



DISEÑO DE PROTOCOLOS OPTIMIZADOS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE TÓRAX, CRÁNEO, ABDOMEN Y PELVIS PEDIÁTRICOS

YANNIRYS A. LÓPEZ G.^{1*}, ARGENIS J. LÓPEZ O².

¹Departamento de Física, Facultad Experimental de Ciencias y Tecnología, Universidad de Carabobo, Naganagua, Venezuela 2005. ²Coordinación de Mantenimiento ADC, Alimentos Polar Comercial, Empresas Polar, Valencia 2001.
ylopez2@uc.edu.ve

Recibido: 27/05/2025, Revisado: 11/06/2025, Aceptado: 25/07/2025

Resumen

Se diseñaron protocolos optimizados para tomografía computarizada en estudios de tórax, cráneo, abdomen y pelvis pediátricos, implementando las ecuaciones de CTDI_{vol} y DLP. Este enfoque permitió minimizar la modificación de los parámetros radiológicos necesarios para reducir la dosis absorbida por los pacientes, sin comprometer la calidad de imagen. Como resultado, se logró una disminución significativa en los valores medios de CTDI_{vol} y DLP en todos los grupos etarios, con reducciones del 48,03% y 44,98%, respectivamente. Estos hallazgos destacan la fuerte influencia de los ajustes técnicos en la adquisición de imágenes de TC y su impacto en la dosis administrada a pacientes pediátricos. Por ello, es fundamental contar con protocolos adecuados que garanticen la mínima dosis posible (principio ALARA) sin afectar el cumplimiento de los estándares mínimos de calidad de imagen (AHAN).

Palabras claves: Protocolo optimizado, Índice de Dosis en Tomografía Computarizada, Producto Dosis Longitud, Dosis Efectiva, Calidad de imagen.

Design of optimized protocols for pediatric computed tomographies of the chest, skull, abdomen, and pelvis

Abstract

Optimized protocols for computed tomography in pediatric thoracic, cranial, abdominal, and pelvic studies were designed using the CTDI_{vol} and DLP equations. This approach allowed for minimal modification of radiological parameters necessary to reduce the absorbed dose without compromising image quality. As a result, a significant reduction in mean CTDI_{vol} and DLP values was achieved across all age groups, with decreases of 48.03% and 44.98%, respectively. These findings highlight the strong influence of technical adjustments in image acquisition and their impact on the radiation dose administered to pediatric patients. Therefore, it is essential to establish appropriate protocols that ensure the lowest possible dose (ALARA principle) without compromising compliance with minimum image quality standards (AHAN).

Keywords: Optimized protocol, Computed Tomography Dose Index, Dose Length Product, Effective Dose, Image quality.

1. Introducción

La tomografía computarizada (TC), es una técnica no invasiva que se utiliza para la obtención de imágenes médicas, mediante la aplicación de rayos X. Estas imágenes son utilizadas con fines diagnósticos y también como un precursor esencial del tratamiento con radioterapia, por lo cual, es necesario que se cuente con la certeza de que las mismas reproducen exactamente la disposición, formas y tamaño de los diferentes tejidos y órganos del cuerpo humano.

Un protocolo optimizado en tomografía computarizada (TC) es aquel que, bajo un conjunto de procedimientos y parámetros técnicos, permite obtener la información necesaria en la imagen con la menor exposición posible del paciente a la radiación.

Aunque los exámenes de TC representan solo entre el 5 % y el 10 % del total de estudios diagnósticos, la dosis de radiación que reciben los pacientes suele ser significativamente más alta en comparación con los exámenes convencionales de rayos X. Por ello, los estudios de TC representan, por mucho, la mayor fuente de exposición en radiodiagnóstico y según el informe del Comité de las Naciones Unidas para los efectos de las radiaciones ionizantes (UNSCEAR, 2000), y el Consejo Nacional de Protección contra las Radiaciones y Mediciones informe 160 (NCRP, 2009), contribuyen en promedio al 34% de la dosis efectiva colectiva. Por tanto, se necesitan medidas específicas de optimización.

Fundamentalmente, existen dos motivaciones para medir o estimar la dosis impartida a los pacientes en exámenes de TC: a) la estimación de dosis absorbida en órganos y tejidos del paciente con el fin de determinar el riesgo asociado con cada técnica y tipo de examen realizado y, b) la obtención de parámetros objetivos para valorar la buena práctica en los exámenes realizados, optimizando la relación dosis recibida con la calidad de imagen. Actualmente, el conocimiento de las dosis recibidas por los pacientes es un requisito contemplado y recomendado en la normativa internacional (Seeram 2001; Hatziiannou *et al.*, 2003) teniendo en cuenta que de los principios generales en los que se basa el sistema de protección radiológica, a saber, justificación de una práctica, optimización de la protección y límites individuales de dosis y de riesgo, solo los dos primeros principios son aplicables en las exposiciones con fines médicos.

Para optimizar la protección de los pacientes en tomografía computada, es preciso aplicar protocolos de exploración específicos para cada tipo de examen, ajustados a la edad y corpulencia del paciente, a la zona a examinar y a la indicación clínica, con el fin de asegurar que la dosis a cada paciente sea tan baja como sea razonablemente posible, conforme al objetivo clínico del examen de TC.

Los estudios sobre las estimaciones de dosis en tomografía computarizada (TC) indican que existen variaciones significativas en la práctica entre distintos centros de TC, incluso

para el mismo tipo de examen y grupos similares de pacientes. Estas observaciones resaltan la necesidad de optimizar los protocolos, implementando medidas que garanticen que todas las dosis se mantengan dentro de rangos aceptables, en función del objetivo diagnóstico de cada examen

Debido a que los niños son más sensibles que los adultos a los efectos de las radiaciones ionizantes, es particularmente importante adaptar los exámenes de TC para minimizar la exposición al tiempo que proporciona exámenes de calidad de diagnóstico (Fleitas *et al.*, 2001)

Los protocolos deben incluir parámetros de TC, administración de contraste y cobertura anatómica. Los parámetros de TC, por ejemplo, tiempo de rotación, kVp, mAs, modulación de la corriente del tubo y colimación del haz, deben adaptarse al tamaño del cuerpo del niño. Si se utiliza contraste, se debe especificar el tipo de contraste, el volumen, el método de administración (oral, rectal, intravesical), el tiempo de retardo de exploración y la tasa de inyección de contraste (NCRP 2009; ACR–AAPM 2017).

Es por ello, que la realización de cada estudio debe estar en función de disminuir la exposición a la Radiación tanto como sea Razonablemente posible (ALARA) y garantizar que las reducciones en las dosis no afecten la calidad diagnóstica, bajo el principio de AHAN (Tan alto como se necesite para obtener calidad de imagen).

Por lo tanto, la presente investigación tiene como finalidad de diseñar protocolos de optimización de tórax, abdomen, cráneo y

pelvis pediátricos, para minimizar la dosis de radiación en el paciente manteniendo una imagen de calidad diagnóstica adecuada.

1. Metodología experimental

Fase 1: Recolección de datos.

Este estudio fue realizado tomando como muestra exámenes de TC con su reporte dosimétrico estandarizado, el cual se utilizó específicamente para la obtención de los parámetros de dosis: CTDIvol y DLP. Se obtuvo una muestra de manera secuencial a partir de la base de datos de TC de tórax, cráneo, abdomen y pelvis pertenecientes a pacientes pediátricos de diversas instituciones hospitalarias de Venezuela. A partir de la recolección secuencial de exámenes de la base de datos, la muestra se intenciona de forma tal que cubra la mayor cantidad de tamaños de paciente posibles Tabla 1.

La información recopilada de los pacientes no incluye datos personales sino solo sus parámetros dosimétricos y de tamaño, y el estudio fue autorizado por la dirección del servicio en estos términos de confidencialidad de los datos de los pacientes. La Tabla 2 muestra los diferentes equipos de TC de los cuales fueron adquiridos los exámenes.

Tabla 1: Número de pacientes considerados en cada rango de edades.

Rango de edades (años)	Número de pacientes
0 - 5	14
6 - 9	28
10 - 12	30

Tabla 2: Ubicación y especificaciones de los Tomógrafos a considerar en el estudio de investigación

Institución	Ubicación	Marca	Modelo	Serial
Centro de estudios e imágenes DIAGRAD C.A	CARACAS	Toshiba	Activion	2AA07Y3504
IMAG la Urbina	CARACAS	GE	Hi Speed Dual	19816HM9
Centro Médico Caracas	CARACAS	GE	Brivo CT 385	EP16E120105
Clínica Santa Sofía	CARACAS	GE	VCT64	410265CN3
Policlínica Metropolitana	CARACAS	Phillips	Brilliance	9896
Clínica Sanitas	CARACAS	GE	Optima CT 660	434985CN8
Mediprot	CARACAS	Toshiba	Activition	2AA1195799
IMAGENTE	CARACAS	GE	Hi Speed Dual	171894HM9
Centro médico LOIRA	CARACAS	GE	Hi Speed	
CEMO	CARACAS	GE	Hi Speed 2246999-3	747614Y
Unidad Marcano Mata Asociados C.A	VARGAS	GE	Hi Speed	
Imágenes médicas C.A (IMECA)	ARAGUA	GE	CT DUAL	52107 WGO
Centro Médico Total PLC	ANZOÁTEGUI	GE	Hi Speed Dual	159601HM4
Day Hospital	ANZOÁTEGUI	Toshiba	Aquillion	
Grupo médico de especialidades el Tigre	ANZOÁTEGUI	Siemens	Emotion 16	85585
Policlínica Táchira	TÁCHIRA	GE	Light Speed	94963CX6
CEMVID	MÉRIDA	Siemens	SomatonSpirit	

maniqués de PMMA de cabeza y cuerpo pediátrico, mostrados en la Figura 1.

Fase 2: Determinación de magnitudes dosimétricas y calidad de imagen.

La medición de la dosis de TC es esencial para garantizar la constancia de la salida y el rendimiento de los rayos X del escáner y, lo más importante, para ayudar a optimizar los procedimientos y obtener la calidad de imagen necesaria a una dosis de radiación conocida y aceptable para el paciente.

Materiales y Métodos

Para medir las dosis impartidas por el equipo de TC, se utilizó una cámara de ionización tipo lápiz marca PTW Freiburg, modelo 2549741 de 10 cm de longitud activa y volumen de 10 cc, un electrómetro marca Fluke, modelo TNT 12000 DoseMate, y

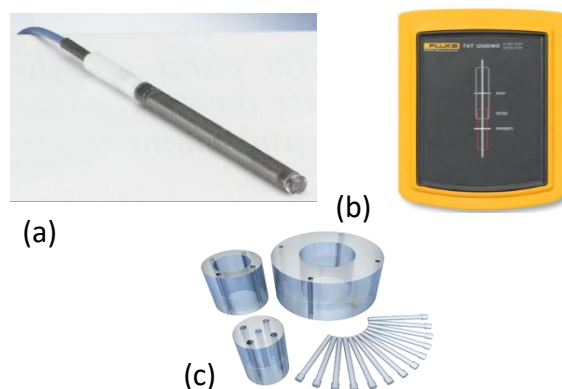


Figura 1: (a) Cámara de ionización tipo lápiz marca Fluke, modelo 2549741 de 10 cm de longitud activa y volumen de 10 cc. (b) electrómetro marca Fluke, modelo TNT 12000 DoseMate. (c) maniqués de PMMA de cabeza y cuerpo pediátrico.

Para la estimación de la dosis efectiva, se realizó un estudio estadístico, considerando los datos de los protocolos de tórax, cráneo, abdomen y pelvis, para determinar la longitud de exploración promedio que se utiliza en cada tomógrafo considerado en esta investigación. Con la longitud promedio y la dosis de equilibrio promedio en el plano, se calculó un valor equivalente al DLP. Se obtuvo una estimación de la dosis equivalente mediante el producto de este valor con los valores de dosis efectiva normalizada por DLP (k) para efectuar comparaciones con los valores típicos recomendados por los protocolos nacionales e internacionales (Attix 1986; Dixon 2003)

Fase 3: Diseño de protocolos de optimización de dosis en TC.

Con el fin de reducir las dosis absorbidas suministradas en los estudios de TC de tórax, cráneo, abdomen y pelvis en pacientes pediátricos, sin afectar los criterios mínimos de calidad de imagen, se modificaron los parámetros técnicos de los estudios convencionales que están predeterminados para cada uno de los equipos considerados en este estudio. Mediante la implementación de la Tabla 2, se obtuvieron los parámetros radiológicos utilizados en los protocolos estándar presentes en cada una de las instituciones consideradas en la investigación, pudiendo clasificar esta información por equipos y número de cortes del mismo para protocolos estándar pediátricos con esta información se diseñaron protocolos que involucran dosis menores,

principalmente mediante la disminución del mAs.

Fase 4: Evaluación de calidad de imagen

Uno de los parámetros más significativos utilizado para evaluar la calidad de una imagen es el ruido presente en la misma. Para su medición, se colocó un fantoma de agua y se aplicó la técnica radiológica en cuestión. Posteriormente se midió directamente en la imagen tomográfica adquirida mediante la utilización de las Regiones de Interés (ROI) en las que se muestran el desvío estándar de los números Hounsfield de la región definida en dicha zona. Se midió para cada técnica radiológica el ruido en un fantoma de agua con el objetivo de mantener una calidad de imagen que posteriormente sea aceptada por el grupo médico. Una vez definida la técnica optimizada a través de la comparación de los valores del ruido, se obtuvieron datos que evalúan la calidad de imagen, para la aprobación final de cada protocolo considerando los aspectos de diferenciación anatómica habituales.

2. Resultados y discusiones

A partir de la modificación de parámetros técnicos, como la disminución del mA y el aumento del Pitch, se logró reducir las dosis absorbidas suministradas en los protocolos estándar de tórax, cráneo, abdomen y pelvis pediátricos, mediante la implementación de las ecuaciones (1) y (2).

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{p} CTDI_W \quad (1)$$

$$DLP = CTDI_{vol} \times Longitud_Barrido \quad (2)$$

La optimización produjo una reducción estadísticamente significativa en los valores medios de CTDIvol y DLP en todos los grupos de edad pediátrica. En términos porcentuales, la disminución de CTDIvol y DLP, en comparación con los protocolos estándar, fue del 65.88% y 57.04% en el grupo de 0 a 4 años, del 61.16% y 49.64% en el grupo de 5 a 9 años, y del 56.11% y 41.46% en el grupo de 10 a 12 años.

Se puede observar entonces, la fuerte influencia que ejerce la modificación de los

parámetros técnicos de adquisición de imágenes para los estudios de TC en los diversos protocolos considerados en esta investigación, en cuanto a la dosis suministrada a pacientes pediátricos, de aquí la importancia de contar con los protocolos adecuados que garanticen la mínima dosis posible al paciente (ALARA) sin que esto se traduzca en la no conformidad de los parámetros mínimos de calidad de imagen (AHAN).

Tabla 3: Comparación entre protocolos pediátricos estándar y optimizado.

Protocolo	Edad (Años)	Protocolo estándar		Protocolo optimizado		Reducción de dosis	
		CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	%	%
		(mGy)	(mGy.cm)	(mGy)	(mGy.cm)	CTDIvol	DLP
TORAX	0-5	16,31±0,23	181,12±0,21	5,50±0,09	110,60±1,05	57,26	58,78
	6-9	17,11±0,35	189,03±0,19	7,00±0,04	130,50±1,27		
	10-14	17,15±0,14	196,85±0,17	7,70±0,07	133,10±1,58		
CRANEO	0-5	16,91±0,35	188,19±0,11	9,94±0,05	115,31±1,33	62,94	59,62
	6-9	17,38±0,47	205,30±0,14	10,35±0,03	138,22±1,46		
	10-14	17,55±0,19	216,63±0,14	10,62±0,07	150,75±1,21		
ABDOMEN	0-5	16,81±0,28	188,99±0,13	6,12±0,04	97,90±1,29	48,03	44,98
	6-9	17,61±0,36	203,83±0,11	6,88±0,02	110,14±1,36		
	10-14	17,87±0,55	213,14±0,18	7,36±0,08	138,45±1,43		
PELVIS	0-5	16,94±0,13	196,95±0,14	6,18±0,05	100,02±1,67	50,47	47,04
	6-9	17,60±0,26	210,48±0,15	6,93±0,03	115,79±1,85		
	10-14	17,75±0,44	217,78±0,12	7,41±0,07	134,06±1,12		

En la Tabla 3 se comparan los valores obtenidos para el protocolo estándar y optimizado en el contexto pediátrico. En la columna de reducción porcentual del CTDIvol, calculada como $\% = \frac{CTDIvol}{NRD} 100\%$ se observa una disminución mínima del 48.03%. De manera similar, la reducción del DLP, calculada como $\% = \frac{DLP}{NRD} 100\%$, con respecto a los niveles de

referencia para pacientes pediátricos, alcanza el 44.98%.

Las mayores reducciones porcentuales se encuentran en los estudios de cráneo, minimizándose hasta un 62,94% para el CTDIvol, y hasta un 59,62 para el DLP respecto a los NRD (Goodenough 1981; European Comision 1999). La determinación de estas dosis es de suma

importancia, debido que permiten cuantificar la probabilidad de que se produzcan efectos estocásticos o deterministas inducidos por la radiación ionizante, lo cual no depende sólo de la dosis absorbida, sino también del tipo y energía de la radiación incidente que ha dado lugar a dicha dosis, así como de los órganos o

tejidos corporales irradiados. Además, en la Tabla 4 se muestra una comparación entre las dosis efectivas obtenidas en los protocolos optimizados y estándar, donde se observa una disminución mínima 60,13% .

Tabla 4: Comparación de dosis efectiva entre protocolos pediátrico estándar y optimizados.

Protocolo	E(mSv)	E(mSv)	% Disminución
	Optimizado	Estándar	
Tórax	1,56±0,04	5,34 ± 0,90	70,78
Cráneo	0,30±0,01	1,53 ± 0,12	73,89
Abdomen	2,29±0,02	7,37 ± 0,10	68,92
Pelvis	2,87±0,05	7,20 ± 0,36	60,13

Calidad de imagen

Análisis cuantitativo

En las Tablas 5 y 6 se presentan los valores obtenidos para la calidad de imagen en los protocolos optimizados pediátricos, los cuales se encuentran dentro de los rangos de referencia reportados en la literatura ((ICRP, 2007).

El ruido de la imagen está influenciado por diversos factores, como la corriente del tubo (mA), el tiempo de exploración, el kilovoltaje (kVp), el tamaño del paciente, el pitch, el espesor de corte y el algoritmo de reconstrucción. De estos factores, los primeros cinco afectan tanto el ruido de la imagen como la dosis recibida por el paciente, mientras que los dos últimos influyen exclusivamente en el ruido. Cabe destacar que el único parámetro fuera del

control del personal del servicio es el tamaño o peso del paciente.

Es crucial verificar la correcta funcionalidad del sistema de exposición automática y su capacidad para mantener los valores de los índices de ruido en diferentes exploraciones.

En la Figuras 2 se evidencia con mayor claridad el adecuado desempeño de dicho sistema, observándose una dependencia lineal en las exploraciones realizadas con phantom con distintos niveles de ruido prescritos. Para garantizar la estabilidad de este parámetro en la imagen, se realizan los ajustes necesarios en la corriente del tubo, permitiendo que el valor del ruido se mantenga casi constante y oscile alrededor del nivel prescrito.

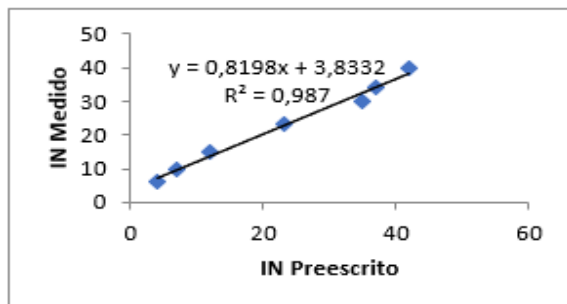


Figura 2: Relación lineal entre los índices de ruido prescritos y medidos pediátricos.

Tabla 5: Calidad de imagen para protocolos optimizados de tórax y cráneo pediátricos.

Protocolo	Medición	Test	Valores obtenidos
TORAX	Medición 1 (HU)	Agua	2,00 ± 0,01
		Aire	-977,00 ± 0,43
		Hueso	870,00 ± 0,56
		Acrílico	118,00 ± 0,71
		Polietileno	-93,00 ± 0,95
	Medición 2 (Resolución de bajo contraste)	Visualización de cilindros	4,00 ± 0,02
	Medición 3	Uniformidad	4,00 ± 0,03
		Ruido	5,00 ± 0,02
		Artefactos	Ninguno
	Medición 4 (Resolución de alto contraste)	Par de líneas por Centímetro	5,00 ± 0,01
CRANEO	Medición 1 (HU)	Agua	2,00 ± 0,01
		Aire	-983,00 ± 0,12
		Hueso	885,00 ± 0,37
		Acrílico	116,00 ± 0,56
		Polietileno	-98,00 ± 0,41
	Medición 2 (Resolución de bajo contraste)	Visualización de cilindros	4,00 ± 0,05
	Medición 3	Uniformidad	4,00 ± 0,02
		Ruido	5,00 ± 0,01
		Artefactos	Ninguno
	Medición 4 (Resolución de alto contraste)	Par de líneas por Centímetro	5,00 ± 0,07

Tabla 6: Calidad de imagen para protocolos optimizados de abdomen y pelvis pediátricos.

Protocolo	Medición	Test	Valores obtenidos
ABDOMEN	Medición 1 (HU)	Agua	3,00 ± 0,02
		Aire	-978,00 ± 0,19
		Hueso	880,00 ± 0,61
		Acrílico	114,00 ± 0,98
		Polietileno	-96,00 ± 0,32
	Medición 2 (Resolución de bajo contraste)	Visualización de cilindros	4,00 ± 0,02
	Medición 3	Uniformidad	4,00 ± 0,01
		Ruido	5,00 ± 0,08
		Artefactos	Ninguno
	Medición 4 (Resolución de alto contraste)	Par de líneas por Centímetro	5,00 ± 0,05
PELVIS	Medición 1 (HU)	Agua	5,00 ± 0,01
		Aire	-985,00 ± 0,27
		Hueso	890,00 ± 0,12
		Acrílico	112,00 ± 0,75
		Polietileno	-95,00 ± 0,93
	Medición 2 (Resolución de bajo contraste)	Visualización de cilindros	4,00 ± 0,06
	Medición 3	Uniformidad	4,00 ± 0,04
		Ruido	5,00 ± 0,02
		Artefactos	Ninguno
	Medición 4 (Resolución de alto contraste)	Par de líneas por Centímetro	5,00 ± 0,07

Análisis cualitativo

Todas las imágenes obtenidas mediante la optimización de los protocolos de tórax, cráneo, abdomen y pelvis fueron analizadas por el equipo de radiólogos pertenecientes a cada servicio considerado en la investigación, para la identificación del nivel de satisfacción de los criterios de calidad de imagen establecidos en la Tabla 7.

En todos los casos resultó satisfactorio el cumplimiento de los criterios de calidad en cuanto a visualización y reproducción de estructuras anatómicas, lo que permitió finalmente la validación de las imágenes al considerarlas con una calidad suficiente para un diagnóstico adecuado.

Tabla 7: Calidad de imagen subjetiva expresada en términos de tasa de respuesta por personal médico.

Protocolo	Criterio	Satisfacción (%)
Tórax	Visualización de la clavícula	95
	Visualización de vías aéreas	98
	Visualización del humero	95
	Visualización de los pulmones	95
	Visualización de la escapula	97
	Visualización de costillas	97
	Visualización de la arteria carótida	98
	Visualización del mediastino	99
Cráneo	Visualización del cerebro	100
	Visualización de la base del cráneo	98
	Visualización nítida de bordes entre materia gris y blanca.	99
	Visualización nítida de los ganglios basales.	96
	Visualización nítida del sistema ventricular.	98
Abdomen	Visualización del esófago	99
	Visualización del estomago	100
	Visualización del intestino delgado	100
	Visualización del intestino grueso	100
	Visualización del páncreas	100
	Visualización de la vesícula biliar	100
	Visualización del Bazo	100
	Visualización de los riñones	100
Pelvis	Visualización de la vejiga	100
	Visualización de órganos genitales	100
	Visualización de parte terminal del tubo digestivo	100
	Visualización de piezas vertebrales del sacro	100

3. Conclusiones

Se diseñaron protocolos optimizados a partir de la modificación de parámetros técnicos en los protocolos estándar utilizados en diversos servicios de radiología. Esta optimización resultó en una reducción estadísticamente significativa de los valores medios de CTDIvol y DLP en todos los grupos etarios de pacientes pediátricos. En términos porcentuales, la disminución respecto a los protocolos estándar fue del 48,03% para el CTDIvol y del 44,98% para el DLP. Además, se observó un aumento del CTDIvol y el DLP con la edad del paciente. Esto se debe principalmente a que el CTDIvol es directamente proporcional a la corriente del tubo, la cual se incrementa de manera modulada en respuesta a las mayores densidades tisulares en pacientes de mayor edad.

Por otra parte, dosis efectiva en los protocolos pediátricos optimizados se obtuvo a partir de los valores calculados de DLP, con un rango de 0,3 mSv a 3,97 mSv, ubicándose por debajo de los valores reportados en la

literatura. La determinación de estas dosis es crucial, pues permite cuantificar la probabilidad de efectos estocásticos o deterministas inducidos por la radiación ionizante. Este riesgo no depende únicamente de la dosis absorbida, sino también del tipo y energía de la radiación incidente, así como de los órganos y tejidos irradiados. Comparando las dosis efectivas entre los protocolos estándar y optimizados, se observó una reducción del 60,13%.

Finalmente, se evaluó cuantitativamente la calidad de imagen mediante un conjunto de indicadores, cuyos valores obtenidos se encuentran dentro de los rangos reportados en la literatura. Además, todas las imágenes obtenidas mediante la optimización de los protocolos de tórax, cráneo, abdomen y pelvis fueron analizadas por radiólogos de cada servicio incluido en la investigación, quienes confirmaron que cumplen con los criterios de calidad para una adecuada visualización y reproducción de estructuras anatómicas, garantizando su utilidad para el diagnóstico.

4. Referencias

ACR–AAPM, (2017). *Technical standard for diagnostic medical physics performance monitoring of computed tomography (CT) equipment*. BOC-CSC.

Attix, F. (1986). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. New York: John Wiley & Sons.

Dixon, R.L. (2003). *A new look at CT dose measurement: beyond CTDI*. Med Phys, 30(6), 1272-80. doi: 10.1118/1.1576952. PMID: 12852553.

European Commission (1999). *Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures*. Radiation Protection 109. Directorate-General, Environment, Nuclear Safety and Civil Protection.

Fleitas, I., De la Mora, R., & Ferrer, C. (2001). *Resultados obtenidos en la ejecución de controles de calidad en tomografía computarizada. Niveles de dosis para exámenes de cráneo*. En: Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, May 23-25, La Habana, Cuba. ISBN 959-7132-57-5.

Goodenough, D.J. (1981). *Psychophysical perception of computed tomography images*. En: Newton, T.H., & Potts, D.G., editores. *Radiology of the Skull and Brain: Technical aspects of computed tomography*, 3993-4021.

Hatzioannou, K., Papanastassiou, E., Delichas, M., & Bousbouras, P. (2003). *A contribution to the establishment of*

diagnostic reference levels in CT. The British Journal of Radiology, 541–545.

ICRP, (2007). *International Commission on Radiological Protection*. Publication 103. Ann, 37: 1-332.

NCRP, (2009). *National Council on Radiation Protections and Measurements*. Ionizing radiation exposure of the population of the United States, N°. 160.

Seeram, E. (2001). *Computed Tomography: physical principles, clinical applications and quality control*. 2ª ed. Filadelfia: W. B. Saunders, 430 p.

UNSCEAR, U.N. (2000). *Report to the General Assembly, with Scientific Annexes*. New York: United Nations: E.

00.IX3.