

Efecto del kV en la calidad de imagen y la dosis de radiación en exámenes pediátricos de tomografía computarizada de cráneo simple del Hospital Universitario Clínica San Rafael

Effect of kV on image quality and radiation dose in pediatric nonenhanced skull computed tomography at the Hospital Universitario Clínica San Rafael

Víctor Ramos¹, María Baldissera², Javier Mora³, Diego Pineda⁴, David González⁴

Citación: V. Ramos, M. Baldissera, J. Mora, D. Pineda y D. González, “Efecto del kV en la calidad de imagen y la dosis de radiación en exámenes pediátricos de tomografía computarizada de cráneo simple del Hospital Universitario Clínica San Rafael”, *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 6, pp. 46-55, 2022. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.655>

Resumen

Para reducir la dosis de radiación en la población pediátrica entre 0 y 10 años, a la que se le realizan tomografías de cráneo simple en el Hospital Universitario Clínica San Rafael, se redujo el kV con el que se adquieren las tomografías computarizadas (TC) de cráneo simple de 120 a 80 kV. Retrospectivamente, se compara la calidad de imagen de las TC de 33 pacientes tomados con 120 kV y 33 tomados con 80 kV. Se realiza un análisis cuantitativo con el uso de la relación contraste a ruido entre materia gris y materia blanca, y un índice de artefactos en la fosa posterior. El análisis cualitativo de imágenes anonimizadas lo ejecutan dos neurorradiólogos con una experiencia mayor a cinco años mediante la escala de la guía europea de criterios de calidad de imagen en TC. Se registran los valores del índice volumétrico de dosis en tomografía ($CTDI_{vol}$) y del producto dosis longitud (DLP) de todos los estudios y se estima la SSDE para cada paciente. Se obtiene un aumento de 26,4 % en la relación contraste a ruido entre materia gris y materia blanca del grupo tomado con 80 kV respecto al de 120 kV; esto es concordante con la mejora en la resolución espacial percibida por los radiólogos. El

¹ Físico médico. Servicio de Imágenes Diagnósticas, Hospital Universitario Clínica San Rafael, Bogotá, Colombia.

² Especialista en Gerencia y Auditoría de Calidad en Salud. Servicio de Imágenes Diagnósticas, Hospital Universitario Clínica San Rafael, Bogotá, Colombia.

³ Médico especialista en medicina interna y epidemiología, magister en educación para la salud. Departamento de Medicina Interna, Hospital Universitario Clínica San Rafael, Bogotá, Colombia.

⁴ Neurorradiólogo. Servicio de Imágenes Diagnósticas, Hospital Universitario Clínica San Rafael, Bogotá, Colombia.

Autor de correspondencia: Víctor Ramos, opr.hucsr@stewardcolombia.org



aumento en el ruido para el grupo de 80 kV no fue significativo respecto al de 120 kV, tanto en el análisis cualitativo como en el cuantitativo. Se obtuvo una disminución de los indicadores de dosis cercana al 10 % en el grupo tomado con 80 kV, respecto al tomado con 120 kV. Con la disminución del kV en el Hospital Universitario Clínica San Rafael se obtuvo una reducción de la dosis de radiación recibida por los pacientes de un 19,3 %, la aceptabilidad diagnóstica, ruido y resolución espacial no presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) entre las lecturas de los dos radiólogos para 120 kV vs. 80 kV.

Palabras clave: tomografía computarizada, dosis, calidad de imagen, ruido, resolución espacial.

Abstract

To reduce the radiation dose in the pediatric population between 0 and 10 years old who undergo simple skull tomography at the Hospital Universitario Clínica San Rafael, the kVs used to acquire simple skull computed tomography (CT) was reduced from 120 to 80 kV. Retrospectively, the image quality of the CT scans of 33 patients from each group was compared. A quantitative analysis is performed using the contrast-to-noise ratio between gray matter and white matter, and an index of artifacts in the posterior fossa. The qualitative analysis of anonymized images was performed by two neuroradiologists with more than five years of experience using the European scale criteria for CT image quality. CTDIvol and DLP values from all studies are recorded, and SSDE is estimated for each patient. A 26.4% increase in the contrast-to-noise ratio between gray matter and white matter is obtained in the group taken at 80 kV compared to that at 120 kV; this is consistent with the improvement in spatial resolution perceived by radiologists. In the qualitative and quantitative analysis, the increase in noise for the 80 kV group was insignificant compared to the 120 kV group. A close to 10% decrease in dose indicators was obtained in the group taken with 80 kV compared to the group taken with 120 kV. It is concluded that with the decrease in kV at our institution, a 19.3% reduction in radiation dose received by patients was obtained, and the diagnostic acceptability of the studies decreased by 2.8%. A 19.3% reduction in the radiation dose received by patients is obtained by the kV reduction at our institution; diagnostic acceptability, noise and spatial resolution do not present statistically significant differences ($p > 0,05$) between the readings of the radiologists for 120 kV vs. 80 kV.

Keywords: Computed tomography, radiation dose, image quality, noise, spatial resolution.

1. Introducción

La tomografía computarizada (TC) es una de las modalidades de imagen que genera una mayor dosis de radiación absorbida en órganos. El grupo de pacientes pediátricos es particularmente más sensible a la radiación debido, en parte, a su mayor expectativa de vida y la proximidad de sus órganos [1]. Por esta razón, es necesario adelantar acciones que permitan reducir las dosis de radiación de este grupo de pacientes. La disminución del kilovoltaje (kV) con el que se adquieren los estudios es un método conocido para

reducir la dosis de radiación de los pacientes, ya que la dosis es aproximadamente proporcional al cuadrado del kV. En el mercado ya se encuentran equipos que seleccionan de forma automática el kV con el que se adquieren los estudios [2]-[5]. Además, en exploraciones de cráneo se ha demostrado que mejora la relación contraste a ruido entre la materia blanca y la materia gris en las tomografías adquiridas con 80 kV. El objetivo de este trabajo es comparar la calidad de las imágenes adquiridas con los dos protocolos y la dosis de radiación para pacientes pediátricos entre 0 y 10 años en TC de cráneo simple.

2. Metodología

A. Selección de pacientes

En el Hospital Universitario Clínica San Rafael (HUCSR) se modificó el kV con el que se toman los estudios respecto a los protocolos sugeridos por el fabricante del equipo, y se disminuyó de 120 kV a 80 kV, a partir del 1 de octubre de 2020, con base en estudios de Park *et al.* [6] y Ben-David *et al.* [7]. Se realizó un estudio de corte transversal con intención analítica. La población la constituyen pacientes pediátricos entre 0 y 10 años sometidos a tomografías de cráneo simple en el HUCSR, entre el 1 de julio y el 31 de diciembre 2020. Se incluyeron 66 pacientes, 33 tomados con 120 kV y 33 con 80 kV. Como criterio de exclusión se consideraron los estudios incompletos, con artefactos por movimiento o que se suspendieron por una falla del equipo. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética del hospital. En la muestra, 36 fueron pacientes femeninas y 30 masculinos; la edad promedio fue de 3,01 años con una desviación estándar de 2,95, una mediana de 1,72 y un rango entre 0 y 10,9 años. La principal indicación clínica fue el trauma craneoencefálico (65,2 %), seguido por cefalea (9,1 %), convulsión (6,1 %), tumores (3 %); los otros estudios tuvieron diferentes indicaciones: meningitis, plagiocefalia, hidrocefalia, entre otras.

B. Protocolo de adquisición

Todas las TC se tomaron con un tomógrafo computarizado General Electric modelo Revolution ACT de 16 cortes. Hasta el 30 de septiembre de 2020, en el Hospital Universitario Clínica San Rafael las tomografías pediátricas de cráneo simple se realizaban, según lo sugerido por el fabricante, con 120 kV y uso de la modulación de la corriente con un rango de 100-180 mA, un índice de ruido de referencia de 2,8, un tiempo de rotación de 1 s y un *pitch* de 0,564. Considerando la posibilidad de optimización propuesta por [6], se decidió disminuir el kilovoltaje a 80 kV [6]. De los otros parámetros citados, el único que se modificó fue el rango de la modulación de corriente, el cual se amplió a 80-200 mA. Esto, debido a que el valor del *pitch* era el mínimo disponible y aumentarlo disminuiría la calidad de la imagen. Respecto al tiempo de exposición, si se aumentara para compensar el aumento del ruido por el efecto de disminuir el kV, se ampliaría la probabilidad de presencia de artefactos por movimiento

del paciente. La intervención se realizó desde el 1 de octubre de 2020.

C. Análisis cualitativo

Los estudios son anonimizados en el PACs Synapse, antes de ser remitidos a dos neurorradiólogos con más de cinco años de experiencia en TC, para la evaluación de la calidad de la imagen con el uso de una escala sugerida por la guía europea de criterios de calidad de imagen en TC [8]. Esta guía se ha adoptado de forma recurrente en varios trabajos para adelantar estudios que permitan evaluar la calidad de imagen resultante de intervenciones que pretenden disminuir el nivel de exposición de radiación de los pacientes [4]-[7], [9]-[11]. La escala se manejó con tres niveles para el ruido (1. Alto, 2. Óptimo, 3. Bajo) y la resolución espacial o definición de bordes (1. Baja, 2. Aceptable, 3. Muy buena), y cuatro niveles para la aceptabilidad diagnóstica (1. Inaceptable, 2. Aceptable con limitaciones, 3. Aceptable, 4. Completamente aceptable). Los radiólogos tuvieron acceso a todo el estudio, cortes adquiridos en el plano axial con base en la exploración helicoidal, reconstrucciones en los tres planos radiográficos para ventana de hueso y de tejido blando, y no se establecieron limitaciones para ajuste de nivel y ancho de ventana.

D. Análisis cuantitativo

Se dibujaron regiones de interés (ROI) de 25 mm² en diferentes posiciones anatómicas y secciones de un corte axial: materia gris (MG) y materia blanca (MB) en el lobo frontal y en el lobo occipital, y MG de la rama posterior de la capsula interna y la MB del tálamo a la altura de los ganglios basales (figura 1). Se evaluó la relación señal a ruido (SNR), para la materia gris (MG) y para materia blanca (MB), además de la relación contraste a ruido (CNR) entre MG y MB. Existen al menos tres expresiones para calcular la CNR; con fines de comparación con trabajos realizados se estimó así [6]:

$$CNR = \frac{\overline{HU}_{MG} - \overline{HU}_{MB}}{\sqrt{DE_{MG}^2 + DE_{MB}^2}} \quad (1)$$

Donde \overline{HU} corresponde al valor medio de unidades Hounsfield y DE a su desviación estándar. Este valor debe ser corregido por el impacto directo que tiene una diferencia del índice volumétrico de dosis en tomografía (CTDI_{vol}) con el que se adquiere una imagen en el ruido. Esta corrección

está asociada específicamente al ruido cuántico, que es inversamente proporcional al nivel de exposición que llega a los detectores. Para aplicarla se calculó la raíz cuadrada de la razón entre el promedio del $CTDI_{vol}$ para el grupo adquirido con 120 kV y del grupo de 80 kV [6], [12], [13]. Para evaluar el índice de artefactos por endurecimiento del haz se realizó una ROI en la fosa posterior, a partir de la metodología propuesta por Rozeik *et al.* [14]. El índice de artefactos en la fosa posterior (figura 2), se define como la DE de las HU de la ROI.

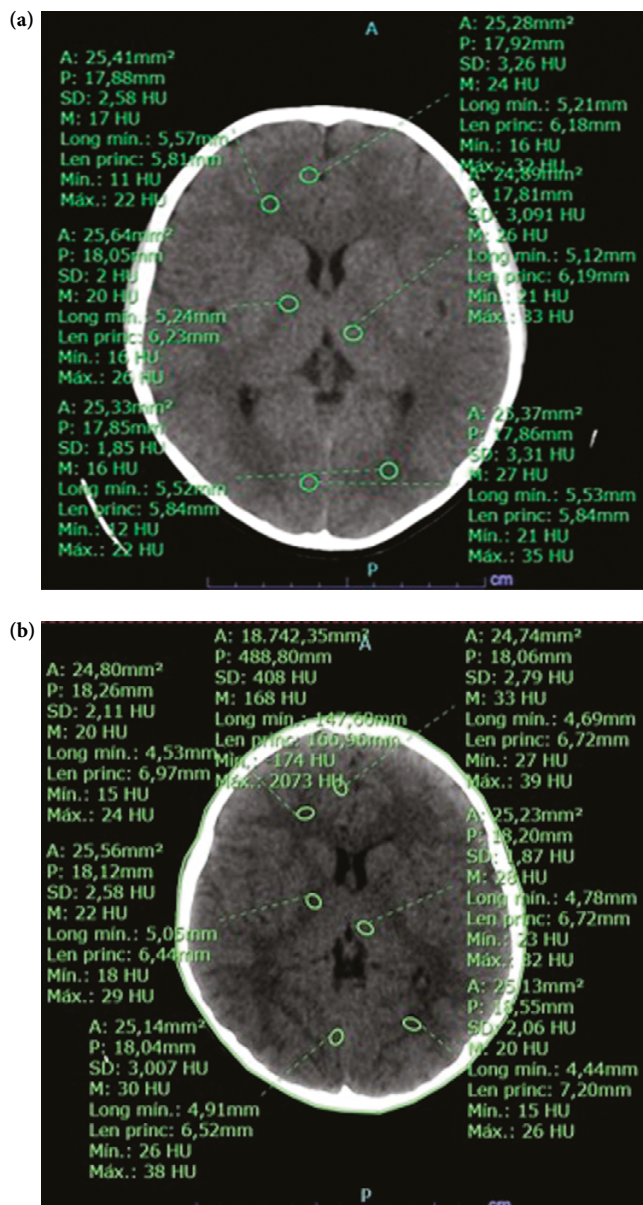


Figura 1. (a) Para 120 kV. (b) Para 80 kV, se ilustra además la ROI usada para estimar el diámetro equivalente en agua (D_w) a nivel de los ganglios basales

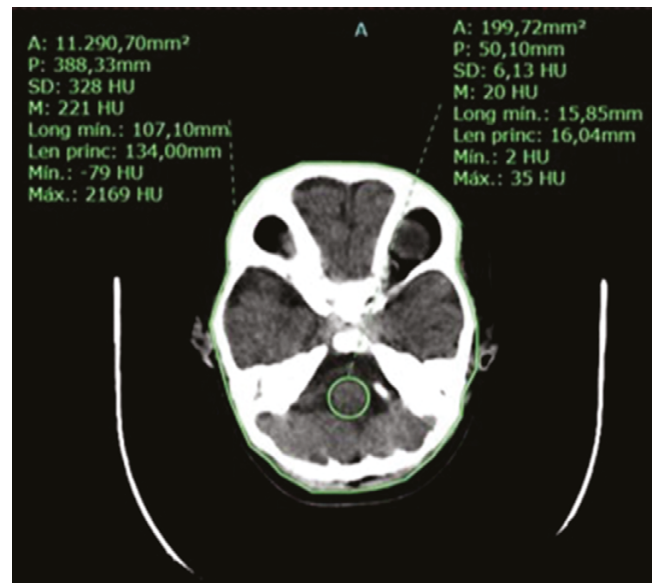


Figura 2. Especificación de la ROI en la fosa posterior para análisis del índice de artefactos y ROI para estimar el D_w a nivel de la fosa posterior

E. Dosis de radiación

Los datos asociados a la técnica radiológica y la dosis de radiación $CTDI_{vol}$ (*computed tomography dose index*: índice de dosis en tomografía) y DLP (*dose length product*: producto dosis longitud) se tomaron del PACs por un investigador no radiólogo. Para calcular la dosis estimada por tamaño específico (SSDE), se obtuvo el diámetro equivalente en agua (D_w) a partir de lo sugerido en el reporte 220 de la AAPM [15], con base en la información de cada tomografía con la ROI realizada a la altura de los ganglios basales (figura 1) [15].

F. Análisis estadístico

Análisis univariado. Las variables cualitativas se ordenaron en frecuencias absolutas, relativas, porcentajes e intervalos de confianza. Para las variables cuantitativas se realizaron pruebas de normalidad mediante la prueba de Shapiro-Wilk y, de acuerdo con esta, se describieron con medidas de tendencia central y medidas de dispersión

Análisis bivariado. Inicialmente, se procedió con un análisis no paramétrico para variables nominales y ordinales mediante la prueba exacta de Fisher y la de *chi* cuadrado; posteriormente, se hizo un análisis paramétrico a las variables de intervalo y razón a partir del coeficiente de correlación de Pearson, prueba *t* de Student y regresión lineal.

Finalmente, se evaluó la reproducibilidad entre los dos observadores con el cálculo del Kappa de Cohen para evaluar la concordancia observada y esperada. Para el análisis se utilizó el programa estadístico R versión 4.2.1.

3. Resultados y análisis

La relación entre la edad y el diámetro equivalente en agua se muestra en la figura 3a. Se observa una correlación para los dos grupos en términos de la atenuación que es relevante para la modulación de la corriente. Sin embargo, se evidencian unas variaciones principalmente del grupo de 80 kV, específicamente para niños menores de un año, y se registran valores altos de D_w en algunos pacientes. Además, en el grupo de 120 kV se encuentra un valor atípico para el cual la razón entre el D_w en los ganglios basales y en la fosa

posterior es mayor respecto a los demás pacientes; se trata de un paciente de trauma craneoencefálico, su condición clínica específica puede ser la causa de este comportamiento especial. También se presenta la relación entre el diámetro equivalente en agua calculado a partir de la ROI de la fosa y el realizado en los ganglios basales (figura 3b). El D_w a nivel de los ganglios basales fue de $14,8 \pm 1,8$ cm para el grupo de 120 kV, y $15,1 \pm 1,7$ cm para el de 80 kV. La misma figura indica la relación entre los D_w medidos en los diferentes cortes. Este resultado es importante por indicar que el D_w es una variable adecuada para caracterizar la atenuación, con la cual es posible establecer relaciones con las demás variables.

Las medidas de tendencia central para las variables cuantitativas se presentan en la tabla 1, y las frecuencias absolutas para las variables cualitativas, en la tabla 2.

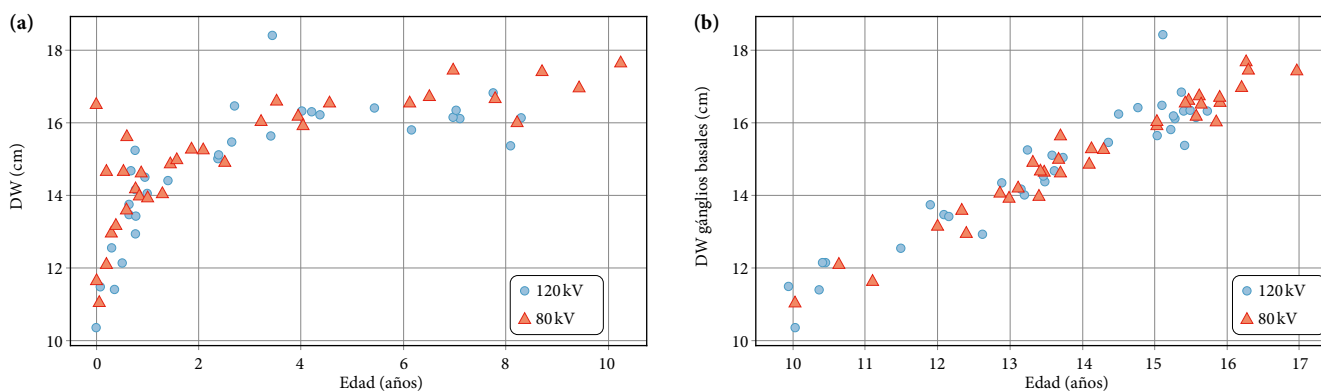


Figura 3. (a) Relación entre el diámetro equivalente en agua y la edad de los pacientes; (b) correlación entre los diámetros equivalentes en agua medidos al nivel de la fosa posterior a nivel de los ganglios basales

Tabla 1. Medidas de tendencia central para variables cuantitativas

Variable	120 kV		80 kV	
	Promedio	DE	Promedio	DE
Edad (años)	2,9	2,7	3,0	3,2
Corriente (mA)	121	27	137	29
D_w (cm)	14,7	1,8	15,1	1,7
CTDI _{vol} (mGy)	23,9	2,4	21,8	3,4
SSDE (mGy)	23,3	2,6	18,8	1,6
DLP (mGy-cm)	430,4	67,0	403,3	81,3

Como se esperaba, el promedio de la corriente para el grupo tomado con 120 kV presentó un aumento, debido a que, para alcanzar el nivel de ruido objetivo tras la disminución del kV, el sistema de modulación de corriente debía ajustar un valor mayor de esta.

A. Análisis cualitativo

En las tablas 2 y 3, se muestran los resultados del análisis cualitativo realizado por los dos radiólogos. Para los estudios tomados con 80 kV se obtuvo una mejor resolución espacial comparada con la de los estudios tomados con 120 kV. En

el caso del ruido, para los estudios con 80 kV, el radiólogo 1 (R1) clasificó un mayor número de estudios con ruido alto respecto a los tomados con 120 kV; mientras que para el radiólogo 2 (R2) esta diferencia fue muy baja. Esto se puede relacionar con el resultado del R1 respecto a la aceptabilidad

diagnóstica, donde el número de estudios clasificados como aceptable con limitaciones es mayor en los de 80 kV respecto a los de 120 kV. Para el R2 ocurrió lo contrario, pero con una diferencia menor.

Tabla 2. Resultados de frecuencias absolutas para la valoración de estudios por parte de los dos radiólogos

Variable	Clasificación en la escala	80 kV		120 kV	
		R1	R2	R1	R2
Ruido	Alto	5	11	1	12
	Óptimo	5	9	17	12
	Bajo	23	13	15	9
Resolución espacial	Muy buena	20	18	19	9
	Aceptable	13	12	14	17
	Baja	0	3	0	7
Aceptabilidad diagnóstica	Completamente aceptable	13	13	14	12
	Aceptable	11	15	16	15
	Aceptable con limitaciones	9	4	3	6
	Inaceptable	0	1	0	0

Se encontró una correlación baja entre el concepto de los dos radiólogos para los estudios; esta se evidenció en los valores del coeficiente Kappa de Cohen para el ruido, la resolución espacial y la aceptabilidad diagnóstica. Sin embargo, no se reportaron diferencias significativas ($p > 0,05$) entre la

calificación de los estudios para 120 kV vs. 80 kV. Esto implica que la valoración por parte de los radiólogos no permite concluir que los estudios tomados con 120 kV sean mejores o peores que aquellos con 80 kV.

Tabla 3. Resultados de la valoración de estudios por parte de los dos radiólogos

Magnitud	120 kV	80 kV	Diferencia	Porcentaje de variación	Kappa de Cohen	P
Ruido	2,2 ± 0,5	2,3 ± 0,6	+0,1	+6,3 %	0,118	0,129
Resolución espacial	2,3 ± 0,5	2,5 ± 0,4	+0,2	+9,2 %	-0,048	0,621
Aceptabilidad diagnóstica	3,3 ± 0,5	3,2 ± 0,6	-0,1	-2,8 %	-0,032	0,725

B. Análisis cuantitativo

En la tabla 4, se muestran los resultados para el análisis cuantitativo. Se encontró que, en promedio, para las TC tomadas con 80 kV la relación señal a ruido aumenta tanto para la MG como para la MB. La relación contraste a ruido para los estudios tomados con 80 kV aumentó de forma efectiva (teniendo en cuenta la corrección del ruido por la diferencia del $CTDI_{vol}$, se obtuvo un valor de 0,95), en un 14,1 %. Esto podría estar asociado a la percepción de los radiólogos respecto a la resolución espacial donde en promedio se presentó un aumento de 9,2 % para este grupo (ver tabla 3). El aumento del ruido en la fosa posterior fue de apenas un 2,4 %.

En la figura 4, se ilustran los resultados para la CNR entre MG y MB; allí, para el rango de D_w de los grupos de estudio se tiene una variación de la CNR, sin que se pueda establecer con certeza un rango de D_w en el cual la CNR sea mayor para los estudios tomados con 80 kV respecto a los tomados con 120 kV. Sin embargo, en promedio, como se mencionó, se registró un aumento de la CNR para el grupo tomado con 80 kV respecto al de 120 kV. Este comportamiento podría estar asociado a la variación importante del ruido en la MG; aunque, en promedio, no se presenta en la MB.

Tabla 4. Resultados del análisis cuantitativo

Magnitud	120 kV	80 kV	Diferencia	Porcentaje de variación
	Promedio ± DE	Promedio ± DE		
MG	27,9 ± 1,5	31,3 ± 1,3	+3,4	12,2 %
MB	20,8 ± 1,5	23,2 ± 1,6	+2,4	11,3 %
Diferencia de	9,2	8,1	-1,1	-12 %
Ruido MG (HU)	3,6 ± 0,7	3,3 ± 0,9 ^a	-0,3	-10 %
Ruido MB (HU)	3,1 ± 0,6	3,1 ± 0,7 ^a	0	0 %
SNR MG	8,2 ± 1,5	10,5 ± 2,8 ^a	+2,3	+29,1 %
SNR MB	7,0 ± 1,4	8,2 ± 1,9 ^a	+1,2	+16,7 %
CNR MG MB	1,5 ± 0,3	1,9 ± 0,5 ^a	+0,4	+26,4 %
DE _{fosá}	5,0 ± 1,0	5,2 ± 1,5	+0,2	+2,4 %

^a Valores calculados con la corrección del ruido por la diferencia de CTDI_{vol}.

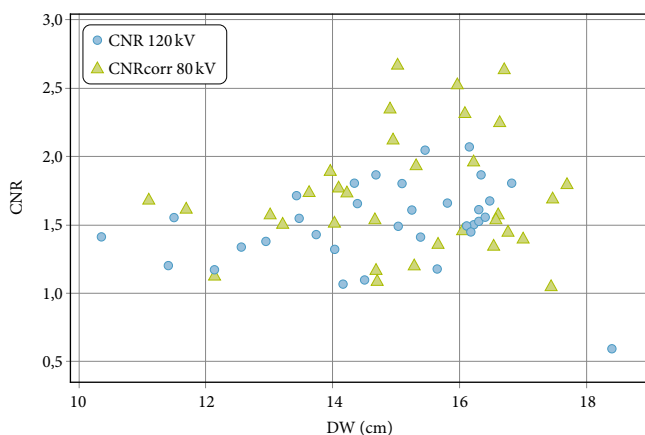


Figura 4. Relación entre D_w y la CNR entre materia gris y materia blanca para los dos grupos analizados
Para 80 kV se presentan los valores de CNR corregidos

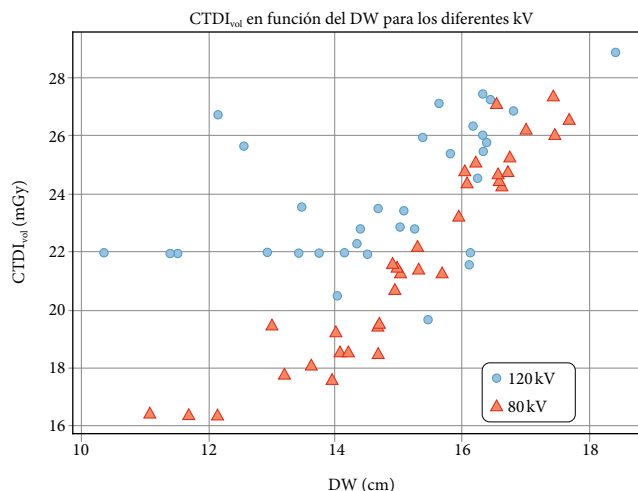


Figura 5. Relación entre el D_w y el CTDI_{vol} para los dos grupos analizado

Tabla 3. Resultados para las magnitudes asociadas a la dosis que recibe el paciente

Magnitud	120 kV	80 kV	Diferencia	Porcentaje de variación
CTDI _{vol} (mGy)	23,9 ± 2,4	21,7 ± 3,7	-2,2	-9,4 %
SSDE (mGy)	23,3 ± 2,6	18,8 ± 1,6	-4,5	-19,4 %
DLP (mGy-cm)	430,4 ± 67,0	403,3 ± 81,3	-27,1	-6,3 %

C. Dosis de radiación

En la tabla 3, se detallan los resultados para las magnitudes asociadas con la dosis de radiación. Se observa una reducción del 9,4% en los valores del CTDI_{vol} y del 6,3 % en el DLP. De acuerdo con el reporte 220 de la AAPM [15], la SSDE representa una mejor aproximación de la dosis absorbida que recibe el paciente; entonces, se evidencia que, tras la intervención, la reducción para el grupo de estudio es de un 19,3 %. Esta disminución es importante para el grupo de pacientes pediátricos teniendo en cuenta que tiene un efecto

directo en el riesgo asociado a la exposición a radiación ionizante.

En la figura 5, se ilustran los resultados para el CTDI_{vol} en función del D_w para los dos grupos de estudio. Se evidencia que el efecto de disminución de la dosis en los pacientes es mayor cuando su cráneo es más pequeño, que es lo usual en pacientes pediátricos de menor edad, como se determina en la figura 3a, donde se relaciona la edad de los pacientes y el D_w. Debido a este comportamiento, y con fines de comparación con el trabajo de Wallace *et al.* [4], se analiza el CTDI_{vol}

de forma independiente para pacientes menores de 5 años y los mayores de 5 años [4]. El 75,8 % del total son menores de 5 años (50 % tomados con 120 kV y 50 % con 80 kV), para quienes la disminución del $CTDI_{vol}$ es de un 13,6 %; mientras que los pacientes mayores de 5 años representan un 24,2 % del total (50 % tomados con 120 kV y 50 % con 80 kV), y para estos el $CTDI_{vol}$ registra un aumento del 3 %. Esto se debe a que, para alcanzar el mismo nivel de ruido objetivo en pacientes con mayor atenuación, el aumento de la corriente es tal que el valor del $CTDI_{vol}$, en algunos casos, resulta mayor en los estudios adquiridos con 80 kV que en los adquiridos con 120 kV.

En la figura 6, se presentan los resultados obtenidos para la SSDE en función del D_w para los dos grupos de estudio. A diferencia del comportamiento del $CTDI_{vol}$, se tiene una disminución en todo el rango de D_w analizado. En pacientes menores a 5 años, la disminución es de 21,4 % para los tomados con 80 kV respecto a los tomados con 120 kV, mientras que para los pacientes mayores a 5 años la disminución es de 13,2 %.

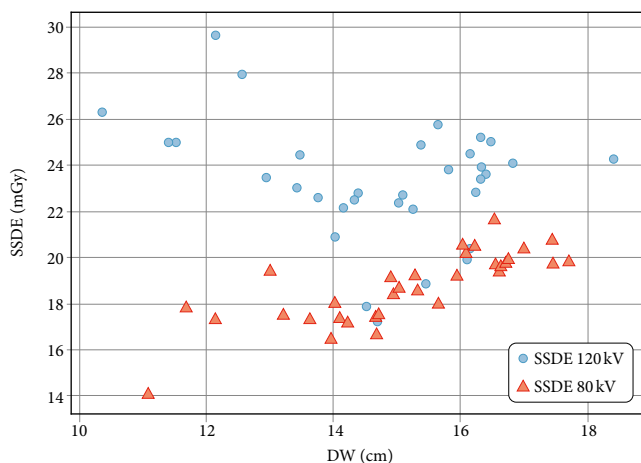


Figura 6. Relación entre D_w y la SSDE para los dos grupos analizados

4. Discusión

La disminución del kV de 120 a 80 genera una disminución significativa de la dosis de radiación recibida por los pacientes. En comparación con Park *et al.* [6], en este estudio se reportó una disminución del 4,7 % para el $CTDI_{vol}$ y comparables para el DLP con una disminución de un 6,9 %. Wallace *et al.* [4] obtuvieron una disminución del 39 % en el $CTDI_{vol}$ y del 42 % para el DLP. Valores superiores a los de este estudio pueden asociarse a la tecnología utilizada, ya que los

fabricantes manejan diferentes herramientas de modulación de corriente. Wallace *et al.* [4] asocian el resultado solamente al paso de un protocolo con una corriente fija a uno con modulación de corriente; además, aquí la disminución del DLP fue menor a la del $CTDI_{vol}$. Se debe tener en cuenta que el trabajo de Park *et al.* [6] se restringió a TC de cráneo con 80 kV y 120 kV, y Wallace *et al.* [4], a una indicación clínica. Esto implica que no se espera una variación significativa de la longitud explorada, mientras que en este estudio se incluyeron dos grupos con pacientes e indicaciones clínicas diferentes. Esto ofrece una oportunidad para adelantar una revisión de la selección de cortes y la longitud de exploración como otra alternativa de optimización en la institución.

En este estudio se observó un aumento del $CTDI_{vol}$ para pacientes mayores de 5 años; sin embargo, la SSDE asociada específicamente con la dosis absorbida por el tejido disminuyó para estos pacientes en un 13,2 %. Esto implica que la intervención sí genera un beneficio respecto a la exposición a radiación para el rango de edad de la población de estudio.

Igualmente, tanto la SNR para materias gris y blanca, como la CNR entre materia gris y materia blanca aumentaron para el grupo de 80 kV, mientras que en los resultados de Park *et al.* [6] las SNR disminuyeron para los estudios tomados con 80 kV respecto a los de 120 kV [6],[7], a pesar del aumento del valor medio de las HU que también se encontró en este estudio. Dicho comportamiento se puede asociar a la aparente disminución del ruido aquí reportada para la materia gris, en el grupo tomado con 80 kV respecto al de 120 kV y la constancia de este parámetro en el caso de la materia blanca. Este resultado al igual que el aumento significativo en el promedio de la CNR para el grupo tomado con 80 kV se puede asociar al uso, en este trabajo, de la modulación de corriente, a diferencia de la modificación de varios parámetros de adquisición en Park *et al.* [6] y Ben David *et al.* [7], quienes utilizan corrientes fijas, que tienen un impacto diferente en el ruido. Lo anterior también se pudo verificar en el análisis cualitativo, el cual arrojó que la percepción del ruido por parte de los neurorradiólogos fue mejor en el grupo tomado con 80 kV (+6,4 %), resultado contrario al reportado por Park *et al.* [6]. La aceptabilidad diagnóstica de los estudios por parte de los dos neurorradiólogos no reportó diferencias estadísticas significativas ($p > 0,05$), lo que implica que no es posible concluir que los estudios tomados con 120 kV tengan una mayor aceptabilidad que los tomados con 80 kV, esto justifica

la intervención con el fin de reducir la dosis de radiación que reciben los pacientes pediátricos en las tomografías de cráneo simple. Este resultado es similar al reportado por Wallace *et al.* [4], para análisis cualitativo de tomografías de cerebro para derivación de líquido cefalorraquídeo; aunque allí todas las tomografías se tomaron con 100 kV, la modulación de corriente no afecta de forma significativa la aceptabilidad diagnóstica de los estudios de cerebro con valores de kilovoltaje menores a 120 kV, que corresponde al valor usual sugerido por el fabricante para la adquisición de estudios de cráneo simple, cuando no se cuenta con herramientas de selección automática de kilovoltaje.

En el estudio aquí descrito se obtuvo una correlación en la clasificación de los estudios realizada por los neurorradiólogos. Este resultado difiere de lo reportado por Park *et al.* [6], quienes hallaron una correlación importante mediante una escala similar, y por May *et al.* [16], para otro tipo de tomografías, quienes identificaron una correlación importante en la evaluación cualitativa por parte de radiólogos tras una reducción de kilovoltaje y uso de la modulación de corriente. Se debe tener en cuenta que la escala utilizada no deja de ser subjetiva y la percepción de los parámetros que caracterizan la calidad de imagen dependen del observador. En futuros trabajos se incluirán algunas preguntas adicionales a los neurorradiólogos para evaluar estructuras anatómicas específicas.

5. Conclusiones

No se encontró correlación entre las interpretaciones de los dos neurorradiólogos. Sin embargo, según los resultados, no hubo una diferencia estadística significativa en la apreciación de la calidad de la imagen entre estudios tomados con 80 kV y los tomados con 120 kV. Además, para los estudios tomados con 80 kV se logró una mejor percepción de la definición de bordes por parte de los neurorradiólogos.

Para la población de estudio, hubo un aumento en la relación contraste a ruido entre la materia gris y la materia blanca para las tomografías adquiridas con 80 kV respecto a las tomadas con 120 kV. Esto permitió diferenciar mejor los dos tejidos, y fue concordante con la percepción de los neurorradiólogos respecto a la definición de bordes.

De forma cualitativa no se reportó un incremento del ruido en la materia gris ni en la materia blanca, debido a que

no se modificó el índice de ruido usado en la herramienta de modulación de corriente. Además, el índice de artefactos en la fosa posterior presentó solo un pequeño aumento, resultado importante debido a que el principal riesgo al disminuir el kV fue la aparición de artefactos por endurecimiento del haz.

La reducción de la dosis de radiación recibida por los pacientes pediátricos en tomografías de cráneo simple fue de 19,3 %, tras disminuir el kilovoltaje de 120 a 80 usando la herramienta de modulación de corriente, pero la aceptabilidad diagnóstica de los estudios no se ve significativamente afectada.

Referencias

- [1] S. Renedo, "Riesgos de la radiación en imágenes pediátricas", *Neumología Pediátrica*, vol. 10, n.º 2, pp. 54-57, 2015. <https://doi.org/10.51451/np.v10i2.360>
- [2] L. Yu, M. Bruesewitz, K. Thomas *et al.*, "Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: Principles, clinical implementations, and pitfalls", *RadioGraphics*, vol. 31, n.º 3, pp. 835-848, may. 2011. <https://doi.org/10.1148/rg.313105079>
- [3] E. Papadakis y J. Damilakis, "Automatic tube current modulation and tube voltage selection in pediatric computed tomography: A phantom study on radiation dose and image quality", *Investigative Radiology*, vol. 54, n.º 5, art. 5, may. 2019. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000537>
- [4] A. N. Wallace, R. Vyhmeister, S. Bagade *et al.*, "Evaluation of the use of automatic exposure control and automatic tube potential selection in low-dose cerebrospinal fluid shunt head CT", *Neuroradiology*, vol. 57, n.º 6, pp. 639-644, jun. 2015. <https://doi.org/10.1007/s00234-015-1508-6>
- [5] S. D. Osborne, *Automatic exposure control during computed tomography scans of the head: Effects on dose and image quality*, Tesis de Master of Science, Department of Allied Health Sciences, East Tennessee State University, Johnson City, 2019.
- [6] J. E. Park, Y. H. Choi, J.-E. Cheon *et al.*, "Image quality and radiation dose of brain computed tomography in children: Effects of decreasing tube voltage from 120 kVp to 80 kVp", *Pediatric Radiology*, vol. 47, n.º 6, pp. 710-717, may. 2017. <https://doi.org/10.1007/s00247-017-3799-8>

- [7] E. Ben-David, J. E. Cohen, S. N. Goldberg *et al.*, “Significance of enhanced cerebral gray-white matter contrast at 80 kVp compared to conventional 120 kVp CT scan in the evaluation of acute stroke”, *Journal of Clinical Neuroscience*, vol. 21, n.º 9, pp. 1591-1594, sep. 2014. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2014.03.008>
- [8] G. Bongartz, S. J. Golding, A. G. Jurik *et al.*, *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, European Commission, 2000.
- [9] T. Masuda, Y. Funama, T. Nakaura *et al.*, “Radiation dose reduction with a low-tube voltage technique for pediatric chest computed tomographic angiography based on the contrast-to-noise ratio index”, *Canadian Association of Radiologists Journal*, vol. 69, n.º 4, pp. 390-396, nov. 2018. <https://doi.org/10.1016/j.carj.2018.05.004>
- [10] H. H. Cho, S. M. Lee y S. K. You, “Pediatric head computed tomography with advanced modeled iterative reconstruction: Focus on image quality and reduction of radiation dose”, *Pediatric Radiology*, vol. 50, n.º 2, pp. 242-251, feb. 2020. <https://doi.org/10.1007/s00247-019-04532-z>
- [11] K. Kilic, G. Erbas, M. Guryildirim, M. Arac, E. Ilgit, y B. Coskun, “Lowering the Dose in Head CT Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction”, *American Journal of Neuroradiology*, vol. 32, n.º 9, pp. 1578-1582, oct. 2011, <https://doi.org/10.3174/ajnr.A2585>
- [12] W. Huda, K. A. Lieberman, J. Chang *et al.*, “Patient size and x-ray technique factors in head computed tomography examinations. II. Image quality”, *Medical Physics*, vol. 31, n.º 3, pp. 595-601, feb. 2004. <https://doi.org/10.1118/1.1646233>
- [13] L. W. Goldman, “Principles of CT: Radiation dose and image quality”, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, vol. 35, n.º 4, pp. 213-225, dic. 2007. <https://doi.org/10.2967/jnmt.106.037846>
- [14] O. Rozeik, J. Kotterer, M. Preiss *et al.*, “Cranial CT artifacts and gantry angulation”, *Journal of Computer Assisted Tomography*, vol. 15, n.º 3, pp. 381-386, may. 1991. <https://doi.org/10.1097/00004728-199105000-00007>
- [15] McCollough, D. M. Bakalyar, M. Bostani *et al.*, “Use of water equivalent diameter for calculating patient size and size-specific dose estimates (SSDE) in CT”, American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Reporte 220, Alexandria, VA, sep. 2014. <https://doi.org/10.37206/146>
- [16] M. S. May, M. R. Kramer, A. Eller *et al.*, “Automated tube voltage adaptation in head and neck computed tomography between 120 and 100 kV: Effects on image quality and radiation dose”, *Neuroradiology*, vol. 56, n.º 9, pp. 797-803, sep. 2014. <https://doi.org/10.1007/s00234-014-1393-4>