basada en datos y la posible optimización de los protocolos de adquisición y procesamiento de imágenes (1-3).

Existen algunos trabajos recientes que han intentado incorporar mediciones de calidad en imágenes de CT clínicas, incluso se han mostrado varios algoritmos automatizados que evalúan métricas de calidad de imagen. Estas métricas de calidad de imagen incluyen las unidades de CT (expresadas en HU, del inglés *Hounsfield Units*-HU), la magnitud del ruido, la textura del ruido, la relación contraste ruido y el índice de detectabilidad de los diferentes órganos de interés (1).

Este trabajo implementará algunas de las métricas anteriormente mencionadas y propone la incorporación de la estimación de indicadores de la resolución espacial de la imagen clínica a través del ancho a la mitad de la altura (del inglés *Full Width at Half Maximum, FWHM*) de la Función de Dispersión Lineal (del inglés *Line Spread Function-LSF*) obtenida a partir de la función de dispersión de bordes (del inglés *Edge Spread Function ESF*) de estructuras anatómicas importantes del tórax (4).

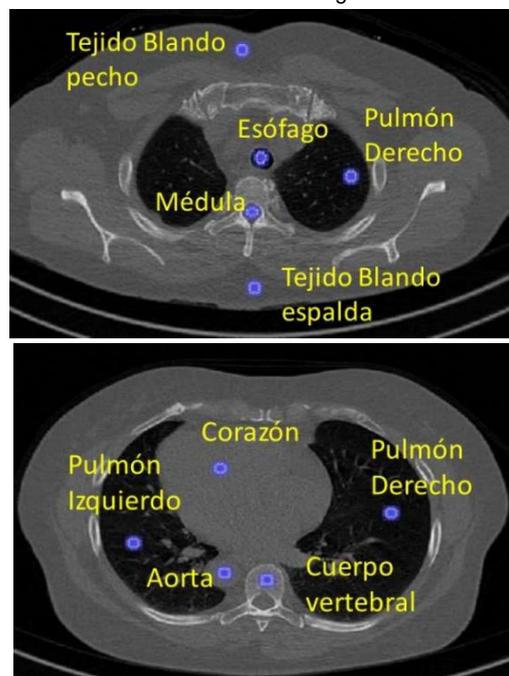
## 2. Materiales y Métodos

Para introducir y evaluar parámetros cuantitativos que permitieran estudiar objetivamente la calidad de la imagen de TC de tórax en estudios híbridos de SPECT/CT, se procesaron los 20 primeros estudios de CT híbridos que involucraban la región del tórax desarrollado en el primer semestre del 2019, que se encontraban almacenados en la base de datos del SPECT/CT AnyScan SC (Fabricante: Mediso, Número de Serie: AS-501159-SC, del Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Clínico Quirúrgico "Hermanos Ameijeiras").

Para este análisis de las imágenes y su procesamiento se empleó la herramienta CaDICT desarrollada en MATLAB 2008b por la autora. CaDICT es una subrutina sin fines comerciales, diseñada para leer, visualizar, obtener datos y o procesar información de interés de las imágenes de TC, a partir del fichero DICOM. Está diseñada para obtener, de forma automática, la información relacionada con los protocolos y las dosis de radiación que brinda el fabricante. Posee un visualizador interactivo que permite variar la ventana y el umbral de visualización, para que el usuario se sienta cómodo, al realizar operaciones sobre las imágenes que opera (ver figura 1). Para procesado, permite el trazado de hasta 25 regiones de interés (ROI) (fijas o libres) en los cortes tomográficos seleccionados por el usuario para disponer de los números promedio de Hounsfield (NCT) y su desviación estándar para cada región (DE), entre otros; permitiendo la salva automática individual o en forma de base de datos, de todos los resultados en forma de fichero Excel para su procesamiento estadístico posterior (5) (ver figura 1 diferentes ROI). Permite también, trazar hasta 5 perfiles por corte, con

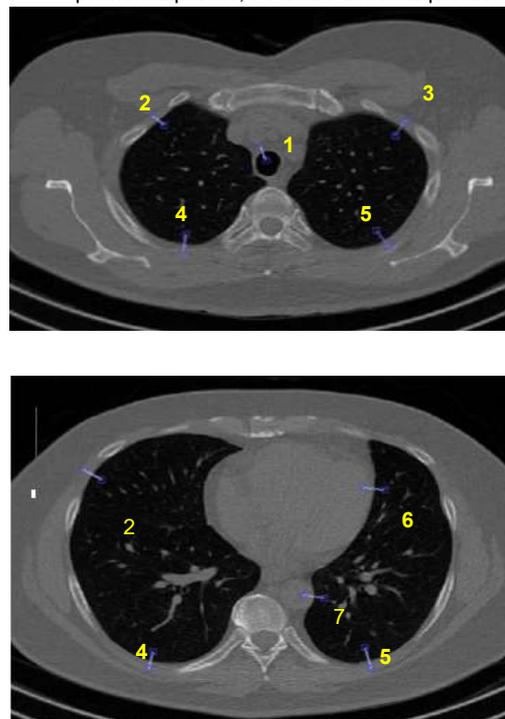
la intención de analizar los bordes de las estructuras o su comportamiento, utilizándolos para su ajuste matemático, empleando las bondades del MALTAB (6) (ver figura 2).

**Figura 1-** Regiones de Interés sobre órganos para evaluar las métricas de imagen



Fuente: El autor (2021), a partir de CaDICT

**Figura 2-** Perfiles para estimar las funciones de dispersión de bordes (ESF). 1-Esófago/mediastino, 2-Pulmón superior derecho/ músculo adyacente, 3-Pulmón superior izquierdo/ músculo adyacente, 4-Pulmón inferior derecho/músculo adyacente, 5 - Pulmón inferior izquierdo/músculo adyacente, 6- Corazón/ pulmón izquierdo, 7-Aorta/Pulmón izquierdo.



Fuente: El autor (2021), a partir de CaDICT

Esta aplicación computacional, fue comprobada en cuatro fases en el trabajo de tesis de D. Rodríguez y

R. Mendoza, 2021 (6), a partir de verificaciones de los datos brindados por la aplicación vs los arrojados por el fabricante Medisso en su sistema Interview XP. Los criterios empleados en las tres primeras fases fueron: para la lectura megadata diferencias nula, para la lectura y visualización de imágenes en el visor CaDICT cero discrepancia en los rangos de números de UH, y por último para las herramientas de procesamiento básico de imágenes como Regiones de Interés (ROI) y perfiles, se emplearon discrepancias menores del 1% en valores promedio y desviaciones estándar de los números de CT por estructura. Los ajustes matemáticos de CaDICT (4ta fase) fueron comprobados de forma independiente empleando 30 perfiles de diferentes estructuras y los resultados de su procesamiento en OriginLab (versión 9.3) que no mostró diferencias significativas en sus parámetros ( $p < 0,05$ , 95% test de Student). Se realizaron otras verificaciones adicionales en maniqués sobre la funcionalidad de la aplicación, que se reportan por A. López y col., 2022 (3), utilizando como comparación los resultados del ImageJ.

Los parámetros dosimétricos analizados en este estudio, fueron el CTDIvol en mGy, el DLP en mGy\*cm calculado y el Estimado de Dosis por grosor o tamaño específico del paciente (por sus siglas en inglés SSDE, Size-Specific Dose Estimates, en mGy) (7).

Los parámetros de calidad tarea-orientados obtenidos en este caso, fueron el promedio de números de Hounsfield y su desviación estándar en cada región de interés anatómica definida (señaladas en la figura 1a) y 1b), corazón, pulmón izquierdo (PI) y derecho (PD), médula, cuerpo vertebral, tejido blando del pecho (TBP) y de la espalda (TBE), esófago y aorta) y la relación contraste ruido (RCRc) entre las mismas empleando la ecuación (1). Este último parámetro fue definido entre órganos y/o estructuras vecinas que son de interés clínico, teniendo en cuenta algunos de los aspectos cualitativos señalados las Guías Europeas sobre Criterios de Calidad en Tomografía Computada (8).

La relación contraste ruido (RCR) de tejidos u órganos, se obtiene bajo la expresión:

$$RCR = \frac{(VMP_{estructura} - VMP_{fondo})}{\sqrt{\frac{DE_{estructura}^2 + DE_{fondo}^2}{2}}} \quad (1)$$

Siendo:

VMP<sub>estructura</sub>: valor medio por pixel de número de CT determinado a partir de una ROI realizada sobre el órgano o tejido de interés.

VMP<sub>fondo</sub>: valor medio por pixel del número de CT hallado a partir de una ROI realizada sobre el tejido u órgano que rodea la estructura.

DE: Desviación estándar del número de CT correspondiente a la ROI llevada a cabo sobre la estructura y el fondo.

Se estudió la resolución espacial del sistema entre diferentes estructuras a partir de la estimación del FWHMc, calculado a partir de la función de dispersión

de bordes (ESF, por sus siglas en inglés Edge Spread Function). Este es un parámetro que no tiene antecedentes clínicos conocidos por los autores, sólo en maniqués, pero tienen buena potencialidad para aplicarse en escenario clínico. La ESF fue estimada a partir de los perfiles trazados en los límites entre diferentes estructuras anatómicas como Pulmón Derecho Superior / músculo adyacente, Pulmón Derecho Inferior / músculo adyacente, Esófago / mediastino, Pulmón Izquierdo Superior / músculo adyacente, Pulmón Izquierdo Inferior / músculo adyacente, Corazón / Pulmón Izquierdo y Aorta / Pulmón Izquierdo (ver figura 2).

El sistema toma tres perfiles y los promedia antes del ajuste, el usuario puede visualizar el perfil y el ajuste. Los parámetros  $\lambda$  y el FWHM son también archivados en el fichero Excel conjuntamente con los parámetros de bondad de ajuste (R cuadrado ajustado y la Raíz del error cuadrático medio-RMSE).

La función de dispersión de bordes ESF se obtiene a partir del ajuste del perfil promedio utilizando la siguiente ecuación (4):

$$ESF = \frac{1}{2} + \frac{1}{\pi} \tan^{-1}(\lambda(x - x_0)) \quad (2)$$

Siendo  $\lambda$  y  $x_0$  los parámetros de ajuste.

La Función de dispersión de línea LSF se define como:

$$LSF = \frac{\lambda/\pi}{1 + \lambda^2 x^2} \quad (3)$$

Para la función de dispersión de línea, la coordenada  $x$  corresponde a la mitad del máximo de LSF ( $x_{1/2}$ ), y posee como solución:

$$x_{1/2} = \frac{1}{\lambda} \quad (4)$$

El doble de la magnitud  $x_{1/2}$  es el FWHM expresado en mm y constituye una medida cuantitativa de la resolución espacial entre las dos estructuras (4).

Para el análisis estadístico de los resultados se empleó el programa IBM SPSS Statistics 20. Las variables numéricas estudiadas (RCRc, DE, FWHMc, CTDIvol, DPL, SSDE) se analizaron empleando la prueba de rangos con signo de Wilcoxon (no paramétrico, pareado) con nivel de confianza del 95% y  $p < 0,05$  de significación estadística, se tomó como referencia el protocolo de mayor dosis de radiación para cada aplicación.

Para estudiar la posible relación de las métricas de calidad de imagen con los parámetros dosimétricos y entre sí, se empleó el test de correlación de Pearson con nivel de confianza del 95% y  $p < 0,05$  de significación estadística.

### 3. Resultados

#### 3.1 Indicadores dosimétricos

Los 20 estudios analizados desarrollaron 4 protocolos básicos, rutina de tórax (tórax diagnóstico, corrección de atenuación y localización), corazón (corrección de atenuación), hueso (baja dosis general, corrección de atenuación y localización) y 1

caso de paratiroides (Cuello bajo y tórax, corrección de atenuación y localización).

Los valores del CTDIvol oscilaron entre 2,6 y 22 mGy, como promedio 6,5±5,6mGy (ver tabla 1). El DLP varió entre 67,7 y 693,5 mGy\*cm, como promedio 193,0±171,6 mGy\*cm. El diámetro efectivo promedio fue de 28,8±2,75 cm, mientras que el SSDE osciló entre 2,6 y 23,3 mGy con un promedio de 8,21±6,78 mGy.

**Tabla 1-** Valores promedio, desviación estándar y desviación típica de las magnitudes relacionadas con la dosis por tipo de estudio

Tipos de estudios	SSDE (mGy)	CTDIvol (mGy)	DPL (mGy cm)
	Tórax clínico		
promedio	16,3	13,0	375,8
DE	4,9	4,8	167,8
DE(%)	30,0	36,5	44,6
Estudios Cardiacos			
promedio	3,4	2,6	68,5
DE	0,5	0,0	0,3
DE(%)	0,4	0,0	0,5
Estudios óseos			
promedio	4,9	3,9	148,6
DE	2,2	1,5	67,4
DE(%)	45,6	38,5	45,4

Fuente: El autor (2022).

### 3.2 Desviación Estándar de los números de CT

Las desviaciones típicas DE(%) de los números de CT entre los diferentes pacientes estuvieron en el rango 2,1-42,3%. Las mayores desviaciones se encuentran en la región de los números de CT cercanos al agua, como la médula (42,3%), aorta (31,4%), corazón (22,1%) y en el caso del cuerpo vertebral (27,8%)

El ruido muestra patrones muy diferentes entre las diversas estructuras, los órganos como los pulmones y el esófago muestran un ruido promedio menor del 5%. El resto de las estructuras muestran niveles mayores de ruido en todos los protocolos, que superan como promedio el 20% (ver ejemplos en Figura 3). No existen diferencias significativas entre las componentes de ruido de las regiones de interés entre los diferentes protocolos (p>0,057). Sin embargo, si existen diferencias significativas entre el ruido de las estructuras como pulmón y esófago y el resto de las estructuras (p≤0,001 en todos los casos), si se toman estas dos estructuras como referencia para el análisis pareado.

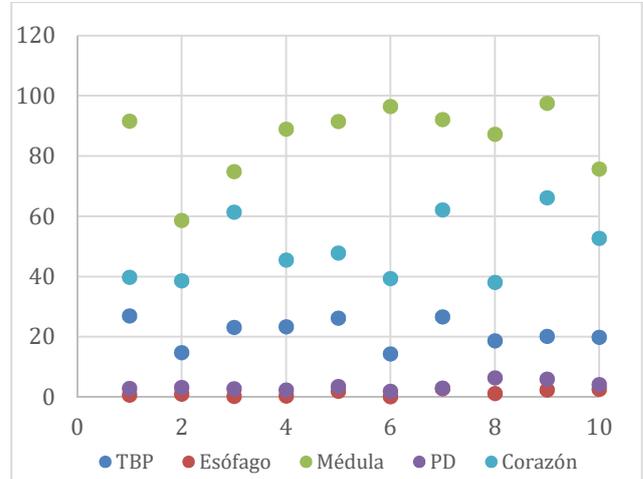
La relación entre los indicadores de dosis y el ruido muestran índices de correlación variados, pero bajos y sin significación estadística (p>0,123).

Existen cuatro estructuras que muestran una baja relación contraste ruido promedio: Médula/ Vértebra 3,3 (0,9-5,9), Esófago/ PD 3,6 (0,6-10,6), Aorta/TBE 2,9 (1,0-5,5) y Corazón/ TBE 2,8 (0,9-5,3). Estas dos últimas implican dos estructuras no contiguas. El resto muestra valores altos de relación contraste ruido promedio (RCRc>5). Las discrepancias entre las RCRc estimadas para las estructuras de interés

fueron significativas, a excepción de las RCRc de la Médula/ Vértebra y de la Aorta/TBE (TBE-tejido blando espalda).

La relación entre los indicadores de dosis y las RCRc muestran índices de correlación variados, pero bajos y sin significación estadística (p>0,05).

**Figura 3.** DE(%) de varias estructuras anatómicas en 10 estudios

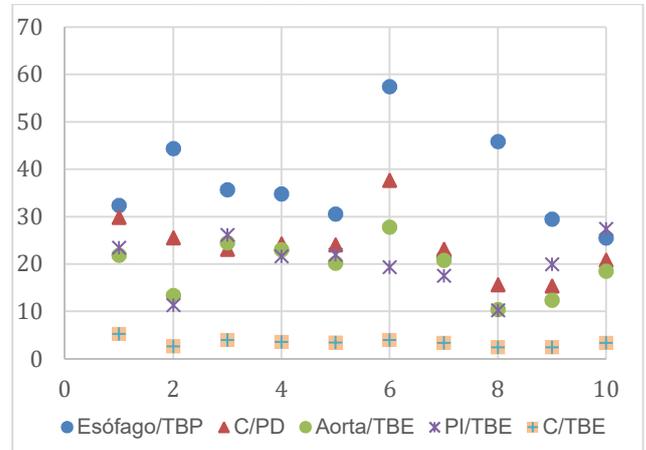


Fuente: El autor (2022).

### 3.3 Relación Contraste Ruido (RCRc)

Las RCRc muestran un rango amplio de variación entre sí (ver ejemplo en Figura 4).

**Figura 4.** RCRc entre diferentes estructuras anatómicas de interés en 10 estudios

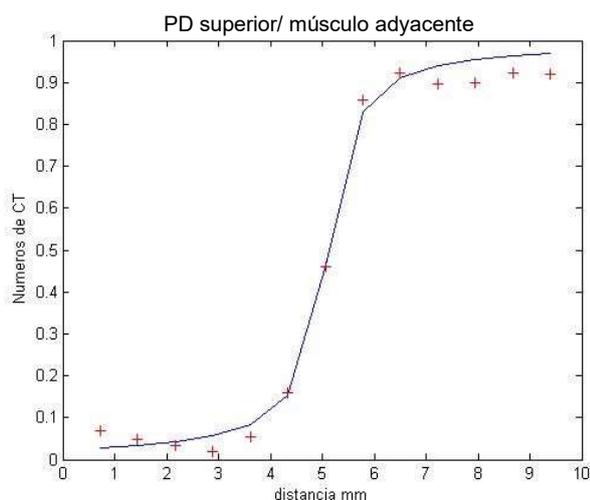


Fuente: El autor (2022).

### 3.4 Resolución de diferentes estructuras (FWHMc)

La resolución espacial de la imagen clínica obtenida a través del ancho a la mitad de la altura (FWHMc) empleando la función de dispersión de línea (LSF) entre dos estructuras de interés fue de 0.72- 3,48 mm (ver en Figura 5 un ejemplo, en Tabla 2 un resumen), el más pequeño en el paciente 3 en el perfil esófago/mediastino y el mayor en el paciente 16 en pulmón izquierdo inferior/ músculo adyacente. Ambos pacientes muestran también el menor y mayor valor promedio de FWHMc encontrado 0,87±0,17 mm (0,72-1,15 mm) y 1,76±0,78 mm (1,17-3,48 mm) respectivamente.

**Figura 5.** Perfil de la función de bordes (ESF) y el resultado de su ajuste para obtener función lineal de dispersión (LSF) y estimar la resolución espacial asociada (FWHM)



Fuente: El autor (2021), a partir de CaDICT

**Tabla 2-** FWHM promedio por estudio, la DE (mm), el máximo y el mínimo, así como la significación estadística que arrojó el análisis tomando como referencia el estudio con menor desviación estándar.

Estudio	promedio	DE	mínimo	máximo	p
E1	1,19	0,38	0,83	2,02	-
E2	1,08	0,22	0,79	1,49	0,022***
E3	0,87	0,17	0,72	1,15	0,386***
E4	0,92	0,08	0,73	1,01	ref***
E5	1,02	0,28	0,78	1,73	-
E6	1,22	0,40	0,76	2,04	0,878***
E7	1,42	0,54	0,89	2,52	0,444***
E8	1,21	0,27	0,83	1,76	0,169**
E9	1,51	0,74	0,80	3,30	0,059**
E10	1,41	0,40	0,91	2,27	0,013**
E11	1,45	0,36	1,05	2,07	0,013**
E12	1,32	0,29	0,87	1,92	0,022**
E13	1,12	0,17	0,82	1,42	0,878**
E14	1,23	0,22	0,82	1,60	0,199**
E15	1,10	0,13	0,92	1,30	ref**
E16	1,78	0,78	1,13	3,48	0,093*
E17	1,34	0,34	0,90	1,82	ref*
E18	1,49	0,38	0,97	2,26	0,386*
E19	1,62	0,66	0,82	3,21	0,444*
E20	1,42	0,42	1,02	2,19	-

Fuente: El autor (2021)

Los índices de bondad de ajuste fueron  $R^2 > 0,98$  en el 98% de los casos, solo tres casos mostraron valores inferiores a 0,97, con un mínimo de 0,9 (paciente E17).

La correlación entre los parámetros dosimétricos y el FWHM promedio para cada estudio, fue significativa para el SSDE con un índice de correlación de Pearson de -0,454 ( $p=0,045$ ). Para

el CTDIvol y DPL no existe correlación aparente encontrándose -0,395 ( $p=0,084$ ) y -0,296 ( $p=0,205$ )

#### 4. Discusión

##### 4.1 Indicadores Dosimétricos

Las diferencias obtenidas entre la SSDE y el CTDIvol fueron significativas ( $p=0,002$ ), con valor promedio de  $1,7 \pm 1,6$  mGy (rango entre -0,05 y 5,3 mGy). Sólo en un caso, la SSDE fue menor que el CTDIvol, esto implica que las dosis que recibe el paciente son superiores al estimado empleado como referencia. El índice de correlación de Pearson mostrado para protocolos híbridos de cardiología y los óseos, por este parámetro y el SSDE fue de -0,998 y -0,771 ( $p=0,002$ ;  $p=0,0092$ ,  $p<0,05$ ), señalando una alta correlación al igual que V. Rajaraman et al., 2020 (8) y K. Kanal et al., 2017 (10).

Los valores promedio obtenidos en los exámenes de cardiología no varían entre pacientes ( $2,6\text{mGy}$  y  $68,5 \pm 0,3$  mGy.cm, para CTDIvol y DPL respectivamente), y son inferiores a los obtenidos por K. Abe et al., 2020 (11) y reportados como referencia en Japón, de  $4,04$  mGy y  $84,1$  mGy.cm; este estudio no reporta valores de SSDE. V. Rajaraman et al., 2020 (8) reportan SSDE (mGy) de  $10.6 (\pm 0.84)$  con una diferencia promedio CTDIvol de  $3.09 \pm 0.9$  mGy ( $p < 0.0005$ ), superior a los encontrados en nuestro estudio. El diámetro promedio de este estudio fue  $26,6$  cm, ligeramente inferior al nuestro, situación que se debe relacionar con las diferencias fenotípicas autóctonas. Por otro lado, los protocolos empleados por ellos muestran CTDIvol mayores  $7.5 \pm 0.57$  mGy que los nuestros ( $2,6$  mGy). Estos resultados hablan de un protocolo más optimizado para la obtención de la corrección de atenuación en estudios híbridos. Los niveles de referencia del Reino Unido reportan valores de  $2,1\text{mGy}$  y  $36\text{mGy.cm}$  para CTDIvol y DPL respectivamente (12), el primero muy similar al obtenido en este estudio, pero inferior al segundo, esto implica que se pudiera reducir el tamaño del campo a explorar en esta aplicación.

En el caso de los estudios de rutina diagnóstica de Tórax los valores promedios fueron de  $16,3\text{mGy}$  de SSDE,  $13,0\text{mGy}$  de CTDIvol y  $375,8\text{mGy.cm}$  de DPL, correspondiendo a estudios de calidad diagnóstica por CT, por tanto, los referentes de dosis son los que se aplican al procedimiento radiológico habitual; aunque estos protocolos no son uniformes entre sí. Los resultados obtenidos se encuentran entre los valores medios obtenidos para TC de Tórax por K. Kanal y cols, 2017 (10); de  $11$  mGy,  $10$  mGy y  $347$  mGy.cm respectivamente, y con el 75% de percentil  $15$  mGy,  $15$  mGy y  $545$  mGy.cm, valores empujados como Niveles de Referencia Diagnóstico (NRD). En este caso el Reino Unido reporta valores de CTDIvol y DPL de  $12$  mGy y  $610$  mGy.cm respectivamente, similares en carga radiante, pero con mayor extensión típica (12), situación que pudiera relacionarse con el objetivo de los estudios.

Desde la publicación del Informe 204 de la AAPM, en el 2011 (8) el concepto de Estimado de Dosis por Tamaño o Grosor Específico del paciente (SSDE) y

los factores de conversión específicos del tamaño asociados, se han validado en una serie de maniqués, cadáveres y por estudios en Monte Carlo. Sin embargo, la adopción clínica a gran escala de la SSDE, sigue dependiendo de la implementación, por parte del fabricante o usuario, de métodos para calcular e informar automáticamente el SSDE, una tarea que se verá facilitada en gran medida por el estándar de la Comisión Electrónica Internacional (por sus siglas inglés, IEC), recientemente completado sobre el cálculo y validación de la SSDE (13), mientras tanto esta herramienta de desarrollo local facilitará el estudio dosimétrico de este indicador.

#### 4.2 Desviación Estándar de los números de CT

Los resultados de este tipo de estudios a escala clínica son novedosos en la literatura y aunque se espera una variabilidad de las densidades de los tejidos entre los pacientes, sobre estas no se encuentran referencias amplias en la literatura. Y. Cheng et al., 2019 reportaron una variabilidad en el parénquima hepático entre 97,2 y 131,8 UH (14). Mientras que Y.M. Wong et al., 2021 encontraron variaciones del 23,51% y 22,1% en Aorta para dos técnicas diferentes de Angiografía Computada (15). En el caso especial de la médula ósea, es una estructura de densidad similar al agua, que se encuentra rodeada del cuerpo vertebral y estas diferencias pudieran relacionarse con la forma en que el sistema puede reconstruir esa atenuación media.

Se conoce que en protocolos similares el cambio de tamaño del pixel y el kVp afectan significativamente el ruido (2), por lo que para el análisis del ruido típico emplearon solamente los protocolos que tienen estas dos características similares.

El ruido general de las imágenes clínicas, es un parámetro complejo que, si bien juega un papel importante para el observador y puede disminuir de forma significativa la resolución de bajo contraste, no impide en muchos casos desempeñar, por parte de los galenos, la tarea clínica de estudio. Por eso su papel como métrica queda establecida en la literatura como variable comparativa y no de umbral para la toma de decisiones (1,2,14).

El análisis de la relación del ruido de las diferentes estructuras con las variables dosimétricas no muestra relación significativa aparente entre los mismos ( $p > 0,05$ ), situación que se puede relacionar con la diferencia de protocolos de adquisición y procesamiento de estos estudios.

#### 4.3 Relación Contraste Ruido

El hecho de que las discrepancias entre las RCR estimadas para las estructuras de interés fueron significativas, a excepción de las RCR de la Médula/Vértebra y de la Aorta/TBE (TBE-tejido blando espalda), significa que la forma en que se seleccionan las estructuras a estudiar tiene importancia para detectar diferencias en la calidad de la imagen. Se observa además que, los conjuntos de las RCR por estudio muestran diferencias significativas entre

ellos, situación que implica que su análisis pudiera aportar información válida sobre las propiedades resolutivas de la misma. Esto confirma los resultados encontrados anteriormente en el maniqué antropomórfico en este equipo (5).

Las diferencias encontradas en este indicador (RCR), que en este caso se considera tarea orientado por la definición directa en estructuras o tejidos anatómicos de interés, tienen una amplia variación en la literatura de los últimos años, especialmente por la importancia que ha ganado la optimización de dosis, y las diversas definiciones matemáticas empleadas. Este término fue definido en maniqués de control de calidad (donde el fondo es de material uniforme y en una sola región), y en su aplicación orientada a tareas clínicas, ha encontrado como sustituto, en algunas investigaciones científicas, una definición de ruido asociada a una sola estructura anatómica, que varía con el reporte de cada autor, al igual que sus resultados (15-22). Este trabajo sugiere que, para estimar y comparar las RCRc, es favorable tener en cuenta las estructuras que realmente se relacionan entre sí de forma visual, y que las relaciones de estructuras de mayor contraste pueden ser más sensibles estadísticamente a cambios relacionados con la calidad de la imagen y su percepción.

Los índices de correlación entre indicadores de dosis y las RCRc fueron variados, pero bajos y sin significación estadística ( $p > 0,05$ ). Este resultado puede producirse por la variedad de protocolos de adquisición y procesamiento estudiados, y el bajo número de la muestra de cada variedad.

Los antecedentes bibliográficos sobre esta temática no son extensos, y los existentes muestran una gran variabilidad en sus resultados, señalando la importancia del estudio de estos parámetros para cada equipo y sus protocolos, durante las labores de optimización de dosis al paciente.

#### 4.4 Resolución de diferentes estructuras (FWHMc)

Los índices de bondad de ajuste obtenidos durante la estimación de la función de dispersión de bordes (ESF), fueron altos y consistentes ( $R^2 > 0,98$  en el 98% de los casos, solo tres casos mostraron valores inferiores a 0,97, con un mínimo de 0,9), esto indica que estos parámetros son viables en escenario clínico y que la FWHMc obtenida en las fronteras entre órganos críticos son reproducibles, aunque se particularizan con las estructuras y son superiores a los que pueden obtenerse en maniqués, pues lo encontrados A. M. Almahadi y cols, 2018 oscilaron entre 0,066-0,225 mm (4).

El análisis pormenorizado del FWHMc por estructura: los valores promedio, máximo, mínimo, la desviación estándar (DE), la desviación típica (DE(%)) y la significación estadística  $p$  resultante del análisis comparativo empleando como referencia Pulmón Derecho Superior /músculo adyacente (valores más pequeños de FWHMc  $0,9 \pm 0,1$  mm), se muestra en la tabla 3.

**Tabla 3-** Análisis de los valores promedio de las FWHMc, máximo, mínimo, la desviación estándar (DE), la desviación típica (DE(%)) y la significación estadística resultante del análisis comparativo.

	P.D superior/ m.a	P.D inf/m.a	Esófago/ m.a	P.I sup/m.a	P.I inf/m.a
Promedio	1,18	1,67	1,16	1,33	1,58
DE	0,35	0,6	0,59	0,33	0,62
DE(%)	29,76	36,08	50,53	25,14	39,32
MIN	0,87	0,93	0,72	0,89	0,84
MAX	1,92	3,3	3,21	2,01	3,48
P*<0,05	0,0001	0,0001	0,004	0,0001	0,0001

	P.D sup/m.a	P.D inf/m.a	Corazón/ P.I	a.aorta/ P.I	P.I/ m.a
Promedio	0,92	1,2	1,2	1,31	1,12
DE	0,14	0,53	0,27	0,36	0,2
DE(%)	14,83	44,64	22,88	27,19	17,71
MIN	0,72	0,74	0,78	0,73	0,8
MAX	1,16	2,19	1,62	2,26	1,52
P*<0,05	ref*	0,009	0,0001	0,0001	0,0001

Fuente: El autor (2021)

En ella se puede observar que el rango de variación de la FWHMc estimada para la misma estructura de bordes, en los diferentes estudios oscila entre 14,8-50,5%, mostrando diferencias significativas entre sí. Esto puede representar que las variables anatómicas complejizan el análisis de la resolución como parámetro único desde el punto de vista conceptual, para acoplarse a un escenario que, además de generalidades anatómicas por región/estructura, tiene un fuerte carácter paciente específico y de las propias variables técnicas de obtención de imágenes; es decir multifactorial. Esto es justamente un elemento a favor de analizar este indicador con nuevas miras.

La correlación significativa entre los parámetros dosimétricos y el FWHMc promedio para cada estudio (índice de correlación de Pearson de -0,454,  $p=0,045$ ), implica que la resolución espacial mejora en cierta medida con el aumento de la dosis, y lo hace de forma compleja y paciente específica. Para el CTDIvol y DPL no existe correlación aparente encontrándose -0,395 ( $p=0,084$ ) y -0,296 ( $p=0,205$ ), situación que apoya el supuesto anterior pues no son parámetros "pacientes-específicos" aunque se relacionan con la dosis que el paciente recibe. El hecho de que el ruido típico promedio y el FWHMc promedio por estudio, no mostraran una correlación significativa entre sí (valor de -0,345 ( $p=0,132$ )), puede entenderse a partir de la capacidad de la imagen de sostener su potencialidad de discernir estructuras a pesar de incremento del ruido, especialmente aquellas que muestran mayor contraste. Esto es un punto a favor de este parámetro que pudiera permitir establecer, a partir de ciertas estructuras de bajo contraste, una mejor relación cuantitativa con el observador y su capacidad de detectar o no anomalías en la calidad de la imagen.

El análisis de la relación entre las RCRc de las dos estructuras correspondientes a las implicadas en el perfil de la función de dispersión de bordes corazón/pulmón izquierdo, mostró un índice positivo de correlación de Pearson del 0,709 ( $p<0,01$ ), apoyando la relación entre la resolución de contraste y la FWHMc calculada. Este hallazgo refuerza la hipótesis anterior.

Este nuevo parámetro implementado no tiene antecedentes bibliográficos conocidos por los autores en escenario clínico.

#### 4.5 Consideraciones generales

Las investigaciones cuantitativas sobre la calidad de imagen clínica en TC, son de gran interés en la actualidad, precisamente porque se adolece de un estándar en las dos líneas básicas que se han venido desarrollando hasta ahora (las métricas que no utilizan imagen de referencia, y las que sí la requieren) (1, 23). Estas métricas cuantitativas, en una u otra medida, son difíciles de implementar genéricamente, porque la calidad de la imagen, no es sólo un problema visual-congnitivo, sino una tarea clínicamente dependiente. La propuesta de este trabajo, opta por emplear, como métricas de calidad dos que no utilizan imagen de referencia: la relación contraste ruido, definida de forma típica para las imágenes de Tórax y relacionada con los órganos críticos implicados en la evaluación de la imagen de tórax (directamente relacionada con la resolución de contraste); y define además otro parámetro que puede caracterizar la imagen clínica concreta, que se relaciona directamente con la resolución espacial de las estructuras de la misma región. Ambas variables son componentes y descriptores importantes de la detectabilidad que brinda la imagen (1,3,19, 21,23). Esta alternativa, que combina ambas métricas, podrían esclarecer favorablemente las interrogantes planteadas por algunos autores, sobre el impacto de los nuevos métodos avanzados de Reconstrucción Iterativa que, al producir una disminución significativa de los niveles de ruido, pueden afectar la resolución de bordes y de bajo contraste y por ende la capacidad de diagnosticar favorablemente (24-27). Encontrar referencias numéricas de estos parámetros en relación con la capacidad de diagnosticar un problema clínico, permitiría potencialmente emplear estudios retroactivos, para proponer soluciones de optimización y favorecer los sistemas de aprendizaje automático para estudios prospectivos; como proponen también otros autores (23,16).

#### 4.6 Limitaciones del estudio

Este estudio, pretendió principalmente evaluar la aplicabilidad y valor de ambas métricas en el escenario clínico concreto de una instalación que, emplea protocolos variados específicos dado su estatus de equipo híbrido, y además en una región anatómica particular (tórax), por lo tanto, sus resultados están imitados en alcance y número de pacientes. Como estudio preliminar exploratorio, estos resultados no son extrapolables

automáticamente a otras regiones anatómicas o a otras situaciones generales.

Los resultados encontrados en este trabajo son esperanzadores y justifican un análisis futuro más consistente y amplio, que de paso al estudio del observador/evaluador, y a examinar detalladamente su valor como métrica para la evaluación de calidad de imagen clínica y la optimización.

## 5. Conclusiones

Los parámetros tarea orientados como la relación contraste ruido ( $RCRC$ ) y la resolución espacial entre diferentes tejidos presentes en las imágenes clínicas ( $FWHMcp$ ), parecen describir atributos importantes relacionados con la calidad de las mismas, especialmente con la resolución espacial y de contraste. A su vez, han mostrado una correlación favorable con el estimado de dosis por grosor específico del paciente (SSDE), situación que los hace muy atractivos para estudios de optimización.

Este nuevo parámetro descriptor de la resolución espacial clínica muestra propiedades que justifican un análisis futuro más consistente y amplio, destinado a estudiar detalladamente su valor como métrica y su relación con el observador/evaluador.

## Agradecimientos

Al Departamento de Medicina Nuclear de Hospital "Hermanos Ameijeiras" y al proyecto PNUOLU "Creación de capacidades para la optimización de las exposiciones médicas en Medicina Nuclear" por brindarnos la motivación y el apoyo adecuados.

## Referencias

- Verdun FR, Racine D, Ott JG, Tapiovaara MJ, Toroi P, Bochud FO et al. Image quality in CT: From physical measurements to model observers. *Physica Medica* 31 (2015) 823-843. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejpm.2015.08.007>
- Muhammad NA; Kayun, Z.; Abu H; Wong JHD.; Ng KH.; Karim MKA. Evaluation of Organ Dose and Image Quality Metrics of Pediatric CT Chest Abdomen-Pelvis (CAP) Examination: An Anthropomorphic Phantom Study. *Appl. Sci.* 2021, 11, 2047: 1-13 (disponible en: <https://doi.org/10.3390/app11052047> )
- López A, del-Pozo A, Machado A, Batista K, Calderón CF, Torres LA. Calidad de la imagen de tomografía computarizada versus dosis en estudios híbridos: resultados preliminares en maniquí. *Medisur [revista en Internet]*. 2022; 20(2):272/284. [consulta 10/11/2022]. Disponible en: <http://medisur.sld.cu/index.php/medisur/article/view/5409>
- Almahdi M. Alshweikh, Kus Kusminarto, Gede B. Suparta. An Improved Method of Measuring Spatial Resolution of the Computed Tomography from ESF based on CT phantom images. *International Journal of Applied Engineering Research* 2018;13 (15):12318-12325 © Research India Publications. <http://www.ripublication.com> (ISSN 0973-4562)
- Rodríguez y Mendoza RN. Implementación de métricas de calidad de imágenes de CT de tórax en SPECT/CT. [disertación de grado em Física Nuclear]. La Habana, Cuba: Universidad de La Habana; 2021.
- López A, del Pozo A, Machado A, Martín JM, Batista K, Torres LA y cols. Estudio de los indicadores de dosis por tomografía computada en un sistema híbrido SPECT/CT: resultados preliminares. *Nucleus* No 70, 2022: 24-29. Disponible en: [www.cubaenergia.cu/nucleus/nucleus.htm](http://www.cubaenergia.cu/nucleus/nucleus.htm)
- American Association of Physicists in Medicine. Size-specific dose estimate (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM Task Group 204, 2011 [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://www.aapm.org/pubs/reports/?s=204&submit=submit>.
- EUR 16262 EN. European Guidelines on quality criteria for Computer Tomography, 2004 (disponible en: [https://op.europa.eu//european-guidelines-on-quality-criteria-forct\\_16262\\_2004.pdf](https://op.europa.eu//european-guidelines-on-quality-criteria-forct_16262_2004.pdf) )
- Rajaraman V, Ponnusamy M, Halanaik D. Size specific dose estimate (SSDE) for estimating patient dose from CT used in myocardial perfusion SPECT/CT. *Asia Ocean J Nucl Med Biol.* 2020; 8(1):58-63. <https://doi.org/10.22038/aojnm.2019.40863.1276>
- 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.
- National Diagnostic Reference Levels (NDRLs) from 19 August 2019, UK (consultado 20/08/2021). Disponible en: <https://www.gov.uk/government/publications/diagnostic-radiology-nationaldiagnostic-reference-levels-ndrls>
- Abe K, Hosono M, Igarashi T, Limori T, Ishiguro M, Ito T et al. The 2020 national diagnostic reference levels for nuclear medicine in Japan. *Annals of Nuclear Medicine* (2020) 34:799–806 <https://doi.org/10.1007/s12149-020-01512-4>
- American Association of Physicists in Medicine. Size-specific dose estimate (SSDE) for heat CT. Task Group 293. July 2019 [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://www.aapm.org/pubs/reports/?s=204&submit=submit>.
- Cheng Y, Abadi E, Brunton T, Ria F, Meyer M, Marin D, et al. Validation of algorithmic CT image quality metrics with preferences of radiologists. *Medical Physics* 2019;46(11):4837-46
- Wong YM, Ching C, Chong RL, Choon AT, San Teo LL. Image quality, contrast enhancement and radiation dose of ECG-triggered versus non-ECG-triggered imaging of the aorta on a single source 256-slice CT scanner. *Singapore Med J* 2021, 1-18. (consultado 22/julio/2021, disponible en <https://doi.org/10.11622/smedj.2021166> )
- Jensen JT, Telesmanich ME, Wagner-Bartak NA, Liu X, Rong J, Szklaruk J, et al. Based Iterative Reconstruction valuation of Abdominal CT Image Quality Using a New Version of Vendor-Specific Model. *J Comput Assist Tomogr.* 2017;41(1):67-74.
- Grosser OS, Kupitz D, Ruf J, Czuczvara D, Steffen IG, Furth C, et al. (2015) Optimization of SPECT-CT Hybrid Imaging Using Iterative Image Reconstruction for Low-Dose CT: A Phantom Study. *PLoS ONE* 10(9): e0138658. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0138658>
- Kataria B, Althénb JN, Smedbyc Ö, Perssona A, Sökjerd H, Sandborg M. Assessment of image quality in abdominal computed tomography: Effect of model-based iterative reconstruction, multi-planar reconstruction and slice thickness on potential dose reduction. *Eur J Radiol.* 2020;122:108703 <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2019.108703>
- Priva B, Wagner-Bartak N, Wei W, Kundra V, Tamm E. Comparing CNR, SNR, and Image Quality of CT Images Reconstructed with Soft Kernel, Standard Kernel, and Standard Kernel plus ASIR 30% Techniques. *Int Journal of Radiology* 2015 December 2(2): 60-65. ISSN 2313-3406(print)
- Njiki CD, Ndjaka JEM, Ebele Y, Abou'ou DW, Yimele BC and Sabouang JF. Assessment of Image Quality Parameters for Computed Tomography in the City of Yaound. *Open Journal of Radiology* 2018, 8: 37-44 (disponible en <http://www.scirp.org/journal/ojrad> ) ISSN Online: 2164-3032.
- Barca P, Paolicchi F, Aringhieri G, Palmas F, Marfisi D, Fantacci ME, et al. (2021) A comprehensive assessment of physical image quality of five different scanners for head CT imaging as clinically used at a single hospital centre-A phantom study. *PLoS ONE* 16(1): e 0245374. Open Access (revisado 12/7/2021) disponible en <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0245374>
- Jagoda P, Y Dzierma, F Ziegenhain, K Speicher, C Rube, A Buecker et al. Establishment of Sub-millisievert Abdominal CT Protocols with an In Vivo Swine Model and an Anthropomorphic Phantom. *AJR* 2020; 215:685-694 (<https://doi.org/10.2214/AJR.19.22053> )
- Lee W, Cho E, Kim W, Choi H, Beck KS, Yoon HJ et. Al. Mach. No-reference perceptual CT image quality assessment based on a self-supervised learning framework. 2022 *Mach. Learn.: Sci. Technol.* 3. 045033 (<https://doi.org/10.1088/2632-2153/aca87d> )
- McCullough CH, Yu L, Kofler JM, Leng S, Zhang Y, Li Z, et al. Degradation of CT low-contrast spatial resolution due to the use of iterative reconstruction and reduced dose levels.

- Radiology. 2015; 276 (2):499–506.  
<https://doi.org/10.1148/radiol.15142047> PMID: 25811326. 49.
25. Favazza CP, Yu L, Leng S, Kofler JM, McCollough CH. Automatic exposure control systems designed to maintain constant image noise: effects on computed tomography dose and noise relative to clinically accepted technique charts. *J Comput Assist Tomogr.* 2015; 39(3):437–42. <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000000221> PMID: 25938214.
26. Chun M, Choi JH, Kim S, Ahn C, Kim JH (2022) Fully automated image quality evaluation on patient CT: Multi-vendor and multi-reconstruction study. *PLoS ONE* 17(7): e0271724. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0271724>
27. Mileto A, Guimaraes LS, McCollough CH, Fletcher JG, Yu L. State of the Art in Abdominal CT: The Limits of Iterative Reconstruction Algorithms. *Radiology* 2019; 293:491–503. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019.191422>

**Contacto:**

Adlin López Díaz  
Instituto Superior de Ciencias y Tecnologías  
Aplicadas, Universidad de la Habana  
Dirección: calle Salvador Allende y Luaces, municipio  
Plaza de la Revolución, Ciudad de La Habana  
E-mail [adlinlopez2607@gmail.com](mailto:adlinlopez2607@gmail.com)