

## DISMINUCIÓN DE DOSIS EFECTIVAS EN PACIENTES MEDIANTE EL REDISEÑO DE PROTOCOLOS DE OPERACIÓN EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA

Andisco, D.<sup>1</sup>, Blanco, S.<sup>2,♦</sup>, Buzzi, A.<sup>3</sup>, Ballester, S.<sup>3</sup>, Di Risio, C.<sup>2</sup>, Lerman, Y.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Facultad de Medicina, Universidad de Buenos Aires, Argentina

<sup>2</sup>Facultad de Ingeniería, Universidad de Belgrano, Buenos Aires, Argentina

<sup>3</sup>Diagnóstico Médico SRL, Buenos Aires, Argentina

### RESUMEN

El presente trabajo se basa en la determinación de las dosis impartidas en una serie de protocolos utilizados en la institución Diagnóstico Médico, en Buenos Aires, Argentina, para la operación de un tomógrafo General Electric Hi Speed-120 KV Helicoidal. Una vez determinadas las dosis involucradas en los protocolos de uso común, se realizó un análisis de los parámetros radiológicos, y a partir de esa información se rediseñaron nuevos protocolos que permitieran reducir las dosis recibidas por los pacientes. Para las determinaciones se utilizaron una cámara de ionización tipo lápiz PTW, fantomas craneal y abdominal de polimetilmetacrilato-acrílico, fantoma de agua y un dosímetro PTW. El equipo de técnicos y médicos trabajó en conjunto para decidir la utilización de nuevos protocolos (basados principalmente en la reducción del miliamperaje utilizado) que permitieran obtener imágenes de calidad aceptable, controlando que la relación entre la disminución de la dosis y el aumento del nivel de ruido permitieran arribar a calidades de imágenes confiables y fidedignas para los profesionales que realizan el diagnóstico.

Se presentan los resultados obtenidos para la optimización de protocolos de TC de cerebro, macizo cráneo-facial, tórax y abdomen mostrando las disminuciones logradas en los Índices de Dosis en Tomografía Computada Ponderados (CTDI<sub>w</sub>), así como estudios utilizados para la validación de imágenes. Los valores de CTDI<sub>w</sub> se redujeron, en promedio para los distintos protocolos, en un 27% con respecto a los originales para el tomógrafo utilizado (que ya se encontraban dentro de los rangos reconocidos internacionalmente).

**Palabras claves:** optimización radiológica, dosimetría, imágenes.

### ABSTRACT

The purpose of the presente work is to determine the dose usually used in Computed Tomography and to modify radiological parameters to optimize each protocol depending on the given dose. To determine the dose, a pencil-ionization chamber, a PTW dosimeter, a PMMA head phantom and abdominal phantom, and a water phantom were used for measurements. The CT scanner used was General Electric Hi Speed – Helical 120kV. With these instruments the usually given doses and the noise for each of the studies were measured, and it has been worked along with the group of technicians and physicians of the institution in order to reduce the dosage of each protocol used, keeping high diagnostic quality images.

Although the protocols used by the institution prior to this study did not impart large doses to patients, values of CTDI<sub>w</sub> in all protocols could be reduced by 27% on average and no diagnostic quality was lost or problems to the group of physicians working in this institution were caused in any of the cases due to the slight increase in noise level.

**Key Words:** dosimetry, radioprotection, radiological optimization

---

♦ Email: susana.blanco@comunidad.ub.edu.ar

## 1. Introducción

El uso de la tomografía computada en el diagnóstico por imágenes se ha incrementado considerablemente en los últimos años, fundamentalmente con el advenimiento de la tomografía helicoidal que permite 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. En numerosas investigaciones se ha detectado que en la gran mayoría de los protocolos utilizados habitualmente en esta actividad, no se ha aplicado el concepto de ALARA.

En este trabajo el equipo de físicos, técnicos y médicos colaboró para decidir la utilización de nuevos protocolos (basados principalmente en la reducción del miliamperaje utilizado) que permitieran obtener imágenes de calidad aceptable, controlando que la relación entre la disminución de la dosis y el aumento del nivel de ruido permitieran arribar a calidades de imágenes confiables y fidedignas para los profesionales que realizan el diagnóstico.

## 2. Materiales y Métodos

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

Como primer paso se midieron las dosis entregadas en los protocolos de uso habitual en la institución. Posteriormente se realizó un análisis de los parámetros radiológicos y con esta información se rediseñaron los nuevos protocolos que involucraban menor dosis. Tanto con los parámetros redefinidos durante este procedimiento como con los anteriores, se midió el ruido utilizando fantasmas de agua y de acrílico para controlar la calidad de las imágenes.

Para la medición de las dosis, se utilizó una cámara de ionización tipo lápiz PTW, fantasmas de PMMA (polimetilmetacrilato - acrílico) craneal y abdominal y un dosímetro PTW modelo UNIDOS E.

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”.

Las lecturas obtenidas permitieron calcular los Índices de Dosis en Tomografía Computada ( $CTDI_{100}$ ) 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:

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

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:

$$CTDI_{Air} = \frac{R.L.F}{N.T} \quad (2)$$

Donde:

R: es la lectura obtenida para un barrido único

**VIII Congreso Regional de Seguridad Radiológica y Nuclear,  
I Congreso Latinoamericano del IRPA  
V Congreso Nacional de Protección Radiológica DSSA**

L: es la longitud activa de la cámara (100 mm)

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 multi-corte)

Para las mediciones de los índices de dosis utilizando fantomas 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:

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

donde los  $CTDI_c$  y  $CTDI_p$  corresponden a los índices de dosis medidos en el centro y en la periferia de cada fantoma.

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

$$CTDI_{c,p} = \frac{R.L.F.0,9}{NT} \quad (4)$$

donde el factor 0,9 corresponde al factor de conversión de Kerma en aire para dosis absorbida en acrílico. Para los protocolos de cerebro y de macizo cráneo facial se utilizaron fantomas de acrílico craneal de 16 cm de diámetro y para los estudios de tórax y abdomen, un fantoma abdominal de 32 cm de diámetro.

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) que muestran el desvío estándar de los números Hounsfield de la región definida en dicha zona (Fig 1).



**Fig.1** ROI's tomadas para la medición del ruido

**VIII Congreso Regional de Seguridad Radiológica y Nuclear,  
I Congreso Latinoamericano del IRPA  
V Congreso Nacional de Protección Radiológica DSSA**

El valor porcentual del ruido se define mediante la ecuación:

$$\sigma\% = \frac{\sigma}{1000 - CT_{\text{Agua}}} \cdot 100 = 0,1 \cdot \sigma \quad (5)$$

donde  $\sigma$  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.

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 y midiendo para cada técnica radiológica el ruido en un fantoma de agua con el objeto 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 imágenes en cortes contiguos para validar la elección de la nueva técnica optimizada. Para la aprobación final de cada protocolo se han considerado aspectos de diferenciación anatómica habituales.

### 3. Resultados

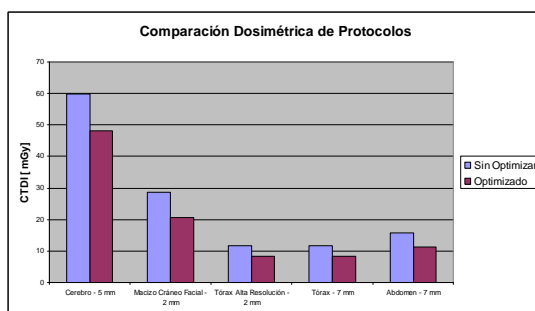
Los resultados de las mediciones realizadas se presentan en la Tabla 1.

**Tabla No.1** Valores obtenidos para protocolos de uso habitual y su comparación con los optimizados

PROTOCOLOS	Lectura en Aire [mGy]	CTDI en Aire [mGy]	Ruido en Agua	Ruido en PMMA	CTDI <sub>w</sub> [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	

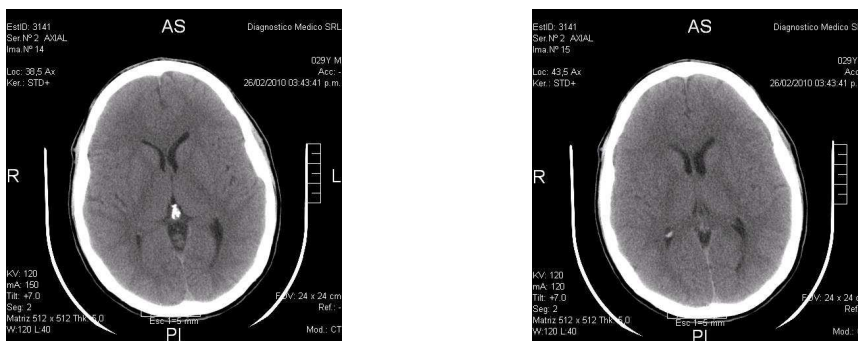
**VIII Congreso Regional de Seguridad Radiológica y Nuclear,  
I Congreso Latinoamericano del IRPA  
V Congreso Nacional de Protección Radiológica DSSA**

En la Figura 2 se muestra un gráfico de barras con los valores de dosis obtenidos con los viejos y nuevos parámetros respectivamente, donde puede verse cómo han disminuido las dosis involucradas en los protocolos modificados. El resultado promedio de esta disminución arrojó un valor de en 26,86 %.



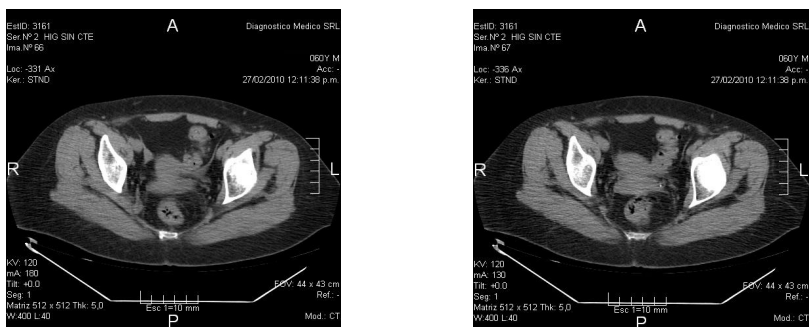
**Fig.2** Valores de los CTDI<sub>w</sub> [mGy] de los protocolos iniciales y de los optimizados

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 cuya calidad fue considerada suficiente para un diagnóstico adecuado. A modo de ejemplo se muestran en la Figura 4 y en la Figura 5 dos de los estudios utilizados para la validación de imágenes.



**Fig.4** 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.

**VIII Congreso Regional de Seguridad Radiológica y Nuclear,  
I Congreso Latinoamericano del IRPA  
V Congreso Nacional de Protección Radiológica DSSA**



**Fig.5** 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.

#### 4. Conclusiones

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 o 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 se refiere 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”, que 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 importante destacar que los criterios de aceptación de las imágenes deben ser establecidos por la comunidad médica que realizará el diagnóstico y una vez realizada la optimización, la calidad de las imágenes logradas deben aprobarse. Es importante que la comunidad médica tome conciencia de que existe un adecuado equilibrio entre una calidad de imagen aceptable y una dosis disminuida de manera eficiente.

#### BIBLIOGRAFÍA

- [1] Madan M. Rehani, TG Chairman. “Managing Patient Dose in Computed Tomography” New Delhi, India (2000)
- [2] Yano R., Costa P, et AL. “Estudio comparativo das doses efetivas em exames de tomo-grafia computadorizada de cabeça e abdome”. VIII Congresso Brasileiro de Física Médica, PUV-RS (2003).
- [3] International Commission on Radiological Protection (ICRP) Report 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP 21:1/3, (1991).
- [4] International Commission on Radiological Protection (ICRP), ICRP 103 “The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”, (2007).
- [5] Goodenough DJ: “Psychophysical Perception of Computed Tomography Images”, Chapter 115 in “Radiology of the Skull and Brain: Technical Aspects of Computed Tomography”, TH Newton and DG Potts, Editors, The C.V. Mosby Co., (1981)
- [6] IRCP 87 “Managing Patient Dose In Computed Tomography”, No 4 October 13, (2000)