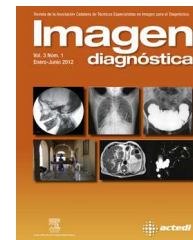




Imagen diagnóstica

www.elsevier.es/imagendiagnostica



ORIGINAL

Optimización de protocolo en tomografía computerizada pediátrica con control automático de exposición



Rafael Miller-Clemente^{a,*}, Marlén Pérez-Díaz^b, Manuel Lores Guevara^a,
Odalis Ortega Rodríguez^c, Rosana Nepite Haber^c, Oraelis Griñán Hernández^c
y Aymé Guillama Llossas^c

^a Grupo de Física Médica de las Radiaciones, Centro de Biofísica Médica, Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba

^b Universidad Central Marta Abreu de las Villas, Villa Clara, Cuba

^c Departamento de Imagenología, Hospital Pediátrico Pedro A. Pérez, Guantánamo, Cuba

Recibido el 2 de abril de 2013; aceptado el 18 de septiembre de 2013

Disponible en Internet el 4 de noviembre de 2013

PALABRAS CLAVE

Optimización;
Control automático
de exposición;
Tomografía
computerizada
pediátrica

Resumen

Objetivo: El propósito de este trabajo consistió en optimizar el protocolo de fosa posterior por tomografía computerizada en pacientes pediátricos mediante el empleo de una función de control automático de la exposición de rayos X (CAE) denominada Flex-mA (Shimadzu Corp., Kyoto, Japón).

Materiales y métodos: Para el cálculo del índice de dosis volumétrico C_{vol} y del producto kerma-longitud en aire $P_{KT,CT}$ se utilizaron valores del C_{vol} reportados por el equipo, se extrajeron los metadatos de espesor de corte y corriente del tubo de los archivos, en formato DICOM, de imágenes de los pacientes. Se compararon los niveles promediados de dosis estimados entre sí y respecto a los niveles de referencia de dosis (NRD) usando el método de comparación múltiple de medias.

Resultados: Se redujeron significativamente los índices de dosis para todos los rangos de edades desde 1 hasta 19 años, con reducciones mínimas hasta el 31% para el C_{vol} y al 25% para el $P_{KT,CT}$ respecto a NRD de países desarrollados para edades de 10 a 14 años.

Conclusiones: El uso de la función de CAE denominada Flex-mA permite reducir el valor promedio y la dispersión de los índices de dosis C_{vol} y $P_{KT,CT}$ en pacientes pediátricos, preservando un nivel aceptable de la calidad de la imagen diagnóstica conforme a criterios internacionales de calidad de imagen para protocolos de cabeza en general.

© 2013 ACTEDI. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: rafael.miller@cibiomed.cu (R. Miller-Clemente).

KEYWORDS

Optimization;
Automatic exposure
control;
Pediatric computed
tomography

Optimization of a protocol in pediatric Computed tomography with automatic exposure control

Abstract

Objective: The aim of this work is to describe the optimization of a posterior fossa protocol in pediatric computed tomography (CT) by using an Automatic Exposure Control (AEC) system, named Flex-mA (SHIMADZU Corp., Kyoto, Japan).

Materials and methods: The calculation of the CT dose index over the entire volume, C_{vol} , and the kerma-length product in air, $P_{KT,CT}$, was based on the C_{vol} reported by the CT unit, with slice thickness and tube current being taken from metadata of patient's DICOM files. The estimated mean dose levels were compared between each other and with respect to Dose Reference Levels (DRLs) by multiple comparison of means.

Results: Significant dose reductions were obtained for all age ranges from 1 year to 19 years old, with minimum reductions up to 31% for the C_{vol} and 25% for the $P_{KT,CT}$, compared with DRLs from developed countries in a range from 10 to 14 years old.

Conclusions: The use of the AEC function, Flex-mA, allows both the average value and the dispersion of C_{vol} and $P_{KT,CT}$ for pediatric patients to be evaluated, preserving an acceptable level of the diagnostic image quality according to international criteria of quality of head imaging protocols in general.

© 2013 ACTEDI. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

El uso clínico de los rayos X conlleva riesgo potencial de cáncer radioinducido y enfermedades circulatorias, resultando crítico en pacientes pediátricos^{1,2}. A inicios del siglo ^{XXI} el número de estudios por tomografía computarizada (TC) en pacientes pediátricos ya se había duplicado³, debido al crecimiento de las aplicaciones de la TC y las facilidades de adquisición de esta tecnología. Se estima que un tercio de los niños examinados con TC han recibido 3 exposiciones a estas radiaciones⁴. Por lo anterior, la optimización de protocolos de TC es ineludible. Una de las recomendaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) consiste en utilizar sistemas de control automático de la exposición (CAE)⁴. A pesar de la disponibilidad de funciones de CAE en la mayoría de las unidades de TC instaladas, escasean los reportes de su empleo en protocolos pediátricos, reduciéndose a estudios con maniquíes^{5,6}. Las funciones de CAE deben validarse antes de su implementación como parte de protocolos clínicos, pues pudieran aumentar la exposición de pacientes a las radiaciones⁷. Los equipos de tomografía de detector simple están difundidos ampliamente en Latinoamérica y algunos países desarrollados, cuya cobertura de pacientes pediátricos no es despreciable.

La escasa documentación de los niveles de dosis de exposición de pacientes pediátricos es un problema mundial, resultando casi nula en el ámbito de los países en desarrollo. Otras modalidades, como la resonancia magnética (RM), son escasas en muchos países en desarrollo, resultando la TC una tecnología más accesible, lo cual permite suponer que la dosis colectiva de pacientes pediátricos pudiera superar los niveles existentes en países desarrollados. Recientemente, una investigación dirigida por el OIEA ha revelado una tendencia creciente de los estudios de cráneo y abdomen en Latinoamérica, constituyendo los de cráneo el 75% de todos los estudios pediátricos⁸.

En este trabajo se reportan resultados de la implementación de un protocolo de fosa posterior, optimizado mediante el uso de un sistema de CAE, para estudios de TC en un hospital pediátrico. El tomógrafo de detector simple instalado (Shimadzu SCT-7800 TC, Kyoto, Japón) posee una función de CAE denominada Flex-mA⁹, la cual modula la corriente del tubo en la dirección del movimiento de la camilla (modulación en z), estableciendo el valor de corriente del tubo basado en un topograma previo. El objetivo fundamental de este trabajo consistió en evaluar la implementación de una línea basal del protocolo optimizado para estudios de fosa posterior, atendiendo a la reducción de la dosis comparada con niveles de referencia de dosis (NRD)⁴ y la satisfacción de criterios de calidad de imagen diagnóstica, ambos reportados internacionalmente¹⁰.

Materiales y métodos

Se activó la función Flex-mA y se inició un estudio prospectivo transversal, se colectaron las imágenes de pacientes durante 4 meses, las de mayor interés fueron las obtenidas con el protocolo de fosa posterior por ser este tipo de estudios el más frecuente en el departamento de imagenología pediátrica. El muestreo se consideró aleatorio, dado por la llegada no controlada de pacientes admitidos para estudios por TC. Se excluyeron los casos cuyas lesiones impedían la definición de las estructuras anatómicas establecidas en los criterios de las normas europeas para definir la calidad de imagen diagnóstica¹⁰. Dado el principio de optimización para la protección del paciente pediátrico, teniendo en cuenta experiencias locales a partir de estudios con reducciones manuales de valores de corriente y diagnóstico exitoso, era razonable validar e implementar la función de CAE y crear un nivel basal de protocolo optimizado. Esta investigación fue aprobada por el Consejo Científico

del hospital, sin requerimientos de consentimiento informado.

La función Flex-mA requiere un topograma previo, que se realizó en todos los casos en la dirección laterolateral (LL), pues se ha reportado que la CAE ofrece mayor reducción de la dosis cuando se basa en topogramas en LL⁵. Al activar el modo «Reduction» de la Flex-mA se puede escoger uno de 2 métodos: a) «Quality Priority», que establece la corriente del tubo en cada área, priorizando la calidad de imagen (en términos de ruido), y b) «Reduction Priority», que establece la corriente del tubo en cada área, priorizando su reducción. El método «Quality Priority» posee inconvenientes, pues tiende a aumentar la exposición del paciente al tratar de minimizar el ruido. El método «Reduction Priority» requiere criterios cuantitativos de limitación del valor de corriente. Para este trabajo se activó el modo «Auto-Reduction», sin modificar el límite máximo de corriente de 250 mA (predeterminado por el fabricante para este protocolo), como línea basal de la optimización en curso.

Definición de protocolos de cabeza

El protocolo predeterminado de estudios de fosa posterior se realiza con un voltaje del tubo de 120 kV, diámetro de reconstrucción de 250 mm y cada rotación del tubo se realiza en 1,6 s. Dicho protocolo consta de 2 grupos de parámetros, el primero (región de fosa posterior) con 10 cortes de 5 mm de espesor y 45 mm de longitud de escaneo y el segundo (región supratentorial) con 8 cortes de 10 mm de espesor y 70 mm de longitud de escaneo. El nivel de corriente del tubo para estos protocolos en el equipo instalado (Shimadzu SCT-7800 TC, Kyoto, Japón) es 250 mA de forma predeterminada, lo cual requiere reducir la exposición de pacientes pediátricos según el principio de optimización. Los pacientes se colocan en decúbito supino, se escanea el volumen comprendido desde la cisterna magna hasta el vértice del cráneo, con inclinación del estativo y cantidad de cortes planificados sobre el topograma, adecuados para reducir la exposición del cristalino (línea orbitomeatal) y cubrir solo el volumen de interés; por tanto, la longitud de escaneo varía entre pacientes para cada región.

La función Flex-mA se validó con un maniquí escalonado de agua, provisto por el fabricante, cuyo topograma se muestra en la [figura 1](#), usando todos los protocolos de cabeza predeterminados con Flex-mA activada en modo «Auto-Reduction». Este procedimiento se utilizó además para capacitar al personal en el uso de la función Flex-mA y los principios básicos del CAE. El sistema de planificación de la función Flex-mA permite graficar la corriente del tubo por sección escaneada, como se observa en la [figura 1](#), donde se han resaltado los perfiles de mA con líneas continuas, correspondientes a la escala de valores de mA en eje de ordenadas a la izquierda de la imagen del maniquí. En este caso el sistema ha modulado los valores de corriente por debajo de 200 mA para las diferentes secciones del maniquí.

Para el caso de pacientes, se ha representado en la [figura 2](#) una gráfica superpuesta al topograma lateral del paciente con valores de corriente modulada en un caso previo.

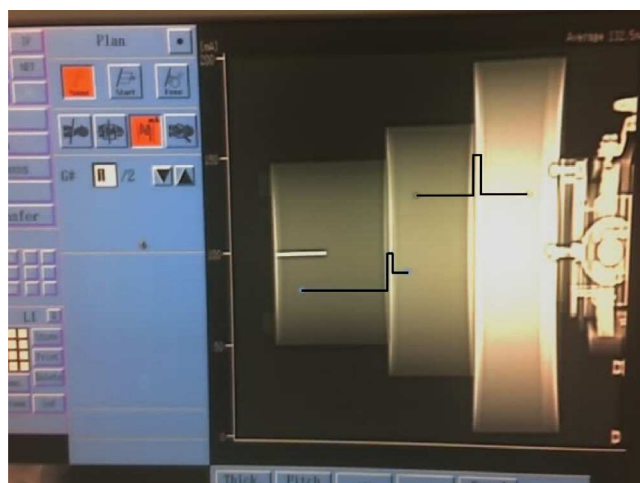


Figura 1 Topograma del maniquí escalonado en dirección AP para la validación de la función Flex-mA.



Figura 2 Esquema de planificación con Flex-mA para el estudio de la fosa posterior.

Registro y procesamiento de datos

Se registraron las edades de los pacientes a partir de las imágenes, anonimizadas en cuanto al nombre del paciente. Los valores de cantidad de cortes, espesor de corte, *pitch*, corriente del tubo, tiempo de escaneo y voltaje del tubo se obtuvieron de los metadatos de los archivos en formato DICOM.

Luego de la validación, se configuró la función Flex-mA y se registraron los valores del C_{vol} calculados por el equipo para cada nivel de corriente.

Cálculo de los índices de dosis

La dosis al paciente se estimó usando los valores del C_{vol} (en mGy) reportados por el equipo de TC (referidos al maniquí dosimétrico de cráneo estándar de 16 cm de diámetro),

en combinación con los parámetros de escaneo tomados de los metadatos de cada imagen en formato DICOM (corriente del tubo y espesor de corte). En todos los casos los cortes se realizaron contiguos en modo secuencial. El C_{vol} para el volumen escaneado completo se calculó como la sumatoria de todos los valores del $C_{vol,i}$ en cada corte. El producto kerma-longitud en aire $P_{KT,CT}$ (en mGy-cm), para el volumen escaneado completo, se estimó según:

$$P_{KT,CT} = \sum_{i=1}^n C_{vol,i} \cdot l_i, \quad (1)$$

donde l_i es la distancia de irradiación del corte i -ésimo en cm. Existe una limitación en la ecuación (1), pues se asume el diámetro constante (16 cm) en todos los casos y la homogeneidad del maniquí de referencia, cuando realmente ambas características varían entre pacientes y para cada corte de un mismo paciente.

Se consideró una incertidumbre expandida relativa del 6 y del 14,6% para reportar los valores del C_{vol} y de $P_{KT,CT}$, respectivamente¹¹.

Se utilizaron como NRD los reportados por el OIEA⁴, los cuales también están asociados a índices de dosis medidos en maniquí dosimétrico de cráneo estándar mencionado. Se denotan aquí NRD_C y NRD_P como NRD para el C_{vol} y el $P_{KT,CT}$, respectivamente.

Métodos de análisis del impacto

Se realizó un análisis de la reducción porcentual de los valores promediados del C_{vol} y el $P_{KT,CT}$ por grupos de pacientes según rango de edades, respecto a NRD de países desarrollados⁴. Para evaluar las diferencias entre los valores medios de dosis calculados y respecto a los NRD se usó el método de comparación múltiple (MCM) de Tukey¹², con un nivel de significación de 0,05. Este método es adecuado cuando se buscan intervalos de confianza y los tamaños de las muestras no son iguales, además de ser robusto ante distribuciones de los datos ligeramente diferentes de la normal y con moderada inhomogeneidad de varianzas. Se verificó la aleatoriedad de las medias por la prueba de las rachas¹³. Las diferencias significativas entre pares de medias se confirman para los pares cuyos intervalos de confianza no contienen al valor cero.

La evaluación del impacto en la calidad de imagen se realizó multidisciplinariamente, para lo cual los radiólogos evaluaron el nivel de satisfacción de los criterios de calidad de imagen de TC, establecidos según la Guía Europea de criterios de calidad para TC¹⁰. Se solicitó a cada radiólogo que estableciera los rangos de centro y ancho de ventana donde se satisfacían los criterios referidos.

Resultados y discusión

Se examinaron 136 pacientes durante 4 meses; 98 de estos fueron estudiados con el protocolo de fosa posterior y la función Flex-mA activada en modo «Auto-Reduction», 61 pacientes se encontraron en el rango de 1 a 20 años de edad, y solo se encontró un paciente con menos de 1 año de edad. La cantidad de pacientes se distribuyó por rangos de edades según se muestra en las columnas «Edad» y «Número de pacientes» de la [tabla 1](#). Se promediaron los valores del C_{vol} y el $P_{KT,CT}$ por pacientes agrupados en cada rango de edad.

Evaluación del impacto en la dosis al paciente

En la [tabla 1](#) se puede observar cómo aumentan el C_{vol} y el $P_{KT,CT}$ con el aumento de la edad. Esto se debe fundamentalmente a que el C_{vol} es directamente proporcional a la corriente del tubo, que aumenta de forma modulada debido a las mayores densidades calculadas por el sistema de la función Flex-mA para pacientes de mayor edad. Por otro lado, la influencia de las dimensiones del paciente está implícita como causa de la modulación calculada por el sistema de la función Flex-mA, a pesar de que el C_{vol} reportado por el equipo está basado en dosimetría con maniquí estándar de 16 cm. El $P_{KT,CT}$ aumenta con la edad del paciente por su asociación con el C_{vol} y por el aumento de las longitudes totales de escaneo, como puede deducirse de la ecuación (1) y las mediciones realizadas.

El NRD abreviado como EA (estudios en adultos) se introdujo como referencia porque considera los niveles de los factores de estudios de cabeza predeterminados en el departamento de imagenología donde se realizó la investigación (con 250 mA), cuyos parámetros eran los mismos para protocolos pediátricos de estudios de fosa posterior,

Tabla 1 Promedios de C_{vol} y $P_{KT,CT}$ por rangos de edades para estudios de la fosa posterior con Flex-mA activado. Se presentan reducciones porcentuales respecto a niveles de referencia de dosis reportados por el OIEA para países desarrollados

Edad (años)	Número de pacientes	NRD _C , mGy	C_{vol} , mGy	% C_{vol} reduc.	NRD _P , mGy-cm	$P_{KT,CT}$, mGy-cm	% $P_{KT,CT}$ reduc.
1-5	17	SW (30)	19 ± 1,14	63%	SW (420)	219 ± 32,0	52%
		GE (40)		48%	GE (520)		42%
		UK (45)		42%	UK (470)		47%
5-10	15	SW (40)	19 ± 1,17	48%	SW (560)	227 ± 33,14	41%
		GE (50)		38%	GE (710)		32%
		UK (50)		38%	UK (620)		37%
10-15	17	SW (60)	20 ± 1,18	33%	SW (1000)	232 ± 33,90	23%
		GE (60)		33%	GE (920)		25%
		UK (65)		31%	UK (930)		25%
15-20	12	EA (50)	20 ± 1,20	64%	EA (617)	286 ± 41,71	64%

EA: estudios en adultos; GE: Alemania; SW: Suiza; UK: Reino Unido.

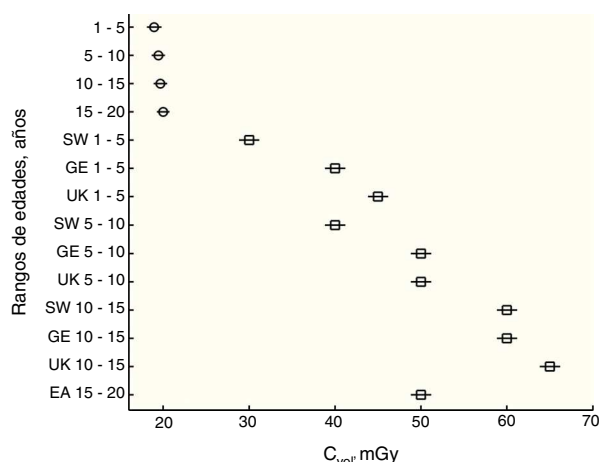


Figura 3 Comparaciones múltiples de niveles de C_{vol} respecto a NRD_C de países desarrollados como Suiza (SW), Alemania (GE), Reino Unido (UK) y Estudios de Adultos (EA) en el departamento de imagenología por rangos de edades.

predeterminados al instalar la unidad de TC. El NRD dado por EA permite conocer el C_{vol} y el $P_{KT,CT}$ si no se utilizara la función FlexmA respecto a su implementación para el mismo rango de 15-20 años, ya que los autores no contaban con otra referencia para evaluar los resultados de la aplicación de Flex-mA en este rango de edades. En la [tabla 1](#) se observa que el nivel de C_{vol} del NRD EA es menor que los reportados en países desarrollados para el rango de edad de 10-15 años, comparable con los reportados por el Reino Unido y Alemania para el rango de 5-10 años y superior a los NRD de países desarrollados para rangos menores que 5 años. Aun así, con la implementación de la función Flex-mA, se redujo también significativamente el C_{vol} para el rango de 15-20 años. Respecto al NRD_P para los rangos desde 1 a 10 años, el EA no se diferencia significativamente de los de países desarrollados, siendo menor significativamente que los NDR_P para el rango de 10-15 años.

En las columnas de la reducción porcentual del C_{vol} respecto al NRD_C ([tabla 1](#)), calculada como $(C_{vol}/NRD_C) \cdot 100\%$, se aprecia una reducción mínima al 64% —al igual que para $(P_{KT,CT}/NRD_P) \cdot 100\%$ — respecto a los niveles de referencia de EA para pacientes de 15 a 20 años. Las mayores reducciones porcentuales se encuentran en el rango de edades de 10 a 15 años, minimizándose hasta un 31% para el C_{vol} y hasta un 25% para el $P_{KT,CT}$ respecto a los NRD correspondientes al Reino Unido.

Para el análisis por MCM se confirmó la aleatoriedad de las medias de C_{vol} y $P_{KT,CT}$ mediante la prueba de las rachas. En la [figura 3](#) se presenta una comparación múltiple entre medias del C_{vol} (círculos) respecto a los NRD_C (cuadros) de países desarrollados reportados por el OIEA⁴ para estudios de cabeza, estos últimos representados por rangos de edad con los prefijos UK, GE y SW (Reino Unido, Alemania y Suiza, respectivamente).

En la [figura 4](#) se presenta una comparación múltiple entre medias del $P_{KT,CT}$ (triángulos rellenos) respecto a los NRD_P (triángulos sin relleno) de los países desarrollados mencionados.

Para todos los rangos de edades se observa una reducción significativa del C_{vol} mediante el uso de la función Flex-mA,

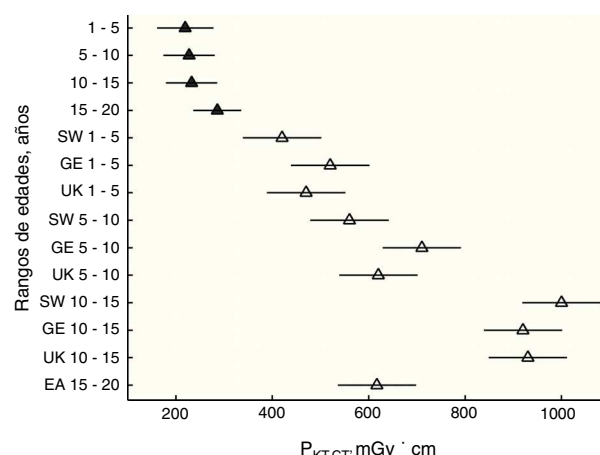


Figura 4 Comparaciones múltiples de niveles de $P_{KT,CT}$ respecto a NRD_P de países desarrollados como Suiza (SW), Alemania (GE), Reino Unido (UK) y Estudios de Adultos (EA) en el departamento de imagenología por rangos de edades.

respecto a los NRD_C de países desarrollados, lo cual está determinado fundamentalmente por la reducción significativa de la corriente del tubo en varios de los cortes donde el sistema de CAE detectó menor densidad en la dirección LL, pues la corriente del tubo es el único factor que ha variado respecto a los de protocolos predeterminados. Se observa además una menor dispersión de los valores medios respecto al conjunto de NRD_C.

Al igual que el C_{vol} , se obtuvo una reducción significativa del producto kerma-longitud en aire respecto a los NRD_P en todo el rango de edades y con una menor dispersión de los valores medios respecto al conjunto de NRD_P.

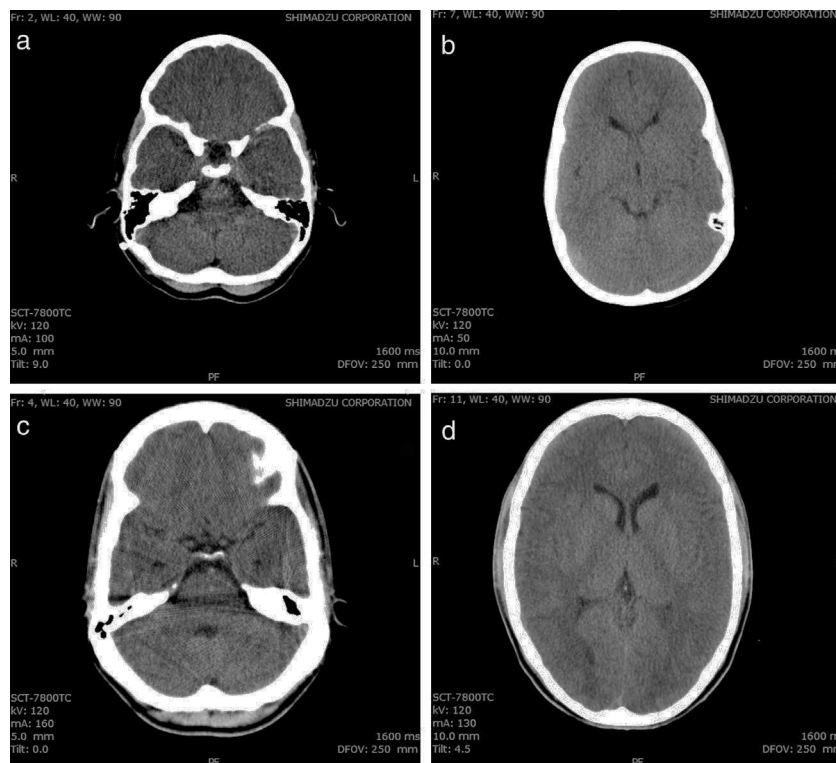
Evaluación de la calidad de imagen diagnóstica

Todas las imágenes de los pacientes estudiados con el protocolo de fosa posterior, con la función Flex-mA activada, fueron analizadas por el equipo de radiólogos del hospital pediátrico para la identificación del nivel de satisfacción de los criterios de calidad de imagen establecidos en las normas europeas¹⁰. En todos los casos resultó satisfactorio el cumplimiento de los criterios de calidad en cuanto a visualización y reproducción de estructuras anatómicas ([tabla 2](#)). Además se establecieron los niveles de ancho y centro de ventana para los cuales se maximizó la visualización y reproducción de estructuras de interés, cuya evidencia se demuestra mediante las imágenes de ejemplo en la [figura 5](#), las cuales se escogieron para bajos niveles de mA (< 170 mA, Flex-mA activada) y pacientes con edades dentro del rango establecido para la investigación. Adicionalmente, el equipo de radiólogos diagnosticó todos los casos, sin identificarse cambios en las estadísticas de especificidad y sensibilidad de estudios de fosa posterior en el departamento de imagenología hasta la fecha de reporte de estos resultados. A medida que se incrementa la población de pacientes estudiados, en estudios posteriores se prevé aplicar técnicas de decisión estadística para identificar posibles espacios de optimización a bajas dosis.

Se implementó un protocolo de fosa posterior optimizado mediante el empleo de un sistema de CAE, con reducción

Tabla 2 Nivel de satisfacción de criterios de calidad de imagen diagnóstica basado en estudios de cabeza realizados con protocolos de fosa posterior a dosis reducidas mediante la herramienta Flex-mA en modo «Auto-Reduction»

Criterio	Satisfacción (%)	Ancho (A) y Nivel (N) de ventana satisfactorio [UH]
Visualización del cerebro	100%	A: 90-120, N: 40
Visualización del cerebelo	100%	A: 90-120, N: 40
Visualización de la base del cráneo	100%	A: 90-120, N: 40
Visualización de los vasos con medio de contraste intravenoso	100%	A: 90-120, N: 40
Reproducción nítida de bordes entre materia gris y blanca	100%	A:80-85, N: 40
Reproducción visual nítida de los ganglios basales	100%	A:80-85, N: 40
Reproducción visual nítida del sistema ventricular	100%	A:80-85, N: 40
Reproducción visual nítida del espacio del fluido cerebroespinal alrededor del mesencéfalo	100%	A:80-85, N: 40
Reproducción visual nítida del espacio del fluido cerebroespinal sobre el cerebro	100%	A:80-85, N: 40
Reproducción visual nítida de los grandes vasos y plexos coroidales con medio de contraste intravenoso	100%	A:70-90, N: 40

**Figura 5** Imágenes que demuestran la satisfacción de los criterios de calidad de imagen en cuanto a visualización (a y c) y reproducción (b y d) de estructuras anatómicas en pacientes de 6 (a), 4 (b), 19 (c) y 18 (b) años de edad, representativos del sexo femenino (a y b) y masculino (c y d), así como el nivel de corriente del tubo menor de 250 mA.

significativa de la dosis absorbida cuantificada mediante el C_{vol} y el $P_{KT,CT}$ comparados con los NRD reportados por el OIEA. La calidad de imagen resultó satisfactoria en comparación con los criterios de calidad de imagen de TC según normas europeas.

Conclusiones

Se implementó como línea basal el protocolo de fosa posterior optimizado para pacientes pediátricos, mediante la

activación de la función de CAE denominada Flex-mA, con reducción significativa de los índices de dosis más usados (C_{vol} y $P_{KT,CT}$) respecto a NRD_C y NRD_P recomendados por el OIEA, hasta el 31% para el C_{vol} y al 25% para el $P_{KT,CT}$ respecto a NRD de países desarrollados para edades de 10 a 14 años. El uso de la función de CAE permite reducir el valor promedio y la dispersión de los índices de dosis C_{vol} y $P_{KT,CT}$ para el rango de edades de pacientes pediátricos, preservando un nivel aceptable de la calidad de la imagen diagnóstica conforme a criterios internacionales

de calidad de imagen para protocolos de cabeza en general.

Conflicto de intereses

Declaro que no existen conflictos de intereses en relación con el contenido de este trabajo de investigación.

Agradecimientos

A la Dra. Celia Bárbara Figueroa Leyva por sus lúcidas sugerencias para la evaluación de la calidad de imagen. A Noel Daudinot por su entusiasmo durante la configuración de la herramienta Flex-mA y servicios electromédicos.

Bibliografía

1. Shimizu Y, Kodama K, Nishi N, Kasagi F, Suyama A, Soda M, et al. Radiation exposure and circulatory disease risk: Hiroshima and Nagasaki atomic bomb survivor data, 1950-2003. *BMJ*. 2010;340:b5349.
2. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR*. 2001;176:289-96.
3. Pearce MS, Salotti JA, Howe NL, McHugh K, Kim KP, Lee C, et al. CT scans in young people in Great Britain: Temporal and descriptive patterns, 1993-2002. *Radiology Research and Practice*. 2012;2012:594278.
4. IAEA. Radiation Protection in Paediatric Radiology. Safety Reports Series No. 71. Viena: IAEA; 2012.
5. Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Automatic exposure control in pediatric and adult multidetector CT examinations: A phantom study on dose reduction and image quality. *Med Phys*. 2008;35:4567-76.
6. Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Angular on-line tube current modulation in multidetector CT examinations of children and adults: The influence of different scanning parameters on dose reduction. *Med Phys*. 2007;34:2864-74.
7. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology*. 2004;233:649-57.
8. Vassileva J, Rehani MM, al-Dhuhli H, al-Naemi HM, al-Suwaidi JS, Appelgate K, et al. IAEA survey of pediatric CT Practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America, and Africa: Part 1: Frequency and appropriateness. *AJR*. 2012;198:1021-31.
9. Shimadzu Corporation. Instruction Manual for Flex-mA. Kyoto, Japan: Shimadzu; 2004.
10. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography: European Commission, European Union; 1999 [consultado 12 Mar 2013]. Disponible en: <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm>
11. IAEA. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Report No. 457. Viena: IAEA; 2007.
12. Chacin F. Diseño y análisis de experimentos 1. 1.^a ed. Caracas: Universidad Central de Venezuela; 2000.
13. Nist/Sematech e-Handbook of Statistical Methods [consultado 12 Mar 2013]. Disponible en: <http://www.itl.nist.gov/div898/handbook/>