

TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN COSTA RICA: ESTUDIO DE CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIMÉTRICOY. Soto¹, P. Mora¹, M. Salas², E. Arroyo³¹ Centro de Investigación en Ciencias Atómicas, Nucleares y Moleculares, Costa² Hospital México, Departamento de Medicina Nuclear, Costa Rica³ Hospital México, Departamento de Radioterapia, Costa Rica**RESUMEN**

Se evaluaron 7 tomógrafos de centros médicos públicos y privados de Costa Rica, en términos de la calidad de la imagen para 3 protocolos clínicos utilizando el maniquí de acreditación del ACR e ImageJ. Se realizó un estudio dosimétrico de los protocolos de cráneo y abdomen rutina los cuales se compararon con la base de datos de ImPACT. Adicionalmente, se realizó un estudio del sistema de control de dosis, utilizando ambos maniqués dosimétricos y los programas Python e ImageJ. Se demostró un uso inadecuado de los parámetros técnicos principalmente en la resolución de bajo contraste en el protocolo de abdomen rutina, donde solamente 4 tomógrafos evaluados mostraron valores adecuados de la razón contraste ruido (CNR). La evaluación dosimétrica evidenció que la mayoría de los tomógrafos evaluados muestran valores adecuados, a excepción de un tomógrafo. Adicionalmente la mayoría de los tomógrafos mostraron una compensación del mA así como una reducción del coeficiente de variación del ruido en la imagen. Así mismo, se demostró que este sistema se encontraba desactivado en dos de los tomógrafos evaluados. Demostrándose la necesidad de la realización de control de calidad sistemáticos por profesionales y ratifica la necesidad de optimizar los protocolos utilizados con el fin de maximizar las capacidades de cada tomógrafo y el potencial diagnóstico asociado a la imagen.

ABSTRACT

In this study, we evaluated seven CT scanner in public and private medical centers of Costa Rica, in terms of image quality for three clinical protocols using the ACR accreditation phantom and ImageJ. A dosimetry study was conducted for head and abdomen routine protocols, the results were compared with ImPACT database. Additionally, a study of dose control system, using two dosimetry

phantoms, the softwares Python and ImageJ program. Results showed improper use of technical parameters mainly in low-contrast resolution (abdomen routine), where only four of the scanners evaluated showed adequate values of contrast to noise ratio (CNR). In dosimetry, the evaluation revealed that most of the scanners showed suitable values, except for a CT. Additionally, most scanners showed adequate mA compensation as well as a reduced coefficient of variation of image noise. This system was deactivated in two of the CT evaluated. Demonstrating the need to carry out systematic quality control by trained professionals and confirms the need to optimize the protocols used in order to maximize the capabilities of each scanner and the potential associated with the image diagnosis.

Computed tomography, Image Quality, Dosimetry, AEC system**I. INTRODUCCIÓN**

Desde la introducción de la tomografía computarizada (TC) al ámbito de la práctica clínica, esta técnica ha revolucionado las imágenes adquiridas mediante el uso de rayos X permitiendo obtener imágenes de alta calidad al aumentar la resolución de bajo contraste, mejorando sobre todo la visualización del tejido blando. Sin embargo, es una técnica reconocida como de modalidad de alta dosis, lo que ha implicado un gran interés en la población científica y médica.

Esta investigación, desarrollada bajo el marco del proyecto regional del IAEA RLA 9/067, tiene como punto medular la evaluación profunda de la calidad de la imagen en diversos centros médicos en Costa Rica mediante la evaluación de la calidad de la imagen así como aspectos dosimétricos con el fin de realizar un diagnóstico preliminar, en pequeña escala, del estado de la calidad de la imagen e

índices de kerma en aire en los tomógrafos evaluados con base a protocolos de evaluación y tolerancias internacionales establecidas.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

En este estudio se evaluaron siete tomógrafos instituciones públicas y privadas de Costa Rica, los cuales incluyen 3 tomógrafos monocorte, un tomógrafo de corte dual, dos tomógrafos de 16 cortes y un de 64 cortes (detalle en la tabla 1). Uno de ellos utilizado únicamente para exámenes pediátricos, otro mayormente para simulación en radioterapia y los restantes dirigidos a exploraciones de diagnóstico principalmente para paciente adulto.

La evaluación dosimétrica se realizó en 4 de los siete tomógrafos para protocolos de rutina de cráneo y abdomen. Para lo cual se realizó un registro completo de los parámetros técnicos implementados en cada protocolo y se determinó el índice de kerma en aire libre ($C_{k,100}$) y el índice ponderado de kerma en aire en maniquí ($C_{k,PMMA,100}$) siguiendo los lineamientos de [1,2,3]. Estos posteriormente fueron comparados con la base de datos de ImPACT [4].

Para la evaluación de la calidad de la imagen desplegada por los tomógrafos estudiados, se utilizó el maniquí de acreditación para tomografía del ACR (Gammex 464), mientras que para el análisis de la misma se utilizó el programa ImageJ, para el cual se crearon una serie de macros con el fin de evaluar cada una de las imágenes de manera objetiva y reproducible. Se procedió a escanear el maniquí tal y como lo establece el ACR [5].

El módulo 1 del maniquí se utilizó para la evaluación de la alineación mediante la visualización de la posición de los BBs así como su aspecto, la determinación del número TC para un protocolo típico de abdomen así como la constancia del número TC del agua con la variación del kilovoltaje aplicado y el espesor de corte utilizado. Adicionalmente se realizaron perfiles de intensidad sobre las rampas con el fin de determinar el espesor de corte utilizado, considerando solamente los picos que mostraron una intensidad superior a un medio de la intensidad máxima registrada en el perfil ($I > I_{max}/2$). Adicionalmente se evaluó la constancia del número TC del agua (H_{agua}) con el kilovoltaje aplicado y el espesor de corte.

El módulo 2 o de resolución de bajo contraste, consta de un conjunto de grupos de 4 cilindros con diámetros entre 2mm a 6mm. Adicionalmente cuenta con un cilindro de 25mm, el cual se utilizó y analizó con ImageJ con el fin de determinar la razón contraste-ruido (CNR) en el protocolo de cráneo y abdomen rutina.

El módulo 3 se utilizó para determinar la uniformidad mediante la colocación de 5 ROI en el centro de dicho módulo (uno central y cuatro en la periferia), ruido con un ROI central, exactitud de distancia mediante un perfil de intensidad entre las dos cuentas (BBs) y presencia de artefactos con un WW/WL de 100/0. Mientras que el módulo 4 se utilizó para evaluar la resolución espacial de los protocolos de abdomen y tórax de alta resolución (TAR), para esto se determinó las lp/cm límite mediante el método de Droege y Morin [8] y realizando un perfil de intensidad sobre cada patrón hasta determinar donde la separación de las barras

Tabla 1. Tomógrafos evaluados

Tomógrafo	Fabricante y modelo
A	Siemens Emotion
B	Toshiba Auklet
C	Siemens Emotion
D	Siemens Emotion Duo
E	Phillips Brilliance 16
F	Phillips Brilliance 16
G	Toshiba Aquilion 64

se volvía imperceptible.

Para la evaluación del funcionamiento del sistema de modulación se siguieron las recomendaciones del SEFM [6], donde se colocaron sobre la camilla dos maniquíes dosimétricos estándar de 32cm y 16cm de diámetro, alineando sobre el eje z del tomógrafo los centros de los maniquíes. Se realizaron sobre las mismas radiografías de planeación (SPR) y se realizaron estudios sobre los mismos con el sistema desactivado y activado. En las imágenes resultantes, haciendo uso del programa Python, se extrajo la información DICOM correspondiente al mA utilizado en cada corte y con ImageJ se determinó el ruido en cada uno de los cortes, colocando cuatro ROIs en la periferia de la cavidad central de los maniquíes. Adicionalmente se determinó el coeficiente de variación (CV) del ruido con el fin de cuantificar el grado de variabilidad del mismo en las imágenes finales y verificar con la disminución del mismo el funcionamiento adecuado del sistema de control de dosis [7].

III. RESULTADOS Y DISCUSIONES

Dosimetría

En las tablas 2, 3, 4 y 5 se muestran los resultados obtenidos durante la evaluación dosimétrica. De los cuales se desprende que solamente el tomógrafo D muestra una reducción sistemática en los índices de kerma en aire respecto a los valores de ImPACT.

Tabla 2. nCk,100 para protocolo de cráneo rutina

Tomógrafo	nCk,100 (mGy/mAs)		
	medido	ImPACT	desviación
A	0.22	0.24	-9.16
C	0.18	0.21	-17.44
D	0.14	0.20	-27.15
F	0.24	0.23	-4.25

Tabla 3. nCk,PMMA,100 para protocolo de cráneo rutina

Tomógrafo	nCk,100 (mGy/mAs)		
	medido	ImPACT	desviación
A	0.23	0.23	0.34
C	0.13	0.15	-15.02
D	0.10	0.14	-25.71
F	0.22	0.23	-1.44

Tabla 4. nCk,100 para protocolo de cráneo rutina

Tomógrafo	nCk,100 (mGy/mAs)		
	medido	ImPACT	desviación
A	0.34	0.32	9.12
C	0.21	0.21	1.74
D	0.14	0.20	-27.91
F	0.32	0.33	4.82

Tabla 5. nCk,PMMA,100 para protocolo de abdomen rutina

Tomógrafo	nCk,PMMA,100 (mGy/mAs)		
	medido	ImPACT	desviación
A	0.07	0.07	6.40
C	0.16	0.15	10.88 [†]
D	0.06	0.07	-14.73
F	0.07	0.07	-3.0

[†] para maniquí de 16 cm

Calidad de imagen

En la tabla 6, se muestran los resultados globales obtenidos durante la evaluación de la calidad de la imagen con el maniquí del ACR. En el caso del número TC del hueso, el tomógrafo B mostró un valor de 1046.55HU valor muy por encima del rango del tolerancia. Mientras que los tomógrafos B y G mostraron valores de número TC de -1015.66HU y -1012.21HU para aire.

Durante la evaluación de la constancia del número 5TC con el espesor de corte, solamente el tomógrafo D mostró en el espesor de corte de 0.75mm un valor de número TC superior a la tolerancia (7.82HU). En el caso del tomógrafo G este presentó artefactos de anillos que imposibilitó la evaluación para los espesores de corte de 3mm y 6mm (figura 3). En el caso del espesor de corte el tomógrafo B se determinó un espesor de corte de 8mm para uno nominal de 10mm. El tomógrafo G falla la prueba al

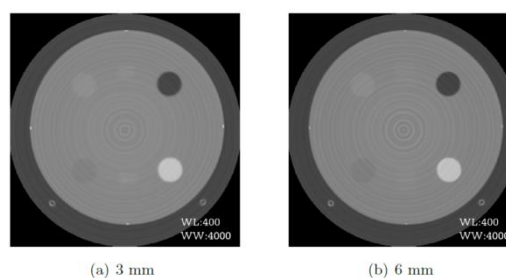
ser imposible evaluar el espesor de corte por artefactos (figura1).

Durante la evaluación de la resolución de bajo contraste para el caso del protocolo de abdomen rutina solamente 4 de los tomógrafos de los tomógrafos evaluaron obtuvieron valores de CNR iguales y superiores a la unidad. En el caso de los tomógrafos A, D, E los CNR fueron de 0.56, 0.78 y 0.91. El CNR disminuido resulta con consecuencia de un uso inadecuado de los parámetros técnicos, en el caso de los tomógrafos D y E pese a utilizar el mismo protocolo el hospital E utiliza un espesor de reconstrucción 1mm superior al utilizado en D, lo que permite aumentar el CNR desplegado en la imagen.

Tabla 6. Parámetros físicos de calidad de imagen evaluados y porcentaje de aprobación de los tomógrafos evaluados

Parámetro	% de aprobación
Exactitud del número TC	
Hueso	86%
Aire	71%
Acrílico	100%
Agua	100%
Polietileno	100%
Constancia del número TC	
con el kVp	100%
con el espesor de corte	71%
Espesor de corte	71%
Razón contraste ruido	
Protocolo abdomen	57%
Protocolo cráneo	100%
Uniformidad	100%
Ruido	100% [†]
Exactitud de distancia XY	100% [†]
Resolución espacial	
Protocolo abdomen	100%
Protocolo de TAR	100%

[†] Estos parámetros no están contemplados en los lineamientos del ACR.

**Figura 1.** Artefactos mostrados durante la evolución de la calidad de la imagen en el tomógrafo G.

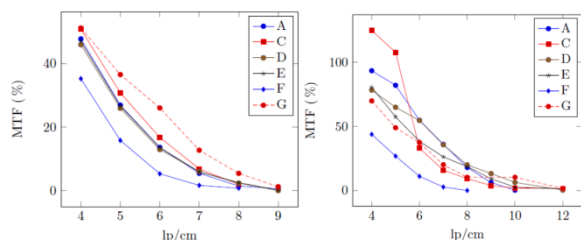


Figura 4. MTF para protocolo de abdomen rutina y TAR respectivamente.

Sistema de control de dosis

La evaluación del funcionamiento del sistema de control de dosis (AEC) se llevó a cabo en 5 de los siete tomógrafos evaluados. Lo anterior considerando en que tomógrafo B no cuenta con dicho sistema. Adicionalmente el tomógrafo D y E pese a contar con dicho sistema este se encontraba desactivado lo que imposibilitaba su utilización.

En el caso del tomógrafo A (CARE Dose) se muestra una ligera reducción del mAs aplicado cuando la modulación se encuentra activada, pasando de 140mAs a 129mAs en promedio, con una variación poco significativa en la uniformidad del ruido del apilado de imágenes (figura 2). Un resultado similar se obtuvo en el caso del tomógrafo F (figura 3) donde se pasa de 110mAs a 106 mAs. En ambos casos, el comportamiento de la compensación del miliamperaje muestra características similares a un ajuste por tamaño global del paciente.

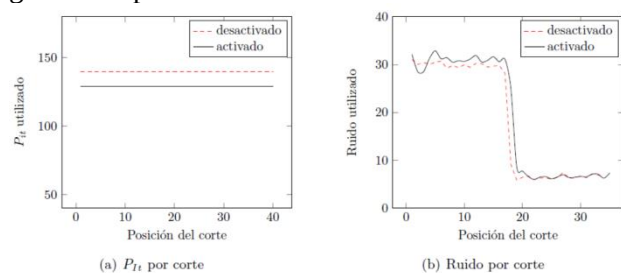


Figura 2. Evaluación del AEC tomógrafo A

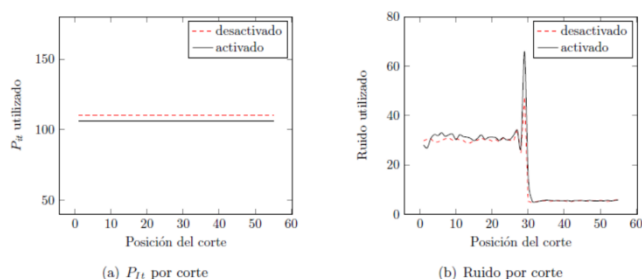


Figura 3. Evaluación del control de dosis del tomógrafo F.

En el tomógrafo C se evaluó el sistema CARE Dose 4D, cuyos resultados se observan en la figura 4, de la cual se observa un aumento significativo del miliamperaje aplicado y por tanto del mAs total, pasando de 60mAs (desactivado) a 124.79mAs en promedio cuando el sistema se encontraba activado.

Pese a este aumento, se debe considerar que el protocolo evaluado está dedicado a paciente pediátrico, por lo que al evaluar la región correspondiente al maniquí de cabeza se observa solamente un ligero aumento del mAs correspondiente a un aumento del Cvol de 4.41mGy a 4.68mGy, valor que se encuentra muy por debajo de los niveles de referencia.

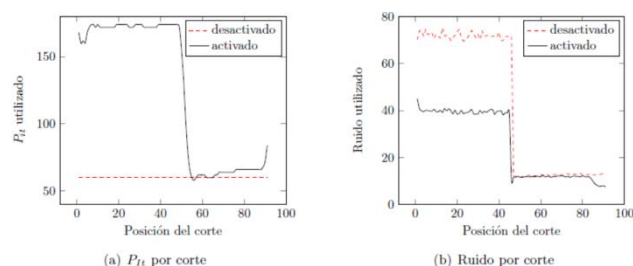


Figura 4. Evaluación del control de dosis del tomógrafo C.

En el caso de D, posterior a la realización de acciones correctivas se evaluó el sistema de control de dosis. Como muestra la figura 5, se evaluó el sistema desactivado, ACS, DOM, DOM + ACS, ZDOM, ZDOM + ACS, con mAs promedio asociados de 234.5, 237.3, 214.9, 218.7, 157.9 y 159.8mAs con CV% asociados de 66.4, 66.3, 64.9, 66.5, 49.1 y 47.7%. Mientras que en el tomógrafo G se evaluó en sistema SURE Exposure 3D estándar, pasando de un 220mAs a 119.26mAs en promedio al activar el sistema. En ambos casos se observó una compensación del mA respecto a la atenuación a lo largo del eje Z como entre los cortes.

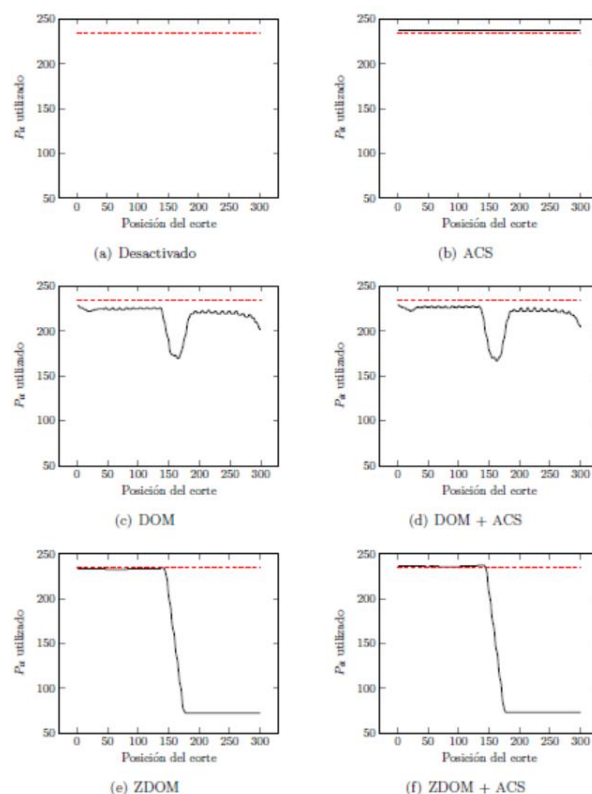


Figura 5. Evaluación del AEC del tomógrafo D.

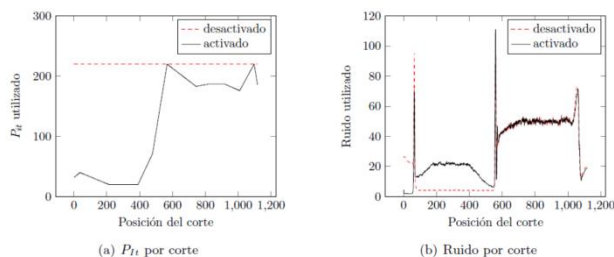


Figura 6. Evaluación del AEC del tomógrafo G.

IV. CONCLUSIONES

Este trabajo no solo demuestra la necesidad de realizar los controles de calidad establecidos para TC sino que también ratifica la necesidad de profundizar en el conocimiento de los mismos, con el fin de determinar de manera apropiada las fortalezas y debilidades de cada una de las técnicas aplicadas para maximizar las capacidades de cada tomógrafo y el potencial diagnóstico asociado a la imagen.

V. AGRADECIMIENTOS

- I. Los autores desean agradecer a todas las instituciones involucradas en esta investigación.
- II.

VI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- III. [1] Edyvean, S., Lewis, M., Britten, A. J. (1997) CT Scanner Dose Survey: Measurement Protocol. London, versión 5.

- IV. [2] Edyvean, S., Lewis, M., Britten, A. J., Carden J. F., Howard G. A. y Sassi, S. A. (1998). Type testing of CT Scanners: Methods and Methodology for Assessing Imaging Performance and Dosimetry. London Medical Devices Agency, MDA/98/25.
- V. [3] IAEA (2011). Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. IAEA-TRS 427.
- VI. [4] ImPACT. CT Patient Dosimetry Calculator. Versión 1.0.4. ImPACT Scan.
- VII. [5] McCollough, C; McNitt-Gray, M.; Brush, K; Payne, J; Brink, J; Zeman, R (2004). The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) Computed Tomography (CT) Accreditation Program: Practical Tips, artificial and pitfalls to avoid. Medical Physics, 31(9), pp.2423-2442.
- [6] SEFM (2011). Protocolo español de control de calidad en Radiodiagnóstico: revisión 2011. Versión 2011.
- [7] Soderberg, M. y Gunnarsson, M (2010). Automatic exposure control in computed tomography: an evaluation of systems from different manufacturers, Acta Radiológica, 6, pp. 625-634
- [8] Droegge, R. T y Morin, R. L. (1982). A Practical method to measure the MTF of CT Scanners. Medical Physics, 9(5), pp. 758-760.

Contacto para correspondencia:

Autor: Yoira Acuña Soto

Institución: Universidad de Costa Rica

País: Costa Rica

Correo electrónico: yoira.acunasoto@ucr.ac.cr