

Optimización Interdisciplinaria de Protocolos en Tomografía Computada a partir de la modificación del mA y del control del ruido en la imagen

Andisco, D.¹, Blanco, S.², Buzzi, A.³, Ballester, S.³

Resumen

Objetivo: A partir de la determinación de las dosis en los protocolos habitualmente utilizados en estudios de tomografía computada en una institución, se modificaron la menor cantidad de parámetros radiológicos posibles para bajar las dosis impartidas, sin perder la calidad de la imagen.

Materiales y métodos: Para la determinación de las dosis en un tomógrafo General Electric Hi Speed - 120kV Helicoidal, se realizaron mediciones utilizando una cámara de ionización tipo lápiz, un dosímetro, fantomas craneal y abdominal de PMMA de 16 cm y 32 cm de diámetro respectivamente, y un fantoma de agua. Con estos elementos se midieron las dosis habitualmente utilizadas y el ruido correspondiente en cada uno de los estudios. Se trabajó con el grupo de técnicos y médicos de la institución con el objetivo de disminuir la dosis de cada uno de los protocolos utilizados, manteniendo imágenes con calidad diagnóstica.

Resultados: Si bien las dosis de los protocolos utilizados por la institución antes de realizado este estudio se encontraban dentro de los rangos reconocidos internacionalmente, se establecieron nuevos protocolos y se pudieron reducir las dosis entre un 20% a un 30%, sin perder calidad ni presentar inconvenientes para el diagnóstico al grupo médico que trabaja en la institución.

Conclusiones: Es fundamental realizar actividades de optimización de protocolos en tomografía computada con el objetivo de disminuir la dosis que reciben los pacientes, modificando apropiadamente los parámetros de los protocolos sin perder calidad diagnóstica ni afectar la actividad médica. Esta tarea debe llevarse a cabo en forma interdisciplinaria.

Palabras Clave: Dosimetría. Optimización radiológica. Radioprotección.

Abstract

Interdisciplinary optimization of CT Protocols by modifying mA and controlling image noise

Purpose: To determine the dose frequently used in computed tomography and to modify radiological parameters in order to optimize each protocol according to the dose administered.

Materials and Methods: To determine the dose, measurements were made using a pencil ionization chamber, a dosimeter, a 16 cm PMMA head phantom and a 32 cm abdominal phantom, and a water phantom. A General Electric Hi Speed - Helical 120kV CT scanner was used. The doses usually administered and the noise in each of the studies were measured using these instruments. A group of technicians and radiologists at the institution have sought to reduce the dose of each protocol, while maintaining high quality diagnostic images.

Results: Although the protocols previously carried out at the institution did not include large doses, the new doses currently used in all protocols could be reduced by 30% on average. Diagnostic quality was not neglected and the slight increase in noise level was harmless to the group of radiologists.

Conclusion: CT protocol optimization is essential to reduce the dose administered to the patient. Neither diagnostic quality nor medical activity should be altered by changes in the technique, which must be carried out by a multidisciplinary team.

Keywords: Dosimetry. Radiological optimization. Radioprotection.

INTRODUCCIÓN

El uso de la tomografía computada en el diagnóstico por imágenes se ha incrementado considerablemente en los últimos años ⁽¹⁾, fundamentalmente con el advenimiento de la tomografía helicoidal que per-

mite la realización de estudios en pocos segundos. Pero, a pesar del beneficio que reciben los pacientes a través del diagnóstico, la dosis de radiación recibida con este tipo de prácticas no es despreciable y debe ser disminuida "tanto como sea razonablemente posible" ⁽²⁾. En numerosas investigaciones realizadas en el

¹Facultad de Medicina, Universidad de Buenos Aires, Argentina-RLA/9/67

²Facultad de Ingeniería, Universidad de Belgrano, Buenos Aires, Argentina-RLA/9/67

³Diagnóstico Médico, Buenos Aires, Argentina

Correspondencia: Diagnóstico Médico. Junín 1023.

sebastian.ballester@diagnosticomedico.com

Recibido: mayo 2010; aceptado: octubre 2010

Received: may 2010; accepted: october 2010

©SAR-FAARDIT 2010

mundo se ha detectado que, en la gran mayoría de los protocolos utilizados habitualmente en esta actividad, no se ha aplicado el concepto de ALARA (del inglés "As Low As Reasonably Achievable"), es decir, que se imparta a los pacientes una dosis tan baja como sea posible lograr, sin comprometer la calidad diagnóstica de la imagen^(3, 4).

El presente trabajo se desarrolla con la finalidad de determinar las dosis impartidas en una serie de protocolos utilizados y de realizar la optimización radiológica de cada uno de ellos modificando los parámetros principales y proponiendo una metodología sencilla para la disminución de las dosis, sin alterar la calidad diagnóstica de la imagen.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para la realización de este trabajo de optimización de parámetros en tomografía helicoidal, fue necesario previamente conocer las dosis involucradas en los protocolos que se utilizaban en la Institución. Posteriormente se realizó un análisis de los parámetros radiológicos, especialmente el KV y el mAs, ya que el pitch era el adecuado. Con esta información se rediseñaron nuevos protocolos que involucraban dosis menores, principalmente mediante la disminución del mAs. La comparación de imágenes con variación del mAs fue realizada en cortes secuenciales contiguos, no aumentando el número de cortes ni la dosis de radiación recibida por el paciente.

Tanto con los viejos como con los nuevos parámetros se efectuaron mediciones de los valores del ruido utilizando fantasmas de agua y de acrílico para controlar la calidad de las imágenes de una manera objetiva.

Posteriormente la opinión del médico fue la que determinó si las mediciones objetivas estaban de acuerdo con la calidad diagnóstica de la imagen.

Todas las mediciones fueron realizadas en la Institución Diagnóstico Médico en un tomógrafo helicoidal marca General Electric – Modelo Hi Speed de 120 kVp.

Medición de las Dosis

Para la medición de las dosis impartidas en los protocolos, se utilizó una cámara de ionización tipo lápiz PTW (Fig. 1), fantasmas de PMMA (polimetilmetacrilato - acrílico) craneal y abdominal (Fig. 2) y un dosímetro PTW modelo UNIDOS E (Fig. 3).

Para las mediciones en aire se instaló la cámara de ionización en el eje de rotación del Gantry con ayuda de los localizadores del equipo y de la realización de un "scoutview" (Fig. 4).

Las lecturas obtenidas permitieron calcular los denominados Índices de Dosis en Tomografía Computada (CTDI100) en aire, utilizados habitualmente para la realización de estudios dosimétricos. Estos índices permiten una cuantificación de la radiación integrada a lo largo de una longitud de 100 mm, que es la correspondiente a la longitud de la cámara de ionización tipo lápiz. Este índice se define idealmente como:



Fig. 1. Cámara de ionización - PTW - longitud activa de 100 mm.

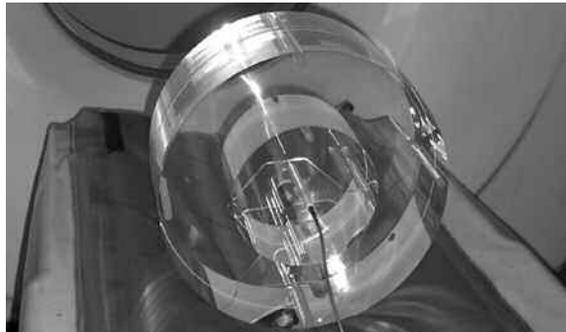


Fig. 2. Fantasmas abdominal y craneal de acrílico (PMMA) donde puede observarse la cámara de ionización colocada en el orificio central.



Fig. 3. Dosímetro PTW - modelo UNIDOS E.



Fig. 4. Cámara de Ionización tipo lápiz ubicada para mediciones en aire.

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad \text{Ec. 1}$$

donde T es el espesor de corte real del haz y D(z) corresponde a la dosis ideal, medida a lo largo del eje z (el de rotación del tubo de rayos X). Para obtener valores experimentales se utiliza la ecuación:

$$CTDI_{Air} = \frac{R \cdot 100mm \cdot F}{N \cdot T} \quad \text{Ec. 2}$$

Donde:

R: es la lectura obtenida para un barrido único,

100 mm: es la longitud activa de la cámara (10cm),

F: es el factor de calibración de la cámara (que incluye correcciones de temperatura y presión),

T: es el espesor de corte (mm),

N: es el número de cortes para una única rotación utilizado para tomógrafos multicorte (N≠1 para TC multicorte).

Para las mediciones de los índices de dosis utilizando fantasmas de acrílico, se realizaron lecturas en el centro y en los bordes del mismo con el fin de obtener el denominado Índice de Dosis en Tomografía Computada Ponderado definido como:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} (CTDI_c + 2 \cdot CTDI_p) \quad \text{Ec. 3}$$

donde los CTDI_c y CTDI_p corresponden a los índices de dosis medidos en el centro y en la periferia de cada fantoma (Fig. 5).

Cada uno de los índices de dosis se obtiene mediante la ecuación:

$$CTDI_{c,p} = \frac{R \cdot 100mm \cdot F \cdot 0,9}{N \cdot T} \quad \text{Ec. 4}$$

donde el factor 0,9 que aparece corresponde al factor de conversión de Kerma en aire para dosis absorbida en acrílico. Para los protocolos de cerebro y de macizo craneo facial se ha utilizado el fantoma de acrílico craneo de 16 cm de diámetro, mientras que para los estudios de tórax y abdomen se ha utilizado el Fantoma abdominal de 32 cm de diámetro⁽⁵⁾. Las mediciones se realizaron centrando y alineando cuidadosamente el fantoma en el eje de rotación del gantry; luego con la cámara de ionización ubicada en el centro del fantoma, se ejecutó el protocolo que se desea estudiar y se obtuvo el valor correspondiente al CTDI_c; posterior-

mente se ubicó la cámara sucesivamente en los cuatro orificios del borde y se promediaron las cuatro lecturas para el cálculo del CTDIP requerido para el cálculo del CTDIW^(5,6).

Medición del Ruido

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 lo 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 (Fig. 6).

El valor porcentual del ruido se define mediante la ecuación:

$$\sigma\% = \frac{\sigma}{100 \hat{U} CT_{Agua}} \cdot 100 = 0,1 \cdot \sigma \quad \text{Ec. 5}$$

donde \hat{U} es el valor del desvío Standard que indica el ROI seleccionado en el tomógrafo. En todos los casos, para estas mediciones, se utilizaron los filtros de reconstrucción habitualmente empleados, al igual que los campos de visión.

Optimización de Protocolos

Se seleccionaron los protocolos de cabeza, tórax y abdomen utilizados en pacientes de contextura media. Una vez conocidos los valores de los índices de dosis, se procedió a la disminución de los mAs trabajando conjuntamente con el técnico operador del equipo. Se midió para cada técnica radiológica el ruido en un fantoma de agua con el objetivo de mantener una

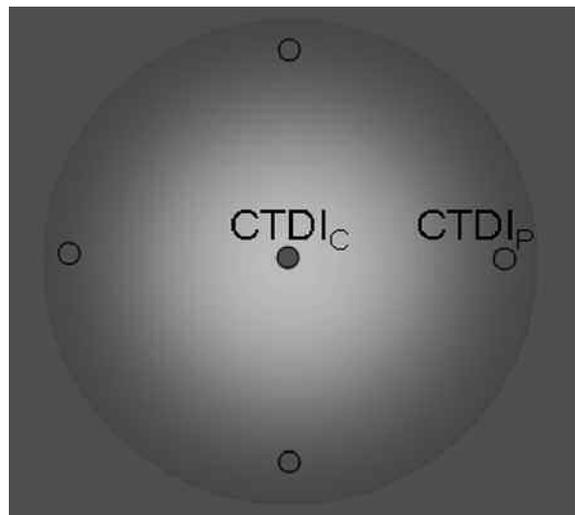


Fig. 5.

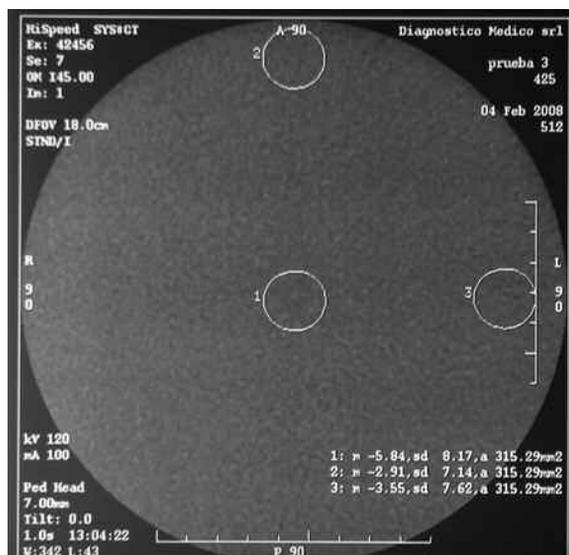


Fig. 6. Regiones de interés tomadas para la medición del ruido.

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 imágenes en cortes contiguos para validar la elección de la nueva técnica optimiza-

da. Para la aprobación final de cada protocolo se han considerado los aspectos de diferenciación anatómica habituales.

RESULTADOS

Los resultados de las mediciones realizadas se exponen en la Tabla 1.

En la Figura 7, se muestra un gráfico de barras con los valores de dosis obtenidos con los viejos y nuevos parámetros en el que puede verse cómo han disminuido las dosis involucradas en los protocolos modificados (7,8). El resultado promedio de esta disminución arrojó un valor de 26, 86%.

Es importante destacar que, para la evaluación de la calidad diagnóstica de la imagen ante la disminución de la dosis, se ha considerado el valor del ruido de la imagen y se ha tenido en cuenta, con alto valor decisivo, la consideración de la experiencia de los técnicos intervinientes y la del cuerpo médico, que permitió finalmente la validación de las imágenes al considerarlas con una calidad suficiente para un diagnóstico adecuado. A modo de ejemplo, se muestran a continuación dos de los estudios utilizados para la validación de imágenes.

Tabla 1

PROTOCOLOS	Lectura en Aire [mGy]	CTDI en Aire [mGy]	Ruido en Agua	Ruido en PMMA	CTDIW [mGy]	Disminución %
Cerebro – 300mAs – 5 mm	2,528	50,413	0,243	0,324	59,753	19,56
Cerebro – 240mAs – 5 mm (optimizado)	2,022	40,322	0,301	0,386	48,065	
Macizo Cráneo Facial – 140 mAs – 2mm	0,472	23,531	0,694	2,651	28,671	28,42
Macizo Cráneo Facial – 100 mAs – 2mm (optimizado)	0,337	16,801	0,902	2,922	20,523	
Tórax Alta Resolución – 140 mAs – 2mm	0,472	22,295	0,694	2,651	11,593	28,38
Tórax Alta Resolución – 100 mAs – 2mm (optimizado)	0,337	16,801	0,902	2,922	8,303	
Tórax – 140 mAs – 7mm	1,652	23,532	0,418	2,078	11,661	29,95
Tórax – 100 mAs – 7mm (optimizado)	1,179	16,794	0,506	2,791	8,169	
Abdomen – 180 mAs – 7mm	2,124	30,255	0,464	1,317	15,601	27,99
Abdomen – 130 mAs – 7mm – (optimizado)	1,534	21,851	0,505	1,614	11,235	

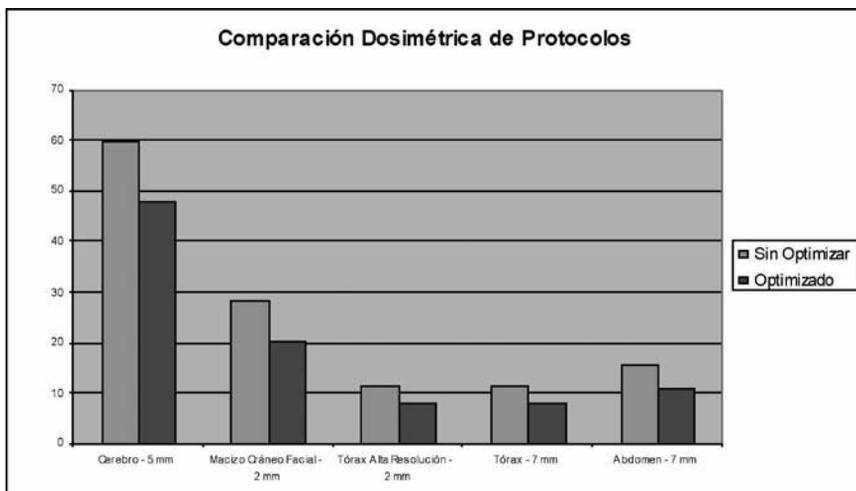


Fig. 7. El gráfico muestra los valores de los CTDIw [mGy] de los protocolos iniciales y de los optimizados.

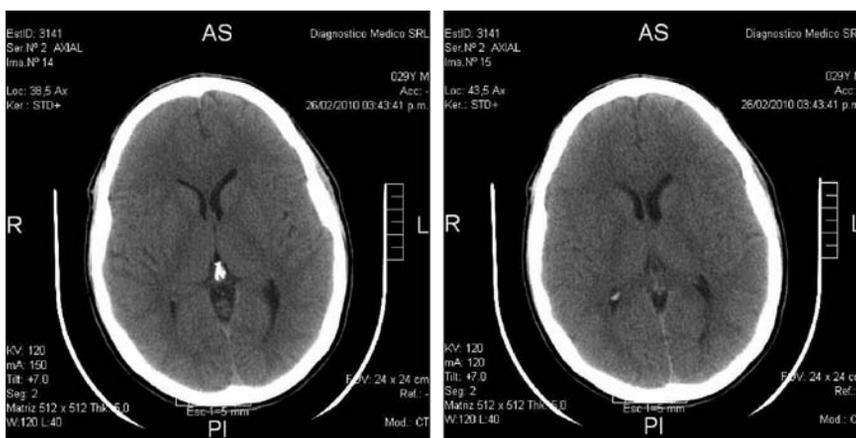


Fig. 8. La imagen de la izquierda corresponde al protocolo de 300 mAs de un estudio de cerebro. La imagen de la derecha corresponde al protocolo de 240 mAs optimizado.

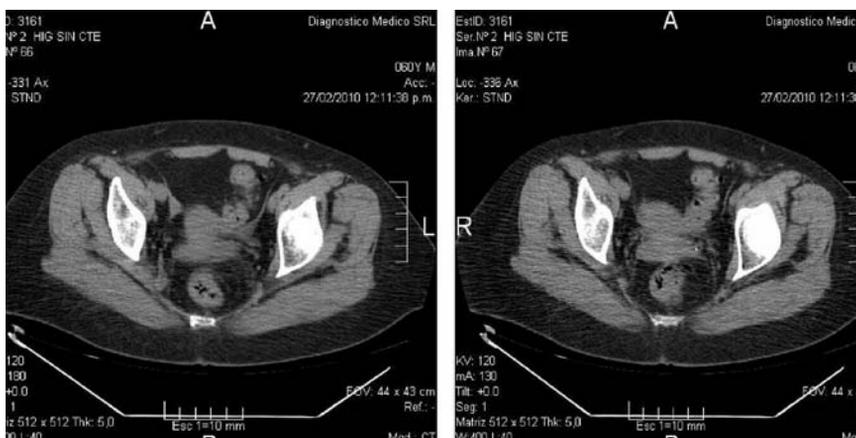


Fig. 9. La imagen de la izquierda corresponde al protocolo de 180 mAs de un estudio de abdomen. La imagen de la derecha corresponde al protocolo de 130 mAs optimizado.

DISCUSIÓN

Una vez justificado el estudio que se realizará con radiaciones ionizantes, es responsabilidad del grupo de técnicos y médicos decidir la utilización de protocolos radiológicos optimizados con el objetivo de disminuir “tanto como sea razonablemente posible” la dosis que recibirá el paciente. Para realizar esta optimización, los

parámetros elegidos no sólo deben entregar una dosis baja al paciente, sino que además la imagen obtenida al final debe ser aceptada por el grupo médico que trabajará en el diagnóstico. La disminución de los mAs es la primera forma directa de disminuir la dosis impartida al paciente⁽⁹⁾. Consecuentemente, con esa disminución inevitablemente aumentará el ruido de la imagen; hecho que generará complicaciones a la hora de eva-

luar tejidos que posean contrastes similares ⁽¹⁰⁾.

Es por esta razón que, a medida que se optimiza el protocolo disminuyendo la dosis, es necesario controlar que el nivel de ruido no aumente considerablemente. Si se considera el análisis del ruido con fantasmas de agua para los casos donde los cortes son menores de 5 mm, es esperable encontrar un nivel de ruido mayor a 0,5%, por lo que es conveniente que este valor no sea mayor al 1%. Para los demás casos donde los niveles de ruido son levemente mayores a 0,5%, podemos aceptar esta calidad siempre y cuando los profesionales que realicen el diagnóstico se sientan seguros y consideren confiable y fidedigna la calidad de la imagen obtenida ⁽¹¹⁾.

Con respecto a la medición del ruido en acrílico, ésta se realizó solamente para conocer los valores y compararlos entre cada protocolo y su optimizado correspondiente. La medición del ruido en acrílico fue realizada utilizando los fantasmas correspondientes y es por esto que los valores del ruido en el fantoma abdominal se incrementan considerablemente respecto de los valores medidos en el fantoma craneal.

Como puede verse, las dosis de los protocolos optimizados se han disminuido entre un 19% y un 30%. Obviamente estos porcentajes de disminución dependen tanto de los valores iniciales y finales como del tomógrafo particular empleado, por lo que no deberían ser comparados con optimizaciones realizadas en otras instituciones. Sin embargo, los valores obtenidos de las dosis en aire y de los CTDIW hallados permiten su comparación con mediciones similares publicadas.

CONCLUSIÓN

Todo estudio de diagnóstico por imágenes que utilice radiaciones ionizantes debe optimizarse de manera de obtener una imagen diagnóstica con la mínima radiación impartida al paciente. Para esta optimización, la disminución de los mAs es uno de los parámetros más directos pero no es el único, ya que también intervienen en la dosis efectiva del paciente la longitud escaneada, el valor del pitch en tomografía helicoidal, la distancia entre cortes en estudios axiales, el espesor del haz, etc. Para completar este tipo de trabajos de disminución de dosis efectivas en pacientes, se debe continuar trabajando en el diseño del estudio en lo que respecta a estos parámetros. Si bien en este trabajo de investigación no se han realizado mediciones de las dosis efectivas o de la magnitud denominada "Producto Dosis-Longitud", la cual permite una estimación del estudio completo realizado, la disminución de los mAs permite bajar de manera rápida y directa la dosis impartida, siendo los demás parámetros modificables en función de cada estudio en particular o de cada paciente. Es, por lo tanto, digno de

destacarse que solamente con una sencilla variación en un parámetro básico (mAs) se logra una importante disminución de la dosis entregada, controlando que el ruido permanezca dentro de parámetros aceptables.

Dichos criterios de aceptación de las imágenes deben ser establecidos por la comunidad médica que realizará el diagnóstico y, una vez hecha la optimización, la calidad de las imágenes logradas deben ser aprobadas. Los pasos para estos ajustes deben realizarse en forma sencilla y ordenada para que resulten practicables dentro de la tarea diaria de un centro de diagnóstico por imágenes.

Bibliografía

1. Fleitas I, De la Mora R, Ferrer C. "Resultados obtenidos en la ejecución de controles de calidad en tomografía computarizada. Niveles de dosis para exámenes de cráneo"- La Habana, Cuba. Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, 2001. Disponible en: <http://hab.2001.sld.cu/espanol/carteles.html>
2. International Commission on Radiological Protection. Managing Patient Dose in Computed Tomography. Ann ICRP 2001; 30(4): 1- 45 (ICRP Publication 87).
3. Bongartz G, Golding SJ, Jurik A, et al. European guidelines on quality criteria for computed tomography: EUR 16262. 2000. Disponible en: <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/>
4. Menke J. Comparison of different body size parameters for individual dose adaptation in body CT of adults. Radiology. 2005; 236 (2):565-71.
5. AAPM Task Group 23 of Diagnostic Imaging Council CT Committee. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT [AAPM Report 96]. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine, January 2008. Disponible en: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf.
6. Yano R, Saito RH, Severo LS, Yoshimura EM, Costa PR. "Estudo comparativo das doses efetivas em exames de tomografia computadorizada de cabeça e abdome" En: VIII Congresso Brasileiro de Física Médica, Porto Alegre. Anais. Porto Alegre: PUCRS, 2003. 6p.
7. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP, 1991, 21(1-3): 1- 201.
8. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. Ann ICRP. 2007; 37 (2-4): 1-332.
9. Task Group on Control of Radiation Dose in Computed Tomography. Managing patient dose in computed tomography. A report of the International Commission on Radiological Protection. Ann. ICRP. 2000; 30 (4), 7-45.
10. Goodenough DJ. Psychophysical Perception of Computed Tomography Images. En: Newton TH and Potts DG., eds. Radiology of the Skull and Brain. Technical Aspects of Computed Tomography. St. Louis, MO: The C.V. Mosby Co.; 1981: 3993- 4021.
11. National Electrical Manufacturers Association, X-Ray Imaging Section, CT Group. General Guidelines for Reducing CT Pediatric Dose Through Scan Protocol Adjustments. Disponible en: <http://www2.medicalimaging.org/documents/pediatric.pdf>