

Análisis de la calidad de imagen de tomografía computarizada de haz cónico del Novalis Tx™ para radioterapia craneal

Miguel Angel García Platero¹, Mariana Hernández-Bojórquez^{1,2}, Héctor J. Uriarte Rivera¹

¹Escuela Superior de Física y Matemáticas del Instituto Politécnico Nacional, Ciudad de México, México.

²The American British Cowdray Medical Center I.A.P, Ciudad de México, México.

Teléfono: 55 57 29 60 00 Ext. 55017 Fax (55) 5729-55015 E-mail: angelwge@hotmail.com

Resumen — Se realizó un análisis y seguimiento mensual, durante cuatro meses, de la calidad de imagen del sistema de tomografía con haz cónico del acelerador lineal Novalis Tx™ para aplicaciones craneales, con el objetivo de obtener valores de referencia, siguiendo los requerimientos en *Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) de EFOMP-ESTRO-IAEA protocol* mediante la adquisición de imágenes de tomografía computarizada con haz cónico del maniquí The Phantom Laboratory Catphan®504. Se analizaron los parámetros de calidad de imagen: uniformidad, precisión geométrica, valores de densidad de voxel, ruido, resolución de bajo contraste y resolución espacial.

Palabras Clave – Tomografía computarizada de haz cónico, control de calidad, parámetros de calidad de imagen.

Abstract — Analysis and monthly tracking, over a four month period, of the image quality of the Novalis Tx™ Linear Accelerator Cone-Beam Tomography System for cranial applications were performed, with the aim of obtaining reference values, following the requirements established in the EFOMP-ESTRO-IAEA protocol “Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) work guide” by acquiring cone-beam computed tomography images of The Phantom Laboratory Catphan®504. The following image quality parameters were analyzed: uniformity, geometric precision, values of voxel density, noise, low contrast resolution and spatial resolution.

Keywords — Cone beam computed tomography, quality control, image quality parameters

I. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, las imágenes de tomografía computarizada de haz cónico se han convertido en una herramienta indispensable en la radioterapia guiada por imagen, pues son parte fundamental en el proceso de administración del tratamiento con radiación ya que hacen posible verificar el posicionamiento correcto del paciente antes, durante y/o después del tratamiento, además permite hacer correcciones en la posición, si fuera necesario.

La implementación de protocolos de garantía y control de calidad como el protocolo de EFOMP[1] permiten garantizar que se podrán obtener imágenes confiables que permitan identificar la posición, estructura y forma en la anatomía del

paciente y volúmenes de interés, permitiendo a los profesionales de la salud realizar evaluaciones adecuadas.

En este trabajo se proponen valores de referencia para los parámetros de calidad de imagen: uniformidad, precisión geométrica, valores de densidad de voxel, ruido, resolución de bajo contraste y resolución espacial, obtenidos al hacer un seguimiento de dichos parámetros durante un periodo de 4 meses para los protocolos de adquisición de imágenes para aplicaciones craneales: *Standard Dose Head*, *Low Dose Head* y *High Quality Head* del sistema de imagen con haz cónico integrado al acelerador lineal Novalis Tx™ instalado en el Centro de Cáncer del Centro Médico ABC.

II. METODOLOGÍA

A. Uniformidad

Para el análisis de este parámetro se utilizó el módulo CTP486 del maniquí Catphan®504 desarrollado por The Phantom Laboratory. Se seleccionaron cinco regiones de interés (ROI) circulares de 30.27 mm de diámetro, correspondiente a aproximadamente el 20% del diámetro del maniquí como lo pide el protocolo EFOMP [1], uno en el centro y los otros cuatro en la periferia como se muestra en la Figura 1. Se determinó el valor medio de pixel así como su correspondiente desviación estándar para cada ROI. Así mismo, se asignó el valor de uniformidad de cada imagen como el valor de la diferencia máxima entre los valores medios de pixel de las ROI de la periferia con respecto a la ROI central [2], es decir,

$$\text{Uniformidad} = \left| \overline{CT}_{ROI \text{ periferia}} - \overline{CT}_{ROI \text{ central}} \right| \quad (1)$$

donde $\overline{CT}_{ROI \text{ periferia}}$ es el valor medio de pixel de cada ROI de la periferia y $\overline{CT}_{ROI \text{ central}}$ el valor medio de pixel de la ROI central. Este procedimiento se repitió para 31 cortes y se seleccionó el máximo valor obtenido.

B. Precisión geométrica

Para el análisis de la precisión geométrica se utilizó el módulo CTP404 del Catphan®504 que cuenta con cuatro agujeros de 3 mm de diámetro colocados en el centro a 50

mm de distancia uno del otro, como se muestra en la Figura 2. Se midió la distancia entre los orificios con la intención de comprobar si correspondía a los 50 mm establecidos por el manual de usuario del desarrollador del producto [3].

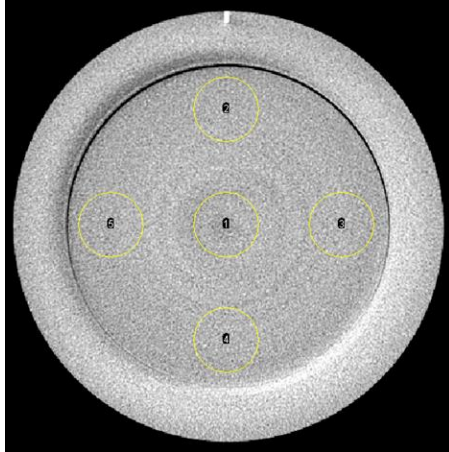


Figura 1. Para el análisis del parámetro uniformidad se seleccionaron cinco regiones de interés circulares de 30.27 mm de diámetro en una imagen de CBCT correspondiente al módulo de uniformidad CTP486 del maniquí Catphan®504.

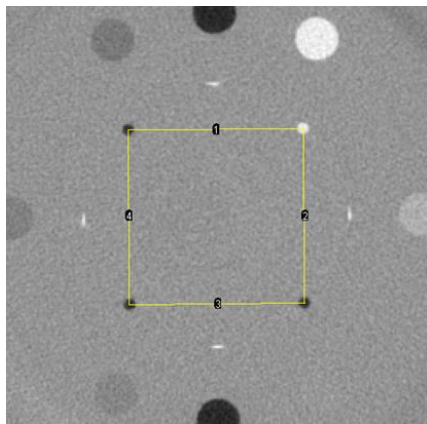


Figura 2. Imagen obtenida del módulo CTP404 del maniquí Catphan®504. Los cuatro círculos conectados por las líneas amarillas corresponden a agujeros de 3 mm de diámetro localizados en los vértices de un cuadrado imaginario de 50 mm de lado en el centro de dicho módulo.

C. Valores de densidad de voxel

Para el análisis de este parámetro se utilizó el módulo CTP404 del Catphan®504 que cuenta con objetivos de sensitometría de diferentes materiales: teflón, delrin, acrílico, poliestireno y polietileno de baja densidad (LDPE), polimetilpenteno (PMP) y aire, con el objetivo de verificar si el sistema de CBCT es capaz de reproducir los valores de densidad de voxel que se esperaba para los materiales mencionados y mostrados en la Tabla 1. Se colocaron siete ROI circulares de 8.3 mm de diámetro como se muestra en la

Figura 3. Se obtuvo el valor medio de pixel de cada ROI, así como su respectiva desviación estándar.

TABLA 1.
VALORES DE DENSIDAD DE VOXEL ESPERADOS DE LOS MATERIALES UTILIZADOS EN EL MÓDULO CTP404.

Número de ROI	Material	Valor de densidad de voxel [UH]
1	Aire	0
2	Teflón	1990
3	Delrin	1340
4	Acrílico	1120
5	Poliestireno	1035
6	LDPE	900
7	PMP	800

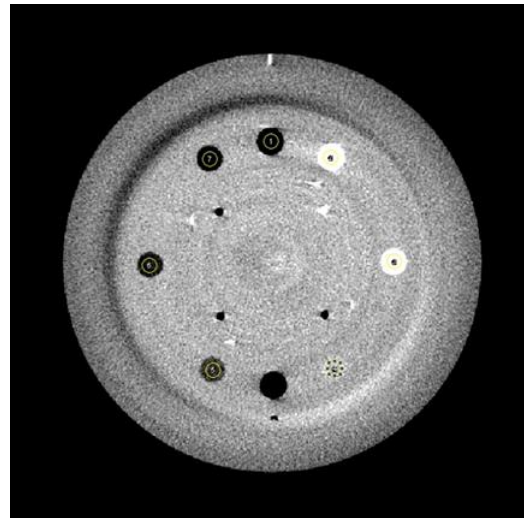


Figura 3. Imagen obtenida del módulo CTP404 del Catphan®504. Se seleccionaron siete ROIs circulares de 8.3 mm de diámetro centrados en las regiones de cada material del módulo.

D. Ruido

Para el análisis de este parámetro se utilizó el módulo CTP486, se colocaron dos ROI circulares de 48.83 mm de diámetro, una en el centro del maniquí y otra en una región de aire, como se muestra en la Figura 4, se obtuvo el valor medio de pixel de cada ROI, así como su desviación estándar, para diez cortes consecutivos de dicho módulo.

El nivel de ruido se expresó también como un porcentaje dividiendo la desviación estándar de la región de interés entre la diferencia, en Hounsfield, de los valores medios de pixel de la ROI del material del módulo y la ROI del aire[1], esto es:

$$\text{porcentaje de ruido} = \frac{\sigma_i}{\overline{CT}_i - \overline{CT}_{aire}}, \quad (2)$$

donde \overline{CT}_i y \overline{CT}_{aire} son los valores medios de pixel de la región de interés y aire, respectivamente, σ_i es la desviación estándar de la región de interés.

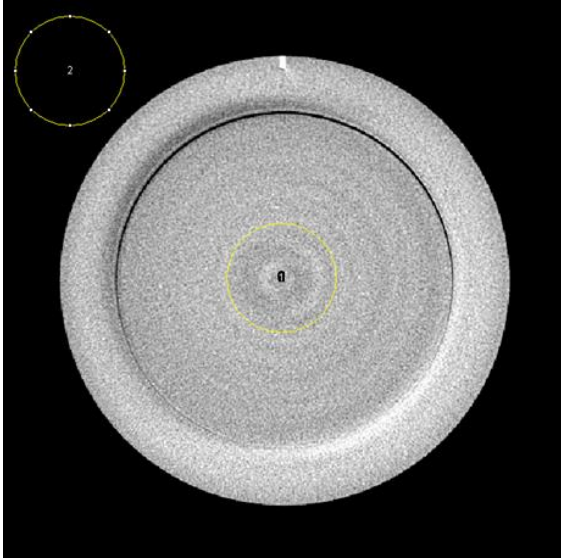


Figura 4. Se seleccionaron dos ROIs circulares de 48.83 mm de diámetro localizadas una en el centro de la imagen tomada del módulo de uniformidad CTP486 del maniquí Catphan®504 y la otra en una región de aire.

E. Resolución de bajo contraste

Para analizar este parámetro se utilizó el módulo CTP515 que consta de 39 objetivos circulares que van desde los 2 mm hasta los 15 mm de diámetro, con niveles de contraste nominal de 0.3%, 0.5% y 1%. Se colocaron dos ROI circulares de 7.32 mm de diámetro, uno en el objetivo más grande y el otro sobre una región del fondo, como se muestra en la Figura 5.

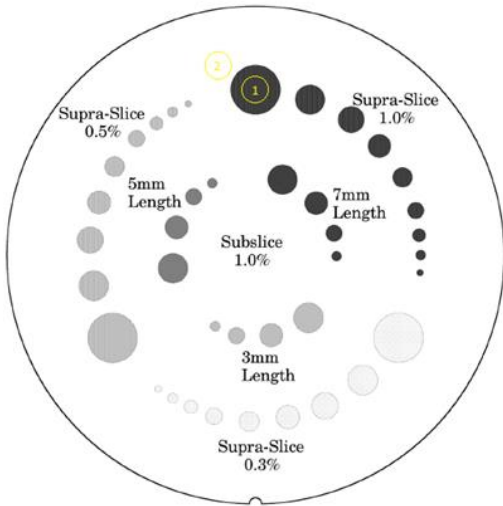


Figura 5. Arreglo del módulo de bajo contraste CTP515 del maniquí Catphan®504. Las regiones Subslice tienen espesores de 3 mm, 5 mm y 7 mm, mientras que las regiones Supra-slice tienen un espesor de 40 mm. Se seleccionaron dos ROI circulares de 7.32 mm de diámetro, una en la región más grande y la otra en una región de fondo. La imagen fue adaptada del manual de usuario del maniquí [3]

También se obtuvo el valor medio de pixel de cada ROI, así como su desviación estándar. El valor de contraste se expresó como la diferencia entre la escala de grises en ambas regiones de la imagen[4], esto es,

$$C = \overline{CT}_i - \overline{CT}_f, \quad (3)$$

donde \overline{CT}_i y \overline{CT}_f representan los valores medios de pixel de las regiones de interés y de fondo, respectivamente.

F. Resolución espacial

El módulo CTP528 se utilizó en el análisis de este parámetro. El módulo CTP528 tiene un medidor de prueba de alta resolución que va de uno a 21 pares de líneas por centímetro. El análisis se hizo de forma visual seleccionando el arreglo de líneas que se alcanzaba a distinguir como líneas individuales, como se muestra en la Figura 6.



Figura 6. Imagen obtenida del módulo de resolución de alto contraste CTP528. Se observaron hasta 8 pares de líneas por centímetro en esta imagen

III. RESULTADOS

A. Uniformidad

En la Figura 7 se muestra la curva de uniformidad correspondiente a los datos obtenidos del CBCT para el protocolo de adquisición *High Quality Head* realizado en el mes de octubre. El eje vertical corresponde al valor medio de pixel de cada ROI (cada dato con sus barras de error que corresponde a su desviación estándar), mientras que en el eje horizontal se muestra el correspondiente número de corte. En la Tabla 2 se muestran los valores obtenidos para la uniformidad para los meses de octubre a enero calculados de acuerdo con (1) y seleccionando el valor máximo obtenido.

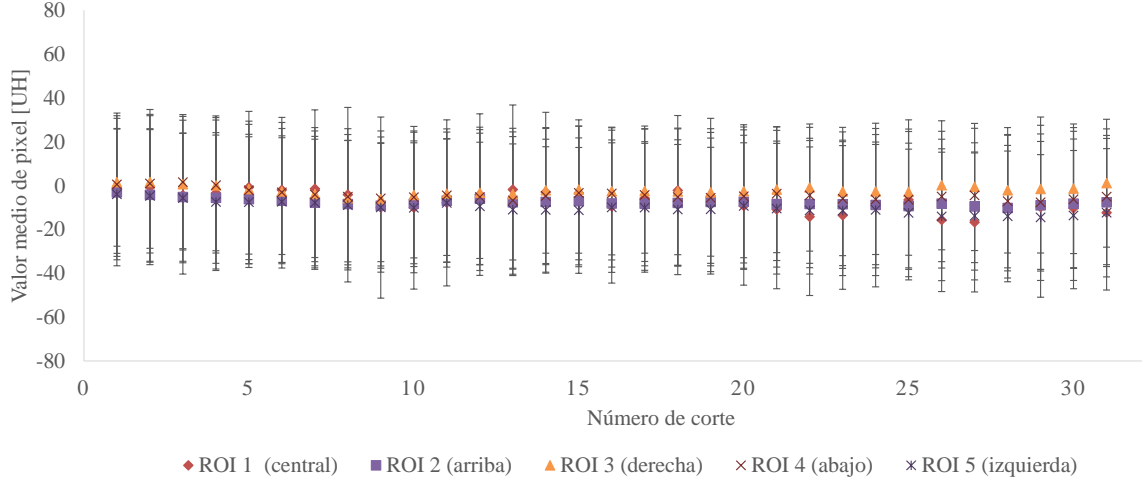


Figura 7. Curvas de uniformidad de cada protocolo de adquisición de imágenes correspondientes al conjunto de imágenes adquiridas en el mes de octubre con el protocolo de adquisición *High Quality Head*. Se muestra el valor medio de pixel de cada ROI relativo a cada número de corte. A cada dato se le asoció su desviación estándar como su respectiva barra de error.

TABLA 2.

VALORES DE UNIFORMIDAD PARA CADA PROTOCOLO UTILIZADO EN ESTE ESTUDIO Y ANALIZADO POR MES, DE OCTUBRE A ENERO.

Protocolo	Uniformidad octubre [UH]	Uniformidad noviembre [UH]	Uniformidad diciembre [UH]	Uniformidad enero [UH]
<i>Standard Dose Head</i>	13.5±7.3	14.7±5.8	13.7±9.2	17.6±6.8
<i>Low Dose Head</i>	18.1±5.4	17±8.3	11.9±3.5	17±9.4
<i>High Quality Head</i>	16.1±3.9	18.5±4.4	16.6±4.2	17.8±4.6

B. Precisión geométrica

En la Tabla 3 se muestran los resultados obtenidos del análisis de este parámetro. Estos valores corresponden al promedio de las cuatro diferencias medidas entre el valor esperado (que es el valor reportado por el fabricante del maniquí) y el valor medido en cada imagen por protocolo.

TABLA 3.

PROMEDIOS DE LAS DIFERENCIAS ENTRE LOS VALORES MEDIDOS DE LA DISTANCIA ENTRE LOS ORIFICIOS LOCALIZADOS EN EL MÓDULO CTP404 Y LA DISTANCIA DE 50 MM ESTABLECIDA POR EL MANUAL DE USUARIO PARA CADA PROTOCOLO UTILIZADO Y ANALIZADO POR MES, DE OCTUBRE A ENERO.

Protocolo	Diferencia promedio octubre [mm]	Diferencia promedio noviembre [mm]	Diferencia promedio diciembre [mm]	Diferencia promedio enero [mm]
<i>Standard Dose Head</i>	0.12±0.06	0.09±0.06	0.18±0.1	0.06±0.01
<i>Low Dose Head</i>	0.11±0.06	0.21±0.11	0.09±0.06	0.12±0.07
<i>High Quality Head</i>	0.06±0.01	0.12±0.07	0.12±0.13	0.3±0.09

C. Valores de densidad de voxel

En la Figura 8 se muestran las curvas de linealidad de los números de CT medidos en relación a los números de CT establecidos en el manual del maniquí. En este caso, a los datos medidos se le sumó 1000 UH puesto que los datos establecidos en el manual indicaban como 0 UH para el valor para el aire mientras que en nuestro caso el valor de referencia del aire corresponde a -1000 UH. A cada dato se le asignó su barra de error que representa el valor de la desviación estándar medido en su región de interés.

D. Ruido

En la tabla 4 se muestra el valor del ruido obtenido para cada protocolo en los meses de octubre a enero. Estos valores de ruido se obtuvieron como el promedio de los valores obtenidos para el ruido de las diez imágenes analizadas y el error mostrado se obtuvo como la desviación estándar de dicho promedio. La columna “%” muestra el ruido obtenido de cada protocolo de adquisición como un porcentaje, esto es, de lo que se observa en la imagen cierto porcentaje es ruido. El porcentaje de ruido fue calculado de acuerdo con (2) usando como valor medio del aire el valor promedio de los valores medios de pixel de cada ROI en la región de aire de cada imagen analizada para este parámetro.

E. Resolución de bajo contraste

En la tabla 5 se muestran los valores de contraste obtenidos para cada protocolo en los meses de octubre a enero. Los valores mostrados se obtuvieron de acuerdo con (3), asociándole a cada dato la desviación estándar medida en su respectiva región de interés posteriormente, se promedió el valor de contraste obtenido para diez imágenes analizadas.

Curvas de uniformidad de los números de CT por protocolo de adquisición

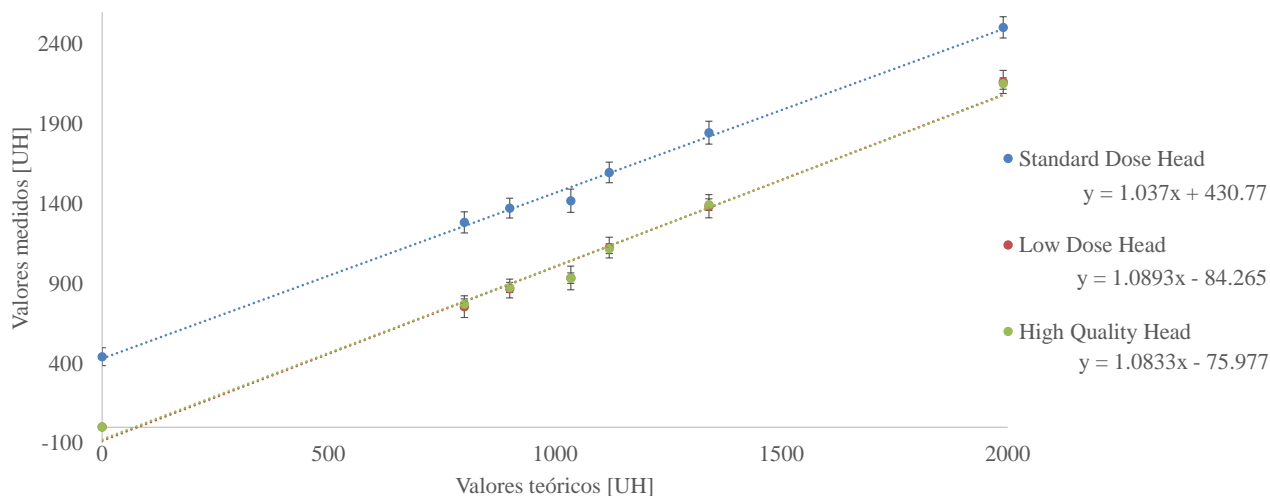


Figura 8. Curvas de linealidad de UH. Se grafican los valores medidos con relación a los valores establecidos en el manual del maniquí.

TABLA 4.

VALORES DE NIVEL DE RUIDO PARA CADA PROTOCOLO DE UTILIZADO EN ESTE ESTUDIO Y ANALIZADO POR MES, DE OCTUBRE A ENERO.

Protocolo	Ruido octubre		Ruido noviembre		Ruido diciembre		Ruido enero	
	[UH]	%	[UH]	%	[UH]	%	[UH]	%
Standard Dose Head	64.9 ±0.9	4.83	63.9 ±0.7	4.77	64.7 ±0.5	4.85	66.2 ±1.2	4.95
Low Dose Head	59.6 ±1	6.00	59.6 ±1	5.94	60.1 ±1	6.00	61.9 ±1.8	6.16
High Quality Head	33.1 ±0.7	3.32	32.2 ±0.6	3.19	32 ±0.8	3.18	33.2 ±0.6	3.29

TABLA 5.

VALORES DE CONTRASTE OBTENIDOS PARA CADA PROTOCOLO UTILIZADO EN ESTE ESTUDIO Y ANALIZADO POR MES DE OCTUBRE A ENERO.

Protocolo	Contraste octubre [UH]	Contraste noviembre [UH]	Contraste diciembre [UH]	Contraste enero [UH]
Standard Dose Head	23.3±11.1	26.8±18.1	22.6±21.4	19.9±15.2
Low Dose Head	21.9±15	28.8±17.5	26.6±12.1	26.5±18.6
High Quality Head	20.8±6.9	21.9±7.8	22±9.5	21.6±7.3

F. Resolución espacial

En la Figura 9 se muestran las imágenes de CBCT obtenidas para los meses de octubre a enero del módulo de resolución espacial CTP528 del maniquí The Phantom Laboratory Catphan®504. En cada imagen se encerró en un círculo amarillo el arreglo de pares de líneas hasta donde fue capaz de observar y distinguir como líneas individuales el observador. Se pudo observar entre 7 y 8 pares de líneas por centímetro.

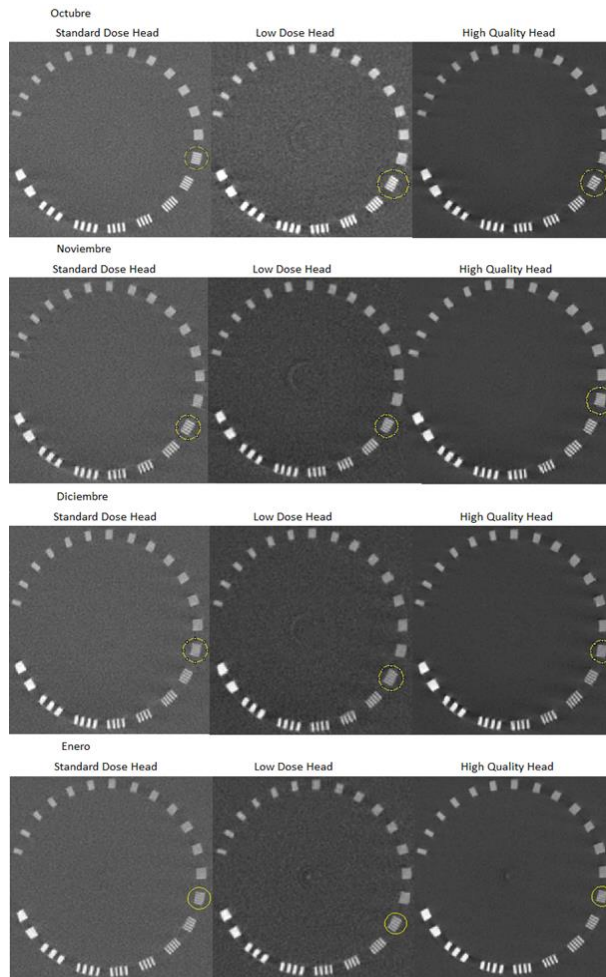


Figura 9. Imágenes correspondientes al módulo CTP528 del maniquí The Phantom Laboratory Catphan®504 obtenidas con cada protocolo utilizado durante los meses de octubre a enero.

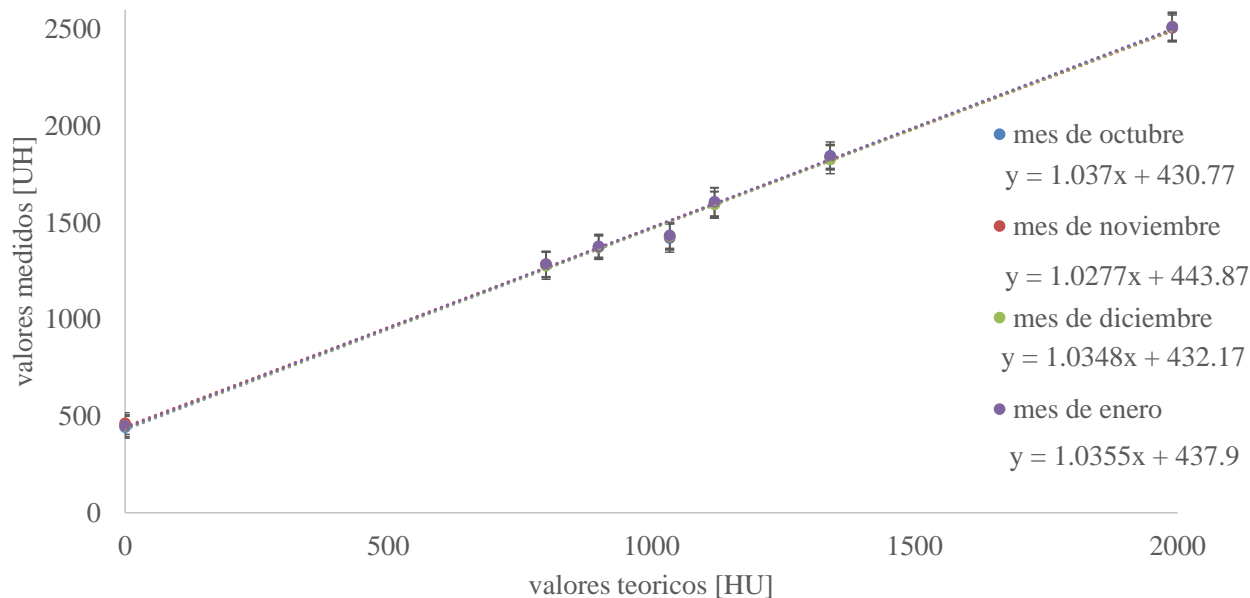


Figura 10. Gráficas de linealidad de CT correspondientes al protocolo de adquisición Standard Dose Head durante los meses de octubre a enero.

IV. DISCUSIÓN

El análisis de los parámetros se hizo de acuerdo a las especificaciones del protocolo EFOMP[1]. En el caso de la uniformidad se sugiere que el valor encontrado sea menor que 10% de la diferencia entre las regiones del aire (-1000 UH) y las regiones acuáticas (0 UH) y que los valores no difieran en más 10 UH con respecto al valor de referencia, esta comparación se hizo entre mediciones consecutivas para cada protocolo de adquisición, por ejemplo, para el protocolo *Standard Dose Head* para el mes de diciembre a enero hay una diferencia de 3.9 UH. Para el caso de la precisión geométrica se sugiere que la diferencia entre los valores medidos y los valores establecidos en el manual de usuario del producto sean menores a 1 mm.

En la Tabla 3 se puede observar que todos los valores obtenidos cumplen el requisito. Para los valores de densidad de voxel se sugiere que no haya variaciones superiores a 50 UH con respecto a los valores de referencia. En este caso se compararon las curvas de linealidad de CT de cada mes, por protocolo de adquisición, se observó que son iguales, en la Figura 10 se puede observar la comparación para el protocolo *Standard Dose Head*. En todos los casos se observaron pendientes cercanas a 1 lo que refleja una alta linealidad, sin embargo, resultó evidente que los datos medidos difieren de los datos de referencia establecidos en el manual, especialmente para el protocolo de adquisición de imágenes *Standard Dose Head*. Esta importante variación puede deberse a la dependencia de los valores de unidades Hounsfield con los filtros de reconstrucción de imagen utilizados. Cabe mencionar, que de la definición de unidades Hounsfield se observa que los coeficientes de atenuación lineal dependen de la energía del haz de rayos X y, por lo

tanto, las unidades Hounsfield también presentan esta dependencia, más aún, dependen también de parámetros como el voltaje y amperaje utilizados en el tubo de rayos X. Por esta razón, se presenta ese comportamiento en los resultados obtenidos, que ya han sido reportados resultados similares en otros trabajos [5]–[7].

Con fines de comparación, se digitalizaron 9 de 10 curvas de linealidad de CT reportadas en el trabajo *A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy* [5], estas curvas se muestran en la Figura 11 sobrepuestas a las 3 curvas de linealidad de CT obtenidas en el mes de octubre de cada protocolo de adquisición utilizado. Con esto se pudo observar que las curvas de los protocolos de adquisición analizados en este trabajo se encuentran en la misma región que las otras curvas. Así mismo, se puede apreciar también la gran variabilidad en valores obtenidos de unidades Hounsfield, ya no solo entre protocolos de adquisición de un mismo escáner de CBCT, sino entre distintos escáneres. Para el parámetro de ruido el protocolo EFOMP sugiere que la diferencia de los niveles medidos con respecto a la línea de referencia sea menor al 20%. Tomando como referencia cualquiera de los valores obtenidos para cada protocolo, en comparación con el resto, se hace evidente que la diferencia resulta ser menor que el 20% del valor tomado. Para el caso de la resolución de bajo contraste, se pide que los valores obtenidos estén dentro del 40% del valor medido en la aceptación del dispositivo. En este caso, se hizo la comparación entre meses consecutivos y se observó que las diferencias son menores que el 40% de cualquiera de los valores comparados, por ejemplo, para el protocolo *Low Dose Head* hay una diferencia de 7.7 UH del mes de octubre al mes de noviembre, sin embargo, 7.7 UH es menor que el 40% de cualquiera de ambos valores. En el caso

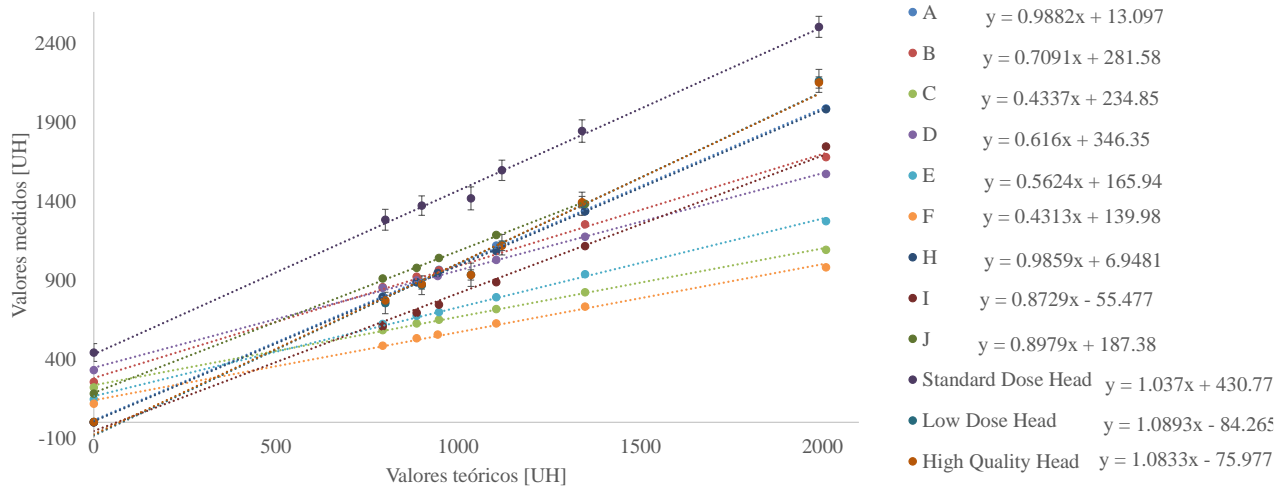


Figura 11. Curvas de linealidad de los números de CT. Las curvas de la A a la J fueron digitalizadas de las curvas de linealidad mostradas en [5] y se superpusieron a las mostradas en la Figura 4.

de la resolución espacial se pudo observar entre siete y ocho pares de líneas por centímetro, que es superior a lo establecido en el protocolo EFOMP, pues este pide que el valor obtenido sea superior a cinco pares de líneas por cm y, además, pide que los valores obtenidos estén dentro del 20% del valor de referencia. Esto último se cumplió también, pues si se considera el valor de 7 líneas/cm u 8 líneas/cm como referencia, el 20% equivaldría a 1.4 líneas/cm o 1.6 líneas/cm. Al hacer la comparación entre meses consecutivos para cada protocolo, se observó que sus variaciones están dentro de cualquiera de estos valores.

Durante el tiempo en el que se analizaron los parámetros de calidad de imagen, los valores obtenidos para cada parámetro de cada protocolo de adquisición de imágenes siempre cumplieron con los requerimientos del protocolo EFOMP, por lo que se propuso como valores de referencia el valor promedio de los valores obtenidos mes con mes de cada parámetro por protocolo de adquisición. Así mismo, se propuso como niveles de acción a la desviación estándar de cada valor. Los niveles de acción indican la máxima desviación con respecto a los valores de referencia que se puede tolerar para futuras pruebas de garantía y control de calidad. Estos valores se muestran en la Tabla 6 y Tabla 7.

Tabla 6. VALORES DE REFERENCIA Y NIVELES DE ACCIÓN PROPUESTOS DE CADA PARÁMETRO DE CALIDAD DE IMAGEN PARA CADA PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES UTILIZADO EN ESTE ESTUDIO.

Protocolo	Parámetro	Valor de referencia	Nivel de acción
<i>Standard Dose Head</i>	Uniformidad	14.8 UH	> 10.5 UH
	Precisión geométrica	0.11 mm	> 0.14 mm
	Ruido	64.9 UH	> 2 UH
	Resolución de bajo contraste	23.1 UH	> 23.6 UH
<i>Low Dose Head</i>	Resolución espacial	8 lp/cm	> 1 lp/cm
	Uniformidad	16 UH	> 12.1 UH

<i>High Quality Head</i>	Precisión geométrica	0.13 mm	> 0.15 mm
	Ruido	60.3 UH	> 2.6 UH
	Resolución de bajo contraste	25.2 UH	> 20.9 UH
	Resolución espacial	7 lp/cm	> 1 lp/cm
	Uniformidad	17.2 UH	> 5.6 UH
	Precisión geométrica	0.15 mm	> 0.22 mm
	Ruido	32.6 UH	> 1.3 UH
	Resolución de bajo contraste	21.5 UH	> 9.5 UH
	Resolución espacial	8 lp/cm	> 1 lp/cm

Tabla 7. VALORES DE REFERENCIA Y NIVELES DE ACCIÓN PROPUESTOS PARA LOS OBJETIVOS DE SENSITOMETRÍA DEL MÓDULO CTP404 DEL MANÍQUÍ THE PHANTOM LABORATORY CATPHAN@504 PARA CADA PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES UTILIZADO EN ESTE ESTUDIO.

Protocolo	Material	Valor de referencia [UH]	Nivel de acción [UH]
<i>Standard Dose Head</i>	Aire	-549.4	> 64.2
	Teflón	1509.2	> 78.8
	Delrin	837.4	> 82.1
	Acrílico	599.5	> 83.4
	Poliestireno	427.4	> 78.2
	LDPE	374.3	> 65.9
	PMP	282.3	> 73.1
<i>Low Dose Head</i>	Aire	-998.3	> 6.1
	Teflón	1166.6	> 79.2
	Delrin	394.5	> 81.1
	Acrílico	125.0	> 71.0
	Poliestireno	-70.4	> 77.9
	LDPE	-124.0	> 73.9
	PMP	-234.4	> 74.1
<i>High Quality Head</i>	Aire	-997.1	> 4.8
	Teflón	1156.5	> 41.8
	Delrin	390.1	> 44.5
	Acrílico	121.7	> 39.3
	Poliestireno	-62.2	> 35.9
	LDPE	-122.1	> 35.7
	PMP	-226.8	> 34.7

V. CONCLUSIONES

Fue posible verificar el correcto funcionamiento del tomógrafo computarizado de haz cónico del acelerador lineal Novalis Tx™ del Centro Médico ABC al comprobar que los valores de cada parámetro de calidad de imagen se encontraron dentro de los requerimientos del protocolo de EFOMP, así mismo, fue posible proponer valores de referencia para futuras pruebas de control de calidad. El análisis se realizó únicamente para los protocolos de adquisición destinados a aplicaciones craneales: *Standard Dose Head*, *Low Dose Head* y *High Quality Head*, por lo que los valores de referencia y niveles de acción aquí propuestos deben utilizarse únicamente para pruebas de rutina donde se utilicen los mismos protocolos de adquisición, ya que los valores de referencia proporcionados podrían cambiar al modificarse los parámetros de adquisición de imagen.

REFERENCIAS

- [1] Disponible en: https://www.efomp.org/uploads/2017-06-02-CBCT_EFOMP-ESTRO-IAEA_protocol.pdf.
- [2] H. Miura et al., "Evaluation of cone-beam computed tomography image quality assurance for Vero4DRT system", *Rep. Pract. Oncol. Radiother.*, vol. 22, núm. 3, pp. 258–263, 2017, doi: 10.1016/j.rpor.2016.12.001.
- [3] Disponible en: <https://static1.squarespace.com/static/5367b059e4b05a1adcd295c2/t/551ae42be4b046662454b34d/1427825707349/catphan504manual.pdf>.
- [4] J. T. Bushberg, Ed., *The essential physics of medical imaging*, 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [5] J.-P. Bissonnette, D. J. Moseley, y D. A. Jaffray, "A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy", *Med. Phys.*, vol. 35, núm. 5, pp. 1807–1815, may 2008, doi: 10.1118/1.2900110.
- [6] P. Mah, T. E. Reeves, y W. D. McDavid, "Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography", *Dento Maxillo Facial Radiol.*, vol. 39, núm. 6, pp. 323–335, sep. 2010, doi: 10.1259/dmfr/19603304.
- [7] R. Varadhan, S. Hui, y D. Roback, "SU-FF-J-106: Comparison of Image Guided Radiotherapy Technologies: Tomotherapy, Varian Trilogy and Elekta Synergy", *Med. Phys.*, vol. 34, núm. 6Part6, pp. 2392–2392, 2007, doi: 10.1118/1.2760611.