

# LAS PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD DE IMAGEN EN LOS TOMÓGRAFOS Y SU SIGNIFICADO EN LA PRÁCTICA CLÍNICA.

M.Sc. Marcel Frederico<sup>1,2</sup>, M.Sc. Yolma Banguero<sup>1,3</sup>, Lic. Javier Martusciello<sup>3</sup>, Dr. Daniel Macchi<sup>3</sup>.

## RESUMEN

La tomografía computarizada es una modalidad de imagen que nace con la tecnología y se ha ido desarrollando a la par con ella, teniendo cada vez equipos más sofisticados y con mayores posibilidades para ser aprovechadas en la clínica. Los tomógrafos registran un aumento constante de su uso en las últimas décadas, teniendo en cuenta los elementos mencionados anteriormente y que la producción de la imagen se obtiene a partir de la radiación ionizante, se hace imprescindible contar con un programa de control de calidad para tomografía<sup>(1) (2)</sup>.

Los controles de calidad en imagenología son una herramienta que nos permite garantizar el adecuado desempeño del equipo. Este artículo recorre las pruebas que para el tomógrafo plantea el Colegio Americano de Imagenología y se aplican a un equipo, muestran posibles resultados de los test y su relación con las imágenes resultantes para la clínica. La aplicación de la metodología planteada para los test permite evaluar diversos elementos de los protocolos, las imágenes y forma de trabajo que ayudan a identificar las condiciones en las que se está trabajando a partir del desempeño de los protocolos estudiados.<sup>(3)</sup>

Palabras claves: Tomografía computada, Rayos X; Control de calidad; Radiación ionizante.

## ABSTRACT

Computed tomography is an imaging modality that is born with the technology and has been developed to pair with it, taking each time more sophisticated equipment and with the greatest potential to be exploited in the clinic. Computed tomography has recorded a steady increase of its use in the last few decades, taking into account the elements mentioned above and that the production of the image is obtained from the ionizing radiation, it is imperative to have a quality control program for computed tomography. The quality control in imaging is a tool that allows us to guarantee the proper performance of the equipment. This article runs through the tests recommended for the American College of Radiology for computed tomography scanners and it is applied to show the possible results of these and its relationship with the resulting images to the clinic. The application of the methodology proposed for the test allows us to evaluate various elements of protocols, imaging and ways of work that help to identify in which conditions it is working. All this on the basis of how it is the performance of the protocols tested.

Key Words: Tomography, X-Ray Computed; Quality Control; Radiation, Ionizing

## INTRODUCCIÓN

Los equipos de Tomografía Computarizada (TC) son equipos generadores de imágenes a partir del uso de radiación ionizante, los cuales surgieron hace aproximadamente medio siglo y a la fecha anualmente se registra el crecimiento de su uso en la población mundial<sup>(1,2)</sup>, esto basado en su utilidad sobre todo en la parte diagnóstica, aunque también tienen otras aplicaciones de uso clínico. Teniendo en cuenta que se utiliza radiación ionizante, la cual posee un riesgo inherente de generar algún efecto no deseado en los tejidos biológicos, es vital que los equipos utilizados lleven los adecuados controles de calidad del caso<sup>(3)</sup>. Al respecto se encuentran distintas asociaciones científicas que recomiendan dentro de su programa de control de calidad, pruebas a estos equipos que poseen una determinada periodicidad<sup>(4)</sup>.

La ACR (American College of Radiology) en relación a la TC, promueve mantener un programa de control de calidad en el que se busca generar imágenes con calidad diagnóstica, a la vez que se mantiene una dosis tan razonablemente baja como sea posible para lograr este cometido. En este sentido también se reconoce que los controles de calidad del equipo permiten determinar un problema antes que este afecte. Por lo cual, existe un conjunto mínimo de pruebas que se requieren para asegurar el desempeño de un tomógrafo de forma consistente y aceptable. El objetivo en general es que estos controles aporten en la determinación de lo adecuado y necesario en cuanto a los procedimientos que se siguen en la práctica clínica.<sup>(5)</sup>

En caso que los resultados de estas pruebas no sean aceptables, se deben repetir. Si el resultado continúa sin estar dentro del rango deseado se deberán consultar las

1. Centro de Investigaciones Nucleares, Facultad de Ciencias, UdelAR, Montevideo  
2. Departamento de Imagenología, CASMU, Montevideo  
3. Servicio de Radioterapia, Hospital de Clínicas, Facultad de Medicina, UdelAR, Montevideo  
Marcel Frederico[1] mfredrico@cin.edu.uy  
Yolma Banguero[2] ybanguero@cin.edu.uy

recomendaciones del manual del fabricante y de existir un test semejante recomendado por este, se debe hacer dicha prueba y evaluar si el resultado está dentro del rango de aceptación. Si estas pruebas son satisfactorias y se mantiene una imagen que cumpla el objetivo clínico, entonces, se puede continuar trabajando así. De lo contrario es necesario llamar al personal encargado de la parte de ingeniería del equipo.<sup>(5)</sup>

Hay diversos controles que se hacen al equipo con distintas frecuencias, algunos los hace el Licenciado en Imágenes y otros los hace el Físico Médico. Un Físico Médico en esta área permite cerrar la brecha entre los aspectos técnicos y la calidad de imagen clínica del sistema asociada con la dosis recibida por el paciente.

El estudio de la calidad de la imagen en TC implica revisar diversos parámetros de los que depende el desempeño óptimo del equipo, como son: la precisión en el posicionamiento, ancho de corte, precisión en el número CT, uniformidad del número CT (UH), ruido, resolución de bajo contraste, resolución de alto contraste, así como también la dosis. El objetivo de este trabajo es la descripción de las pruebas de control de calidad para TC en función de las recomendaciones de la ACR y las implicancias de las mismas en la práctica clínica. A modo de ejemplo, se aplica dicho protocolo a un caso concreto y se plantean posibles estrategias de optimización para los protocolos de uso clínico en función de los resultados obtenidos.

## MATERIAL Y MÉTODO

Se ha aplicado el formalismo propuesto por la ACR en su documento Quality Control Manual 2017<sup>(5)</sup> para la evaluación de un tomógrafo Brightspeed de 16 canales de 11 años de antigüedad.

Las pruebas para evaluar el comportamiento del equipo se dividen en pruebas de evaluación de la calidad de imagen, dosimétricas y mecánicas. Las mismas fueron realizadas en el año 2020.

Para el aseguramiento de la calidad de imagen en equilibrio con la dosis recibida por el paciente, se deben evaluar diversas cantidades image-

nológicas como son la resolución de bajo y alto contraste, la homogeneidad, la relación contraste ruido (RCR) así como la consistencia de las unidades Hounsfield (UH) en diversos materiales al aplicar protocolos clínicos.

Para todas las evaluaciones de calidad de imagen se ha utilizado el fantoma propuesto por la ACR llamado ACR-CT Accreditation Phantom Gammex. Este fantoma es de forma cilíndrica de 32 cm de diámetro en su base por 16 cm de alto. El mismo se compone de cuatro módulos mostrados en la figura 1. Cada módulo posibilita la realización de las pruebas antes mencionadas.

Los protocolos evaluados según el servicio se establecen en la tabla 1.

### Módulo 1. a. Calibración de los números CT.

Los tomógrafos son dispositivos donde el brillo de los pixeles en la imagen debe reflejar con precisión el número

| Tabla 1<br>Parámetros utilizados en los protocolos. |               |                |                          |
|---|---------------|----------------|--------------------------|
| Parámetros  | Cráneo Adulto | Abdomen Adulto | Tórax de alta resolución |
| Kvp   | 140           | 120            | 120                      |
| mA  | 240           | 205            | 350                      |
| Tiempo de rotación (s)                              | 1             | 0.8            | 0.8                      |
| Scan FOV (cm)                                       | 25            | 50             | 50                       |
| Display FOV   | 25            | 36             | 36                       |
| Helicoidal (H) o Axial (A)                          | A             | H              | A                        |
| A:Incremento de mesa (mm)                           | 20            |                | 10                       |
| H:Velocidad de mesa (mm/rot)                        | -             | 35             | -                        |
| Colimación en z (mm)                                | 1.25          | 1.25           | 1.25                     |
| Número de canales utilizados                        | 16            | 16             | 8                        |
| Ancho de reconstrucción (mm)                        | 5             | 7.5            | 1.3                      |
| Helicoidal (H) o Axial (A)                          | 5             | 7.5            | 1.3                      |
| Pitch   |               | 1.75           |                          |

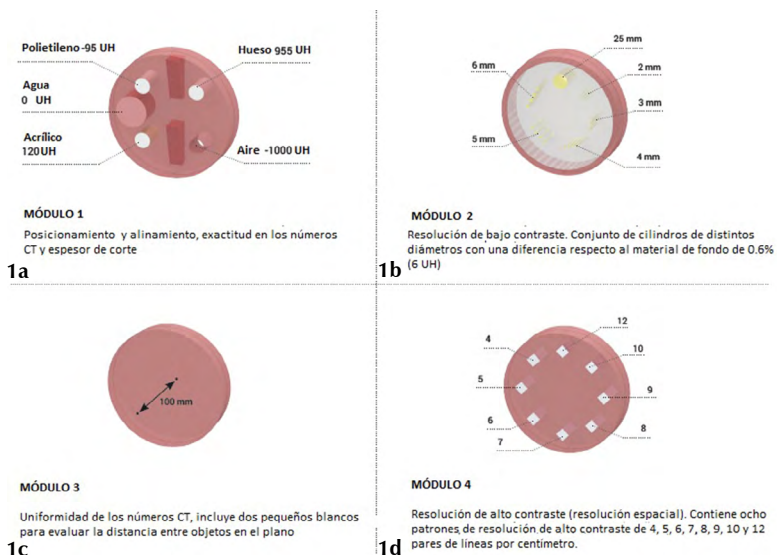


Figura 1. Módulos del fantoma utilizado.

- a) Módulo 1
- b) Módulo 2.
- c) Módulo 3
- d) Módulo 4.

atómico y densidad física del material dentro de un vóxel de la imagen. Por definición a los números CT del agua y el aire se le asignan valores de 0 y -1000 respectivamente. Los números CT para todos los materiales pueden variar dependiendo de los espectros del haz de rayos X del sistema y otros problemas como el endurecimiento del haz y la radiación dispersa. Los materiales encontrados en este módulo han sido asignados a números CT consistentes con valores promedio obtenidos de varios modelos de tomógrafos (Figura 1a.) Un valor medido que esté fuera de rango no se considera por este protocolo como una deficiencia mayor, aunque se espera que el número CT del agua sea para imágenes adquiridas en cualquier espesor de corte o configuración de kVp. Por lo tanto, los números CT medidos para agua que no están dentro de las tolerancias del programa indican que la calibración del escáner debe repetirse. Las tolerancias para los otros materiales para 120 kV (o 130 kV en caso de que 120 kV no esté disponible) se encuentran en la tabla 2.

Para realizar estas medidas se ha tomado una ROI de aproximadamente el 80% del área de cada inserto (Figura 1a) en una imagen representativa de este módulo y se ha comparado con los valores expresados en la tabla 2. Los valores de ancho y nivel de ventana han sido definidos en 400 y 0 respectivamente.

#### Módulo 1. b Espesor de corte

El ancho de corte de la imagen CT se describe más completamente por un perfil de sensibilidad de sección, particularmente para escaneos helicoidales. A los fines del protocolo establecido por la ACR, solo se miden los anchos de corte axial. Estos se obtienen utilizando un conjunto de alambres dispuestos en una rampa inclinada respecto al plano axial, donde los espacios entre alambres representan un avance de 0.5 mm respecto al eje z. Por lo tanto, una estimación del ancho de corte en mm puede ser obtenido contando el número de alambres bien visualizados y dividiendo el número total entre dos. La variabilidad inter-observador de este método es de 0.5 mm (6). La tolerancia para esta prueba es de 1.5 mm en cada uno de los espesores.

Además de la metodología planteada por la ACR se han medido los espesores de corte utilizando películas radiocrómicas. Estas películas, permiten observar la distribución de dosis a lo largo del eje z, además de evaluar los espesores de corte dada su gran resolución espacial en cuanto a la dosis. Se ha utilizado un escáner Canon lite para la digitalización de las películas. Una vez llevado a cabo esto, las imágenes obtenidas son divididas entre los canales RGB, seleccionando el canal rojo como el utilizable, dada la respuesta de las películas en este rango de energías de haz. Para la evaluación de los perfiles se ha utilizado el programa Image J.

#### Módulo 2. Resolución de bajo contraste

La resolución de bajo contraste generalmente se expresa como el tamaño mínimo detectable de una estructura de imagen, para una diferencia de porcentaje fija en contraste respecto al fondo adyacente.

| Tabla 2<br>Materiales y sus correspondientes rangos de UH |                              |
|---|------------------------------|
| Material  | Rango en los números CT (UH) |
| agua  | -5 a 5                       |
| aire  | -970 a -1005                 |
| Teflón (hueso)  | 850 a 970                    |
| Polietileno   | -107 a -84                   |
| Acrílico  | 110 a 135                    |

La resolución de bajo contraste del sistema a menudo se determina utilizando objetos que tienen una diferencia muy pequeña con respecto al fondo (generalmente de 4-10 HU de diferencia). En este caso, debido a que la señal (la diferencia entre el objeto y el fondo) es muy pequeña, el ruido es un factor significativo. El protocolo utilizado establece el procedimiento para medir la capacidad del sistema para resolver objetos de bajo contraste con tamaños cada vez más pequeños (aumentando así las frecuencias espaciales). Si bien se han propuesto varios métodos puramente cuantitativos, los métodos más ampliamente aceptados siguen siendo aquellos que requieren que un observador detecte subjetivamente los objetos como distintos.

El módulo 2 del fantoma utilizado (Figura 1b), proporciona un patrón para la evaluación de este parámetro. El mismo, consiste en 1 disco de 25 mm de diámetro para referencia y medidas, y luego conjuntos de 4 discos (para la reducción de la variabilidad de apreciación inter individuos), donde cada conjunto disminuye su diámetro, comenzando con 6 mm, 5 mm, 4 mm hasta 2 mm (generalmente no visible a menos que se utilice una técnica muy alta).

La prueba se ha llevado a cabo escaneando al fantoma con los protocolos clínicos de abdomen y cráneo. El criterio de aprobación de la prueba consiste en la apreciación claramente visible del grupo de discos de 6 mm. Se sugiere además el cálculo de la relación contraste ruido (RCR) a través de la ecuación:

$$RCR = (VMP_{disco} - VMP_{fondo}) / DTP_{fondo} \quad (1)$$

Donde es el valor medio del pixel de una región de interés (ROI, por su sigla en inglés) de tomada sobre el disco de 25 mm de diámetro y el valor medio de pixel de una ROI de la misma área tomada en el fondo adyacente a dicho disco. corresponde a la desviación típica de estos valores. Si bien la el protocolo de la ACR no establece un límite en estos valores, se fijó la tolerancia dentro de un 10%, siendo que la CNR debe ser igual a 1 para los protocolos de abdomen y cráneo adultos. Las imágenes para el análisis de este módulo deben ser utilizando un ancho y nivel de ventanas de 100.

#### Modulo 3. Uniformidad de los números CT

La calibración adecuada del sistema debería dar como resultado una imagen de fantoma uniforme sin artefactos. La uniformidad se cuantifica midiendo el número CT



medio con una ROI en el centro y cuatro en los bordes y calculando el valor absoluto de la resta entre el promedio de los valores obtenidos para las ROIs de la periferia y el obtenido para la ROI central. Esta diferencia debe ser . Además, estas imágenes deben ser cuidadosamente examinadas para ver si existen artefactos tipo anillo o rayas. Para esta prueba se ha establecido un ancho de ventana de 100 y un nivel de ventana de 0 UH. No deben existir artefactos en la imagen. Además de lo anterior, este módulo permite evaluar el valor de las Unidades Hounsfield del agua respecto a la tensión de tubo y el espesor de corte. El valor para las UH del agua debe estar, independientemente de la tensión utilizada, en  $\pm 5$  UH, mientras que al variar el espesor de corte este debe ser aproximadamente constante.

#### Módulo 4. Resolución de alto contraste.

Los patrones de resolución espacial tales como los de este módulo, están compuestos por barras paralelas. La prueba propuesta, mide la habilidad del sistema para resolver objetos con alto contraste con tamaños cada vez más pequeños, aumentando así la resolución espacial. Además, se evaluó la función transferencia de modulación del sistema que es complementaria a este método. La evaluación de las imágenes de este módulo se ha hecho utilizando niveles de ancho y de ventana de 100 y 1100 respectivamente. La prueba es satisfactoria si se pueden observar los patrones de 6 lp/cm para el protocolo de abdomen y 8 lp/cm para el de tórax de alta resolución utilizados en el centro.

#### Dosimetría.

Para las medidas de los CTDI, se ha utilizado una cámara tipo lápiz PTW 30009 y un electrómetro de la misma marca modelo Unidos E. Para esta evaluación, se han utilizado dos fantasmas de base circular de 16 cm y 32 cm ambos con 15 cm de profundidad. El primer fantoma, se utiliza para la evaluación de los indicadores de dosis en cabeza

mientras que el segundo para la evaluación dosimétrica en el cuerpo. Cada uno de estos maniqués están contruidos en Polimetilmetacrilato (PMMA), y constan de 5 aberturas (una central y cuatro periféricas) para el posicionamiento de la cámara de ionización. Estas aberturas fueron designadas central (C), 3, 6, 9 y 12 siguiendo el sentido de las agujas del reloj. Ver figura 2a y 2b. Se realizaron 3 medidas en cada orificio y las mismas fueron promediadas para así obtener los valores de CTDI a través de la ecuación:

$$CTDI_{100,PMMA} = \frac{R \cdot 100}{NT} \quad (2)$$

Donde R es la medida de kerma en aire en mGy obtenida mediante la conversión de la medida de carga (obtenida con la cámara de ionización y colectada con el electrómetro), utilizando el factor de calibración de la cámara y la corrección de esta medida por la presión y temperatura del recinto.

N es el número de cortes de espesor T (mm) que establece la colimación del haz.

Con estos valores fueron calculados los  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$  y DLP para cada protocolo. La tolerancia establece que para los protocolos de abdomen no se deben exceder los 35 mGy y para cráneo 60 mGy al calcular los  $CTDI_w^{(6)}$ . Además, la diferencia entre estos valores calculados y los reportados por el equipo no pueden diferenciarse más de un 30%. Los protocolos de abdomen y cráneo utilizados fueron los análogos axiales de los protocolos del servicio, por la definición de CTDI. Se realizó además el cálculo de los índices de dosis para todas las tensiones que el equipo permite (80, 100, 120 y 140 kV) para protocolos axiales con 100 mA.s y 20 mm de espesor de corte.

#### Pruebas mecánicas

Precisión de los láseres de posicionamiento y prescripción del topograma.

En estas pruebas se busca establecer si los láseres de posicionamiento del tomógrafo permiten ubicar objetos en los tres planos ortogonales con suficiente precisión. Para esto los módulos 1 y 2 del fantoma utilizado poseen marcas radiopacas en la superficie del mismo en las posiciones 12, 3, 6 y 9. Se ha posicionado el fantoma respecto a las marcas radiopacas en los tres planos ortogonales. Luego

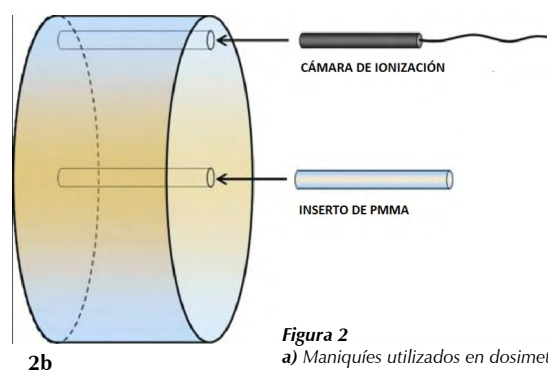
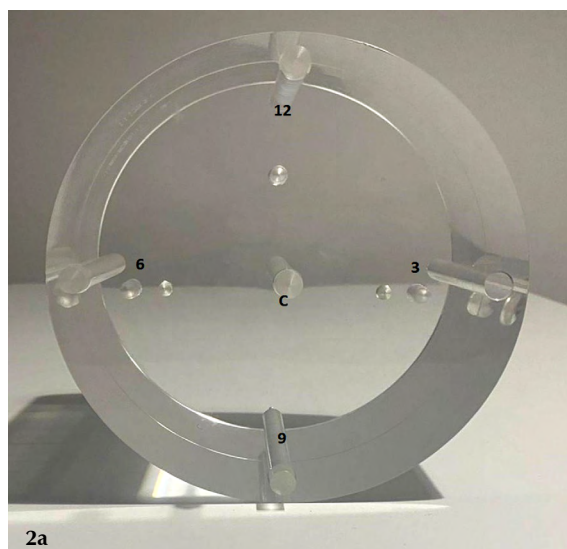


Figura 2  
a) Maniqués utilizados en dosimetría  
b) Procedimiento de medición

se ha escaneado el fantoma en modo axial con un ancho de reconstrucción menor a 2 mm. Se busca verificar entonces que las marcas radiopacas son visibles en la imagen reconstruida.

Para la precisión de la prescripción del topograma, en el “scout” obtenido del fantoma se debe seleccionar solo una rebanada que contenga al plano que contiene las marcas radiopacas. Luego de ejecutar el protocolo, la imagen reconstruida debe presentar claramente las marcas radiopacas. La localización de los escaneos ubicados con los “lasers” de posicionamiento o mediante el topograma deben ser precisas dentro de los 2 mm.

**Precisión del avance de mesa (o camilla)**

Esta prueba intenta evaluar la precisión con la que la mesa posiciona al paciente y la reproducibilidad de la misma. A través de los “lasers” de posicionamiento, se ha situado al fantoma de forma que el primer conjunto de marcas (ubicado en el módulo 1 del fantoma) quede comprendido en el plano axial, esta posición se fija como cero. Se ha movido la mesa hacia el segundo grupo de marcas radiopacas ubicada en el módulo 4 del fantoma registrando la posición del mismo. Finalmente, se ha extendido la mesa lo máximo permitido y se ha vuelto a posicionar la mesa en el primer conjunto de marcas, registrando la nueva posición de origen. La tolerancia se ha fijado en 2 mm tanto para la distancia medida entre las marcas a través del posicionamiento como para la reproducibilidad de la posición del origen. Cabe aclarar que este ensayo fue realizado sin peso sobre la camilla debido a la falta de accesibilidad a una carga adecuada. Esta prueba debería realizarse con peso sobre la misma, debido a que esas son las condiciones de trabajo en la clínica y es más factible que esta falle cuando el paciente se encuentra encima de la misma.

En todas las imágenes obtenidas para las pruebas en el presente trabajo se ha observado la presencia de artefactos de imagen. Finalmente cabe destacar que aquí no se presentan las pruebas de respuesta de los monitores en la consola del equipo de tomografía.

**RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

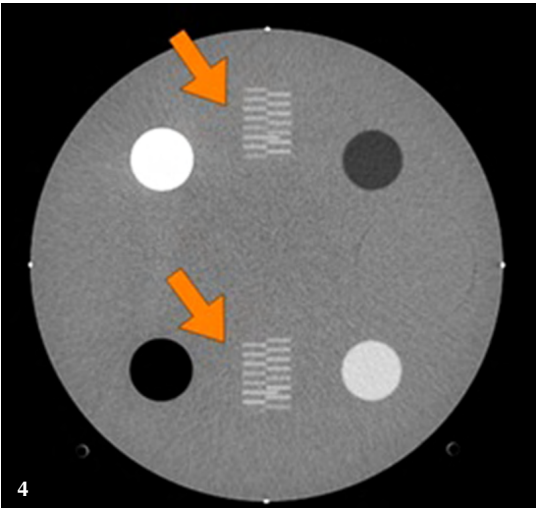
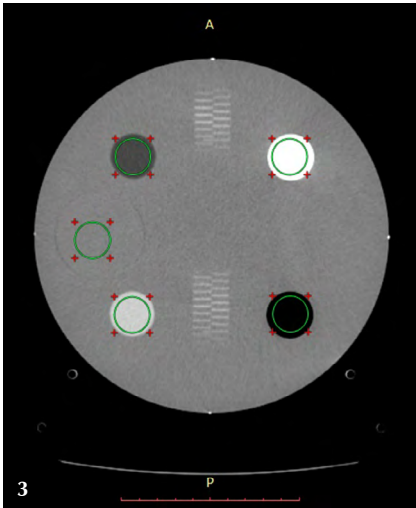
Los resultados para la exactitud de los números CT se muestran en la tabla 3. para cada uno de los protocolos propuestos en la tabla 1. En la figura 3 se indican los resultados obtenidos para el protocolo de abdomen.

Para los tres protocolos, las pruebas son satisfactorias respecto a las tolerancias presentadas en la tabla 2. Además, para todas las tensiones disponibles, los números CT del agua se han encontrado dentro de la tolerancia especificada.

La Figura 4 presenta la imagen que se analizó para obtener los resultados del espesor de corte al aplicar el protocolo de abdomen en modo axial. En la tabla 4 se encuentran los resultados de los espesores de corte medidos con sus respectivas desviaciones de los valores nominales según los protocolos analizados. El espesor de corte indica el ancho de cada uno de los cortes que conforma la imagen e indica el tamaño del vóxel en el eje Z, paralelo al plano sagital del paciente.

Los resultados con películas radiocrómicas confirman los resultados con el método anterior. En la figura 5 se muestra el perfil de dosis medido luego de la digitalización de la película para un ancho de haz de escaneo de 20 mm utilizando dos cortes de 10 mm. La medida del ancho del perfil a la mitad de altura (FWHM en inglés) dio como medida 18.63 mm, de acuerdo a la tolerancia de

| Tabla 3<br>Números CT para distintos materiales |         |         |          |
|---|---------|---------|----------|
| Material  | Abdomen | Cráneo  | Tórax HR |
| Polietileno                                     | -87.15  | -83.49  | -83.58   |
| Agua  | 4.69    | 2.315   | 4.843    |
| Aire  | -962.95 | -968.31 | -981.29  |
| Acrílico  | 120.97  | 122.54  | 124.27   |
| Teflón (Hueso)                                  | 896.52  | 868.81  | 915.33   |



**Figura 3**  
Módulo para la evaluación de la precisión de los números CT  
**Figura 4**  
Imagen analizada para obtener los espesores de corte en el protocolo de abdomen

la prueba. Lo mismo se realizó para cada uno de los espesores de cortes.

#### Resolución de bajo contraste.

La figura 6 muestra la imagen empleada para la prueba de resolución de bajo contraste de los protocolos de cráneo y abdomen. La resolución de contraste puede definirse como la capacidad de distinguir estructuras que tienen un contraste similar. En otras palabras, refiere a la capacidad de un sistema digital de mostrar sutiles cambios en la escala de grises. En este protocolo la resolución de bajo contraste se cuantifica a través de la relación contraste ruido, el cual establece la relación entre el contraste y el ruido de la imagen.

Los valores de la RCR fueron de 1.36 y 1.00 respectivamente para estos protocolos. En este caso se excedió la tolerancia para el protocolo de cráneo. Estos valores fueron calculados a través de la ecuación 1 siguiendo el procedimiento mencionado en la sección de Material y Método.

#### Uniformidad de los números CT.

En la figura 7 se muestra el análisis para evaluar la uniformidad de los números CT utilizando el protocolo de abdomen. En la tabla 5 se muestran los valores medios de las UH en cada ROI tomado, así como la diferencia respecto al valor del ROI central para los protocolos de la tabla 1. Como se puede apreciar, las diferencias en UH respecto al ROI central siempre fue menor a 5 UH para todos los protocolos estudiados.

Respecto a las UH del agua, los protocolos seleccionados evalúan el comportamiento de la constancia para 120 y 140 kV. Se aplicaron también protocolos con 100 y 80 kV para obtener todo el rango de tensiones permitido por el equipo. También se encontró que no fueron excedidas las tolerancias en este caso. Para el caso de los espesores de corte, se utilizaron los espesores permitidos por el equipo: 0.6 mm, 1.25 mm, 2.5 mm, 3.8 mm, 7.5 mm y 10 mm donde la variación máxima respecto al ROI central fue de 1.15 UH.

#### Resolución de alto contraste.

La figura 8 muestra el módulo utilizado para la estimación de la resolución de alto contraste aplicado en el protocolo

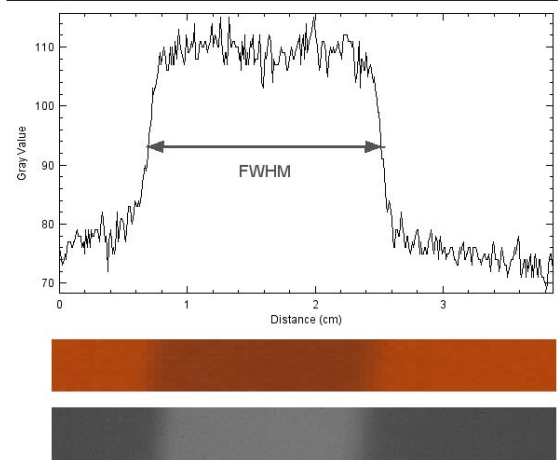
**Tabla 4**  
Espesores de corte medidos.

| Protocolo | Líneas superiores | Líneas inferiores | Espesor de corte medido (mm) | Espesor nominal (mm) |
|-----------|-------------------|-------------------|------------------------------|----------------------|
| Cráneo    | 9                 | 9                 | 4.5                          | 5                    |
| HRC       | 3                 | 3                 | 1.5                          | 1.3                  |
| Abdomen   | 15                | 15                | 7.5                          | 7.5                  |

de tórax de alta resolución (a) y el protocolo de abdomen (b). La resolución espacial cuantifica la habilidad de un sistema de imagen para mostrar dos objetos cercanos en el espacio. Se puede apreciar que los dos cumplen con la tolerancia especificada. Para llegar a esta conclusión se han observado los patrones presentes en el módulo, identificando hasta en cuál de los patrones las líneas se aprecian claramente. Para esto en la figura 8a se ha marcado la distancia de 1 cm, de modo de facilitar la lectura de la cantidad de pares de líneas por centímetro.

En el gráfico 1, se presentan las curvas para la Función de Transferencia de Modulación (MTF) correspondientes a los protocolos aplicados. Los valores para la MTF 10%, la cual expresa la resolución espacial del sistema, fue de 5.3 y 7.2 lp/cm, existiendo diferencia en cuanto a los resultados de la prueba por observación de patrones. Para obtener estos

**Figura 5** Perfil de dosis medido para la obtención del espesor de corte.

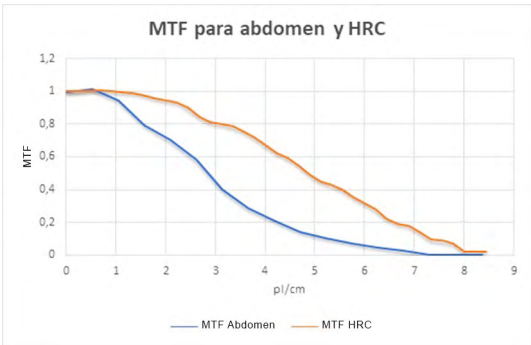


**Tabla 5** Valores promedios de gris en cada ROI obtenida para la evaluación de la uniformidad de los números CT.

|          | Abdomen |                 | Cráneo |                 | Tórax HR |                 |
|----------|---------|-----------------|--------|-----------------|----------|-----------------|
| ROI      | UH ROI  | Dif UH ROI cent | UH ROI | Dif UH ROI cent | UH ROI   | Dif UH ROI cent |
| central  | -1.27   | 0.00            | -0.79  | 0.00            | -0.62    | 0.00            |
| lat izq  | 1.25    | 2.53            | -0.45  | 0.34            | 2.11     | 2.73            |
| lat der  | 0.86    | 2.14            | -0.57  | 0.22            | 1.85     | 2.47            |
| superior | 0.94    | 2.21            | -0.38  | 0.41            | 2.30     | 2.92            |
| inferior | 2.51    | 3.78            | -0.15  | 0.64            | 2.88     | 3.50            |

valores se debe tener en cuenta que un valor de 1 en la MTF lo reproduciría un sistema ideal, con una resolución espacial ideal. Para obtener la resolución espacial del sistema en cuestión se ha observado la cantidad de pares de líneas por centímetro que equivalen a una MTF con valor 0.1 (10%) en las curvas presentadas, dado que a menudo dicha resolución espacial se cuantifica mediante este porcentaje de la MTF.

Gráfico 1 Curvas MTF para los protocolos de Abdomen y Tórax alta resolución (HRC)



Los dos métodos proporcionan medidas confiables de la resolución espacial. Sin embargo, la MTF, es una descripción preferible porque expresa cómo el equipo transfiere el contraste de una señal de entrada en función de su frecuencia espacial (8).

El método de estimación de la resolución espacial del sistema en función de la observación de patrones de pares de líneas por unidad de longitud, tiene la falencia de ser un método dependiente del observador, en cambio la evaluación a través de la MTF compone un método de evaluación más robusto porque es matemático e independiente del observador. Sin embargo, el primer método es sencillo y rápido, no requiere de conocimientos avanzados en matemática.

Dosimetría

En la tabla 6 se expresan los resultados dosimétricos en términos del CTDI<sub>w</sub> y CTDI<sub>vol</sub> para los protocolos de abdomen y cráneo adulto. Los índices de dosis en TC permiten cuantificar la dosis brindada por el equipo cuando se ejecuta un protocolo determinado.

Se puede apreciar que los protocolos cumplen con las tolerancias prescritas. Los valores de CTDI<sub>vol</sub> para los dos protocolos cumplen con la diferencia del 20% respecto

| Tabla 6 Valores de CTDI <sub>w</sub> y CTDI <sub>vol</sub> obtenidos para los protocolos de abdomen y cráneo |                         |                  |                       |                         |       |
|--|-------------------------|------------------|-----------------------|-------------------------|-------|
| Protocolo  | CTDI <sub>w</sub> (mGy) | Dif % Tolerancia | CTDI vol medido (mGy) | CTDI vol pantalla (mGy) | Dif % |
| Abdomen  | 16.32 ±0.02             | 53.37            | 9.504±0.02            | 8.43                    | 12.73 |
| Cráneo   | 51.64±0.07              | 14               | 51.64±0.07            | 59.38                   | 13.03 |

| Tabla 7 Resultados de las pruebas de la precisión del avance de mesa y reproducibilidad del posicionamiento. |                          |                          |                 |                 |
|--|--------------------------|--------------------------|-----------------|-----------------|
|  | Nominal (cm)             | Medida (cm)              | Diferencia (cm) | Tolerancia (cm) |
| Distancia entre marcas   | 12.0                     | 12.0                     | 0               | 0.2             |
|  | 1er posicionamiento (cm) | 2do posicionamiento (cm) | Diferencia (cm) | Tolerancia (cm) |
| Posicionamiento marca 1  | 0                        | 0.1                      | 0.1             | 0.2             |
| Posicionamiento marca 1  | 0                        | 0.1                      | 0.1             | 0.2             |

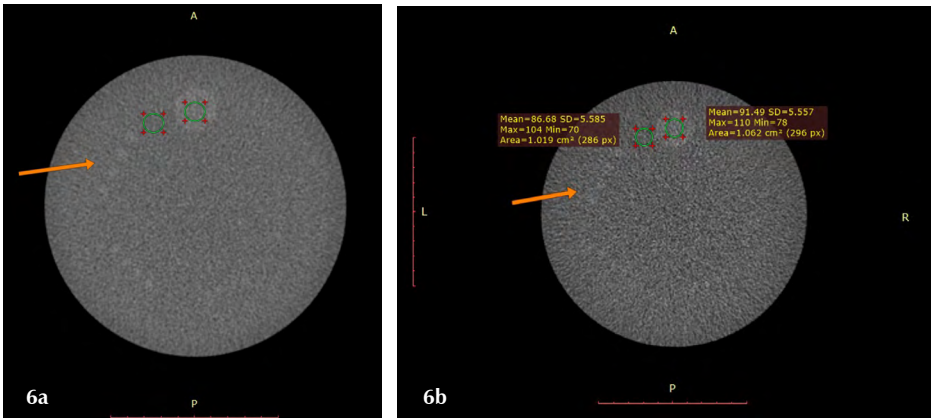


Figura 6 Imágenes obtenidas para evaluar la resolución de bajo contraste. a) Cráneo b) Abdomen



a los presentados en pantalla por el equipo. Además del análisis dosimétrico presentado en la tabla 6, como prueba extra, se ha evaluado el comportamiento dosimétrico del equipo para todas las tensiones de tubo cumpliéndose también que los valores obtenidos están dentro de las tolerancias especificadas por el protocolo.

### Pruebas mecánicas

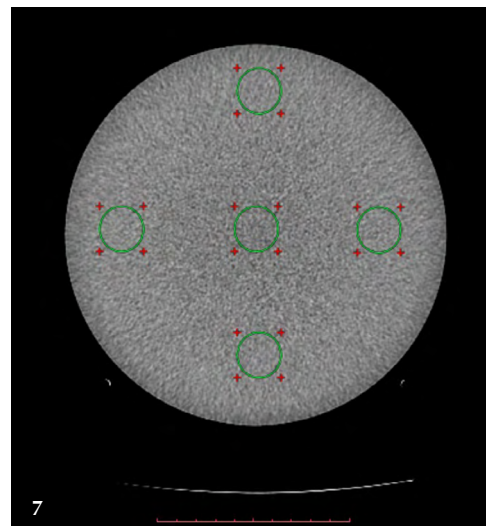
Precisión de los lasers en el posicionamiento y precisión en la prescripción del topograma.

La figura 9a muestra la visibilidad de las marcas radiopacas al realizar la prueba de precisión en el posicionamiento a través de los lasers del equipo, por lo cual se concluye que los lasers están ajustados. También se pudieron apreciar las marcas radiopacas al aplicar la prueba para evaluar la precisión en el posicionamiento por el topograma. La figura 9b muestra el proceso de posicionamiento para efectuar estas pruebas.

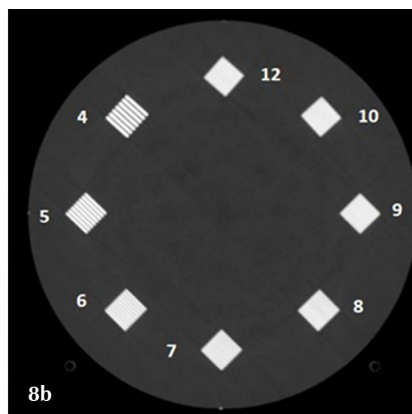
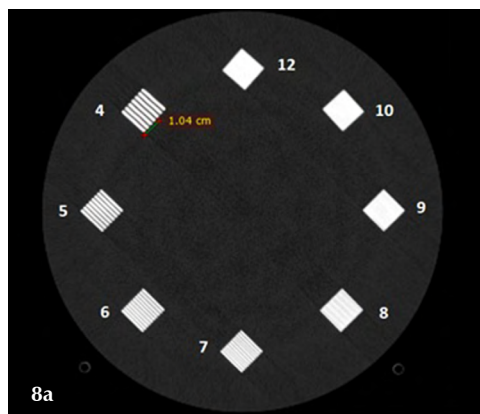
### Precisión del avance de mesa y reproducibilidad del posicionamiento

En la tabla 7 se presentan los valores obtenidos al realizar las pruebas referentes al avance de mesa y la reproducibilidad en el posicionamiento. Se aprecia que los resultados se encuentran dentro de las tolerancias especificadas. Finalmente, para el grupo de imágenes obtenidas en el total de las pruebas se buscó la presencia de artefactos, no encontrándose los mismos en ninguna de ellas.

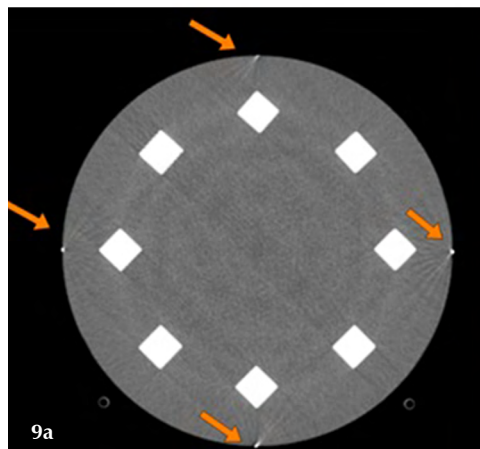
Las pruebas presentadas anteriormente permitieron cuantificar el comportamiento del tomógrafo en términos principalmente de dosis y calidad de imagen. Cada parámetro evaluado tiene una inferencia en las imágenes obtenidas en cada protocolo y la dosis recibida por el paciente. Dichas evaluaciones fueron en general satisfactorias. Los valores de las Unidades Hounsfield para distintos materiales dentro de la tolerancia y en especial la del agua



**Figura 7**  
Imagen obtenida para la evaluación de la uniformidad de los números CT bajo el protocolo de abdomen.



**Figura 8**  
Imágenes obtenidas para la evaluación de la resolución de alto contraste.  
**a)** Tórax de alta resolución  
**b)** abdomen



**Figura 9**  
**a)** Visibilidad de marcas radiopacas  
**b)** Fantoma posicionado de acuerdo a los láseres del equipo.



para distintas tensiones. Esto implica que el equipo puede reproducir las estructuras anatómicas de forma correcta, si esto no fuera así, se debería contactar al servicio técnico del equipo.

Respecto al espesor de corte, de encontrarse anomalías en los valores obtenidos se tendrían problemas en la resolución percibida así como en los elementos anatómicos posibles de detectar, en otras palabras, si los espesores de corte escogidos son más pequeños que los reales entonces se podrían perder detalles anatómicos al aplicar los protocolos.

Respecto a los artefactos, de encontrarse, se debería estudiar la causa, dado que podrían verse comprometidos desde el comportamiento de los detectores hasta el algoritmo de reconstrucción.

Para el protocolo de cráneo evaluado, la RCR obtenida fue mayor a la necesaria. En vista de este resultado se analiza la resolución de alto contraste para tomar estrategias de optimización del mismo. Como la resolución de alto contraste para este protocolo fue aceptable y existía margen para reducirla, una estrategia de optimización podría ser reducir el espesor de corte utilizado.

Una reducción de la corriente de tubo también podría reducir la RCR conllevando una disminución de la dosis. Se puede tomar una de las dos estrategias o las dos al mismo tiempo. También se puede reducir la tensión con el objetivo de aumentar el contraste reduciendo el miliamperaje.

Las pruebas de resolución de alto contraste arrojaron valores aceptables, sin embargo la máxima resolución espacial apreciada en las imágenes corresponde a la tolerancia especificada por el protocolo. Respecto al método alternativo aplicado, no se llegó a cumplir con la tolerancia especificada. Dado que utilizando este método, que es independiente del observador, los valores de resolución espacial están por

debajo de la tolerancia especificada utilizando la verificación visual, se debería proceder a la optimización del protocolo hasta que los dos métodos coincidan. Sin embargo, no se concluye que el protocolo falle en cumplir las tolerancias propuestas por la ACR.

Optimizar el protocolo puede conllevar modificar el algoritmo de reconstrucción utilizado, el espesor de corte o la matriz de reconstrucción. El efecto de la resolución espacial se hace mas relevante a medida que se deseen estudiar elementos anatómicos de menor tamaño por lo que dependiendo del espectro de patologías que se puedan llegar a estudiar en el departamento, será mas o menos importante la resolución espacial máxima que el equipo arroje a partir de los protocolos utilizados.

Si bien el paciente no tiene restricciones de dosis respecto a los estudios médicos y las dosis alcanzadas en una tomografía producen efectos radiobiológicos estocásticos, se desea que dicho estudio sea justificado y los niveles de radiación sean tan razonablemente bajos como sea posible. Por ende, se desea encontrar un equilibrio entre la dosis recibida por el paciente y la calidad de imagen. En el caso del protocolo de abdomen, la dosis obtenida fue muy inferior a la tolerancia especificada, por lo cual es posible optimizar dicho protocolo, por ejemplo aumentando la corriente de tubo o disminuyendo el pitch utilizado de forma de obtener una mejora en la calidad de imagen. Sin embargo, analizando el ruido por separado de cada protocolo se concluye que el ruido es aceptable también. Si se hubieran encontrado diferencias en los valores dosimétricos presentados por el equipo respecto a los medidos se debería pedir la recalibración de los mismos al soporte técnico.

### CONCLUSIONES

En el presente trabajo se aplicaron las pruebas de la ACR a un tomógrafo y estas permitieron evaluar la calidad de imagen por protocolo que arroja el equipo así como los valores dosimétricos asociados a estos. Estas pruebas permitieron evaluar cada uno de los factores más revelantes en cuanto a la calidad de imagen y la dosis. Este protocolo es independiente de la tecnología del tomógrafo siempre que se tenga el fantoma y los instrumentos dosimétricos asociados. Sin embargo, es necesario un conocimiento específico en la temática para poder realizar una interpretación adecuada del resultado de las pruebas.

La evaluación de estos parámetros permite medir el comportamiento de cada equipo frente a los protocolos establecidos y posteriormente optimizar los mismos en términos de la calidad de imagen y la dosis recibida por el paciente. Dependiendo lo ajustado u holgado que cada parámetro se encuentre respecto a las tolerancias, serán los cambios que se puedan realizar en cada protocolo. Esto también influye en el tiempo de uso del equipo y su posterior vida útil.

### AGRADECIMIENTOS

A la Licenciada Larisa Morgare, del departamento de Imagenología de CASMU, por la ayuda en el proceso de obtención de medidas para la realización de este trabajo.

## ANEXO: REVISIÓN DE CONCEPTOS

La tomografía computarizada es elaborada gracias a un equipo de alta tecnología que está compuesto de varias partes: el sistema de generación y detección de la radiación, el sistema de posicionamiento del paciente, el sistema de reconstrucción y despliegue de la imagen.<sup>(7)</sup> Las pruebas de control de calidad miden características de la imagen y también hay una relación de ellas con la dosis. Algunos de estos elementos se describen abajo.

### Unidades Hounsfield

La imagen que se reconstruye en tomografía es una matriz que describe la relación de los coeficientes de atenuación lineal del material ( $\mu_{\text{material}}$ ) en relación al del agua ( $\mu_{\text{agua}}$ ) con una unidad de medida adimensional que se conoce como Unidades Hounsfield (UH) o números CT.<sup>(7)</sup>

$$UH = \frac{\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \quad (3)$$

### Espesor de corte

El espesor de corte se puede discriminar en dos tipos. En primera instancia está el espesor de corte que depende de la etapa de adquisición de la imagen, el cual al momento de reconstruir la imagen indicaría el menor corte que se puede obtener. En segunda instancia se tiene el espesor de corte de reconstrucción que va a depender del algoritmo utilizado y las indicaciones de reconstrucción que se indique. Este último, para una adquisición determinada puede tener muchas opciones en cuanto al espesor de corte en el momento del pos-procesamiento. Siendo la menor opción la dada por la adquisición de la imagen.

### Ruido

El ruido por TC se determina principalmente por el número de fotones que contribuyen a una imagen. El ruido de la imagen se calcula a partir de la desviación estándar del número CT o de los valores de intensidad de píxel en una región física uniforme. La varianza (desviación estándar) para los valores de píxel aumenta con el ruido de la imagen. Teniendo en cuenta que el ruido de fondo corresponde a los píxeles que se desvían de lo normal, este se puede medir comparando el nivel de la señal en relación al fondo.<sup>(7)</sup>

### Resolución de contraste

Respecto a la resolución de contraste, valores altos significan que las diferencias entre densidades adyacentes van a ser aumentadas, esto quiere decir que se mostrarán más niveles de grises resultando en la habilidad de diferenciar pequeños cambios en densidades. Vale destacar que, la cantidad de grises está directamente relacionada a la profundidad del píxel.<sup>(7)</sup>

### Resolución espacial

La resolución espacial permite medir la capacidad de distinguir detalles del objeto que se desea observar. Se puede cuantificar este parámetro a partir de pares de línea por unidad de distancia. A medida que la cantidad de estos pares aumenta por unidad de distancia, aumenta la

frecuencia que el sistema debería muestrear, su inverso indica la medida del espacio entre dos líneas.

Habitualmente sólo se determina el límite de resolución a alto contraste con los patrones nombrados anteriormente. Otra forma de cuantificar la resolución espacial es a través de la Función de Transferencia de Modulación (MTF, la cual es una descripción preferible porque expresa cómo el equipo transfiere el contraste de una señal de entrada en función de su frecuencia espacial. Cuanto mayor sea el valor de la MTF para las frecuencias altas, mayor será la definición de los detalles en la imagen.<sup>(7,8)</sup>

### Artefactos

Un artefacto es cualquier patrón en la imagen que no representa la estructura anatómica a estudio. Estos, pueden estar relacionados con la adquisición, la reconstrucción o el mismo paciente. Se pueden citar como ejemplo: movimientos del paciente, efecto de volumen parcial, cuerpos extraños, errores en los valores de atenuación, endurecimiento del haz, ruido, falla en los detectores, entre otros.

### Dosimetría

La dosis en TC se describe a través de índices de dosis. El CTDI,  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$  y el DLP. En este trabajo se utilizan las tres primeras magnitudes.

El  $CTDI_{100}$  donde  $D(z)$  es el perfil de dosis que se origina en una rotación axial, a lo largo de una línea perpendicular al plano tomográfico o paralelo al eje de rotación del CT. La integración medida tiene las unidades de dosis y longitud. N corresponde al número de canales de adquisición activos (filas de detectores) y T es el grosor nominal de cada canal de adquisición (fila de detectores o grupo de filas de detectores). El CTDI generalmente se obtiene mediante una sola exploración axial.

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (4)$$

La dosis dentro de un tejido decrece a medida que el haz penetra. Por esto el  $CTDI_w$  se obtiene a partir de las dosis en el centro y en la superficie. Esta medida se realiza con un maniquí de PMMA que posee ubicaciones para medir en el centro y en la periferia la dosis, de acuerdo a las medidas obtenidas en cada una de esas posiciones se calcula el  $CTDI_w$ .

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_c + \frac{2}{3} CTDI_p \quad (5)$$

Conceptualmente  $CTDI_{vol}$  representa la dosis media en la región del eje z central de un volumen escaneado cuya longitud es equivalente a la longitud de integración en la ecuación CTDI. La región se define por el avance de la camilla al hacer un escaneo axial, determinando el pitch. Corresponde a la razón entre el  $CTDI_w$  y el pitch y da un estimativo relevante de la dosis por estudio.<sup>(9)</sup>

## REFERENCIAS

1. United Nations. Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and effects of ionizing radiation: sources. United Nations Publications, 2000.1 v.
2. Surić Mihić M, Meštrović T, Prlić I, Surić, D. Importance of quality assurance program implementation in conventional diagnostic radiology. Collegium antropologicum 2008; 32(2): 181-184.
3. Mansour Z, Mokhtar A, Sarhan A, et al. Quality control of CT image using American College of Radiology (ACR) phantom. Egyptian J Radiol Nucl Med, 2016; 47(4): 1665-1671.
4. AAPM TG 204. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM report 204, 2011. 30 p.
5. Dillon C, Breeden W, Clements J. et al. Computed Tomography Quality Control Manual, ACR, 2017. 86 p.
6. McCollough C. H, Bruesewitz M., McNitt-Gray, et al. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) computed tomography (CT) accreditation program: practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid. Medical Physics, 2004, 31(9): 2423-2442., 2004.
7. International Atomic Energy Agency. Quality assurance programme for computed tomography: diagnostic and therapy applications. IAEA, 2012
8. Sociedad Española de Física Médica. Introducción al control de calidad en Radiología digital. ADI, 2013. 372 p.
9. Andisco D, Blanco S, Buzzi S. Dosimetría en tomografía computarizada. RAR, 2015 78 (3): 156 – 160.
10. AAPM TG 23. The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. AAPM - One Physics Ellipse, College Park, 2007.
11. McCollough CH, Bruesewitz M, McNitt-Gray M, et al. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) computed tomography (CT) accreditation program: practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid. Medical Physics, 2004, 31(9): 2423-2442.
12. Mourão AP. Tomografía computadorizada: tecnologias e aplicações. 2ª. ed. Brasil, Difusão Editora, 2018. 446 p.
13. Frederico M, Banguero Y, Cerecetto H, Santana P, Oliveira F, Mourao, A. P. Study for pediatric protocol optimization in chest CT scans. BJRS, 2019, 7(1A)
14. Frederico, M J. Estudio de la dosis depositada por radiaciones ionizantes de tomografías computarizadas en pacientes pediátricos. Tesis de Maestría. Montevideo, UdelaR, 2019.

