

OPTIMIZACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN EN UN TOMÓGRAFO SIMULADOR PARA RADIOTERAPIA: DESARROLLO DE UN PROTOCOLO ESPECÍFICO

OPTIMIZATION OF IMAGE QUALITY IN A RADIOTHERAPY CT SIMULATOR: DEVELOPMENT OF A SPECIFIC PROTOCOL

Flavio C. Teran Flores^{1,2}, Wilson Otto Batista³, Alberto E.
Gonzales-Ccoscco^{4*}

¹ Departamento de Radioterapia, Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, Lima, Perú.

² Centro Renal y Oncológico Docente, Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima, Perú.

³ Instituto Federal da Bahia, Campus Salvador, Rua Emídio dos Santos, s/n, Barbalho, Salvador, BA
40301-015, Brasil.

⁴ Universidad Continental, Arequipa, Perú.

(Recibido: Ago./2025. Aceptado: Oct./2025)

Resumen

El presente estudio tuvo como objetivo optimizar los parámetros de exploración del tomógrafo simulador Siemens Somatom Scope para garantizar una calidad de imagen óptima en la detección de tumores cerebrales. Para ello, se realizaron mediciones con el fantoma Catphan CTP 503, evaluando indicadores como la relación contraste-ruido (CNR), la visibilidad de bajo contraste (LCV), la relación señal-ruido (SNR), el nivel de ruido y el índice de uniformidad (UI). La optimización se llevó a cabo ajustando parámetros de exploración como kilovoltaje (kV), miliamperaje (mA) y el modo automático (CareDose4D).

Los resultados demostraron que el protocolo optimizado (Protocolo 2) alcanzó la mayor CNR de 61.41 para polimetilpenteno (PMP) y 47.9 para Polietileno de Baja Densidad (LDPE), así como la mejor LCV y una SNR de 31.2. Asimismo, presentó el menor nivel de ruido (0.3 %) y el mejor índice de uniformidad (0.03). Estos hallazgos sugieren

que el Protocolo 2 puede ser una herramienta efectiva para mejorar la precisión en el delineamiento de estructuras cerebrales y otras regiones anatómicas, optimizando la planificación de tratamientos en radioterapia.

Palabras clave: tomógrafo simulador, optimización de imagen, calidad de imagen, radioterapia, planificación del tratamiento.

Abstract

This study aimed to optimize the scan parameters of the Siemens Somatom Scope CT simulator to ensure optimal image quality for the detection of brain tumors. To achieve this, measurements were performed using the Catphan CTP 503 phantom, evaluating metrics such as the contrast-to-noise ratio (CNR), low-contrast visibility (LCV), signal-to-noise ratio (SNR), noise level, and uniformity index (UI). The optimization process involved adjusting scan parameters such as kilovoltage (kV), tube current (mA), and the automatic exposure control system (CareDose4D).

The results showed that the optimized protocol (Protocol 2) achieved the highest CNR values—61.41 for polymethylpentene (PMP) and 47.9 for low-density polyethylene (LDPE)—as well as the best LCV and an SNR of 31.2. In addition, it exhibited the lowest noise level (0.3 %) and the best uniformity index (0.03). These findings suggest that Protocol 2 may be an effective tool for improving the accuracy of brain structure delineation and other anatomical regions, thereby enhancing radiotherapy treatment planning.

Keywords: simulator CT, image optimization, image quality, radiotherapy, treatment planning.

1. Introducción

La radioterapia es un tratamiento esencial en la lucha contra el cáncer y su eficacia depende de una planificación precisa que

garantice la correcta administración de la dosis al volumen tumoral, minimizando la afectación a los órganos de riesgo. En este contexto, la tomografía computarizada (TC) desempeña un papel crucial en la planificación radioterapéutica, al proporcionar imágenes detalladas de la anatomía del paciente y permitir una delimitación precisa del volumen blanco y de las estructuras críticas. La calidad de imagen es determinante para mejorar la exactitud en la asignación de dosis y la efectividad del tratamiento.

El tomógrafo simulador es un equipo de TC diseñado específicamente para la planificación de radioterapia. Su función principal es obtener imágenes en la posición exacta del paciente durante el tratamiento, asegurando una referencia anatómica confiable para el contorneo de los volúmenes tumorales y la protección de órganos de riesgo. La calidad de imagen obtenida con un tomógrafo simulador influye directamente en la precisión de la planificación, por lo que su optimización es clave para garantizar la seguridad y eficacia del tratamiento [1].

En la mayoría de los centros de radioterapia, se utilizan protocolos de exploración estandarizados que pueden no estar optimizados para todas las condiciones anatómicas y tipos de tratamiento. Esto puede derivar en imágenes de baja calidad, dificultando la identificación de estructuras de bajo contraste y generando incertidumbre en la planificación dosimétrica. Estudios han demostrado que la optimización de parámetros técnicos como el kilovoltaje (kV), la corriente del tubo (mA) y los algoritmos de reconstrucción puede mejorar significativamente la calidad de imagen y reducir la dosis de radiación administrada al paciente [2],[3].

Actualmente, los fabricantes de tomógrafos simuladores proporcionan protocolos estandarizados que pueden no estar adaptados a las necesidades específicas de cada centro. Esto puede generar imprecisiones en el contorneo de estructuras anatómicas y afectar la planificación dosimétrica. Para lograr una segmentación precisa del volumen tumoral y la protección adecuada de los órganos de riesgo, es fundamental optimizar parámetros como el potencial y la corriente del tubo, el tiempo de rotación, los

algoritmos de reconstrucción y el campo de visión. Estos factores influyen directamente en la calidad de imagen y en la dosis de radiación administrada [3].

A nivel internacional, diversos organismos como la Agencia Internacional de Energía Atómica (AIEA) y la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) han desarrollado recomendaciones para la optimización de la imagen en tomografía de simulación. Sin embargo, no existe un consenso único sobre los parámetros ideales, ya que estos dependen de la tecnología disponible y las condiciones específicas de cada servicio de radioterapia. La implementación de protocolos de calidad sigue siendo un desafío en muchos países debido a la variabilidad en los equipos y técnicas utilizadas [4].

En este sentido, indicadores cuantitativos como SNR, CNR y LCV se han convertido en herramientas fundamentales para evaluar y optimizar la calidad de imagen en tomografía computarizada utilizada para radioterapia. Una mayor SNR se traduce en imágenes más nítidas, facilitando la diferenciación entre tejidos adyacentes [5]. El CNR, por su parte, permite cuantificar la detectabilidad de estructuras con contrastes sutiles, lo cual es esencial en el delineado de volúmenes blancos y órganos de riesgo [6]. Finalmente, la LCV evalúa la capacidad del sistema de imagen para visualizar objetos de bajo contraste, siendo clave en la visualización de lesiones hipodensas o límites tumorales poco definidos [7]. Diversos estudios han demostrado que la optimización de estos parámetros permite mejorar el proceso de segmentación y contorneo, contribuyendo a una planificación más precisa y segura del tratamiento radioterapéutico [8],[9].

Existen diversos fantomas utilizados para evaluar la calidad de imagen en tomografía computarizada, como el ACR CT Accreditation Phantom y el Gammex 464, que permiten analizar parámetros como el ruido, el contraste y la uniformidad. El pahntoma Catphan® 504, es reconocido por su capacidad para medir de forma cuantitativa indicadores como el SNR, CNR y LCV, fundamentales para mejorar la delimitación de estructuras anatómicas durante la planificación radioterapéutica. La evaluación

con este fantoma permite optimizar los protocolos de imagen y garantizar una representación anatómica precisa [10],[11],[12].

En este contexto, el presente estudio tiene como objetivo desarrollar y validar un protocolo optimizado de adquisición de imágenes en tomografía computarizada para planificación en radioterapia. Se busca ajustar parámetros técnicos del tomógrafo simulador como el kilovoltaje, la corriente del tubo y los algoritmos de reconstrucción para mejorar la calidad de imagen, facilitando una delimitación precisa del Volumen Tumoral Macroscópico (GTV) y los órganos de riesgo. Además, se evaluarán indicadores cuantitativos como el SNR, CNR y LCV, con el fin de establecer protocolos reproducibles y aplicables en diversos entornos clínicos.

Materiales y métodos

El estudio se realizó utilizando un tomógrafo simulador Siemens Somatom Scope, empleado en un servicio de radioterapia. Este equipo cuenta con un conjunto de detectores de 24 filas, con 16 cortes de exploración y 32 cortes de reconstrucción. Además, dispone de un pórtico de 70 cm de diámetro con una inclinación de $\pm 30^\circ$ y presenta las siguientes características técnicas: colimación de 16×0.6 mm, ajuste del tubo a 130 kV y 80 mAs, un producto dosis-longitud (DLP) de 624.5 mGy·cm y un tiempo de rotación de 1.0 s.

Para la evaluación de calidad de imagen, se utilizó el fantoma Catphan CTP 503 [6], el cual está compuesto por tres módulos principales: CTP 404, CTP 528 y CTP 486 (figura 1). Estos módulos permiten realizar pruebas específicas de uniformidad espacial, ruido, número CT, resolución de bajo contraste y alto contraste espacial.

El módulo CTP 404 incorpora cuatro rampas de alambre con una inclinación de 23° , lo que facilita la correcta alineación del fantoma en los planos sagital, coronal y axial. Además, contiene insertos con densidades electrónicas conocidas, lo que permite evaluar la linealidad de los valores CT. También incluye cinco

esferas de acrílico destinadas a la verificación de la resolución de bajo contraste.

El módulo CTP 528 está orientado al análisis del contraste espacial elevado. Posee 21 pares de líneas por centímetro, con un espaciado definido por el fabricante, lo que posibilita la evaluación de la función de transferencia de modulación (MTF). Esta configuración permite generar una curva de referencia útil para comparaciones en controles de calidad periódicos.

Por su parte, el módulo CTP 486 permite examinar la uniformidad de la imagen y cuantificar el nivel de ruido. La representación del fantoma Catphan se muestra en la figura 2.

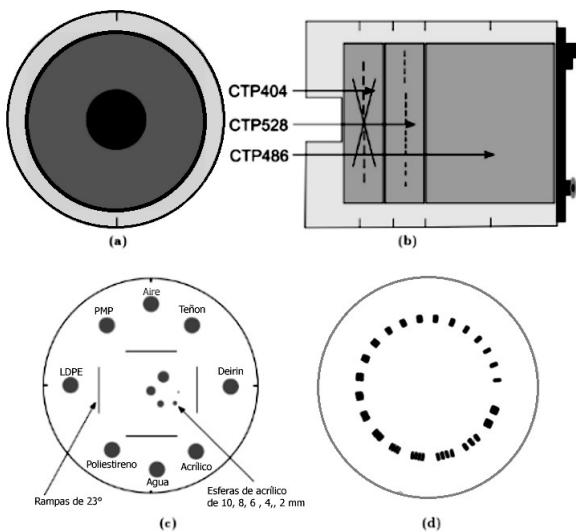


FIGURA 1. Secciones del fantoma Catphan para cada módulo de análisis

Para el procesamiento y análisis de las imágenes obtenidas, se utilizó el software RadiAnt DICOM Viewer, una herramienta de libre acceso que permite realizar ajustes de brillo y contraste, aplicar modos de visualización negativa, configurar ventanas predeterminadas para distintos tipos de estudios tomográficos (como pulmones, huesos, entre otros), así como medir distancias y valores de densidad en unidades Hounsfield dentro de regiones

de interés. Para el procesamiento y análisis de las imágenes obtenidas, se utilizó el software RadiAnt DICOM Viewer, una herramienta de libre acceso que permite realizar ajustes de brillo y contraste, aplicar modos negativos, realizar configuraciones predeterminadas de ventana para diferentes tipos de tomografías (pulmones, huesos, etc.), así como medir longitudes y valores de densidad en unidades Hounsfield dentro de regiones de interés. En este estudio, las mediciones se realizaron con el fantoma Catphan CTP 503 para optimizar los parámetros de exploración y desarrollar protocolos que mejoren la calidad de imagen ver figura 2. Se evaluaron los efectos de diferentes configuraciones de kilovoltaje, miliamperaje, modo automático (CareDose4D)¹ y modo de adquisición sobre la calidad de la imagen. Estas imágenes optimizadas fueron comparadas con protocolos estandarizados del fabricante, evaluando métricas como la relación contraste-ruido (CNR), la relación señal-ruido (SNR), la visibilidad de bajo contraste (LCV), la uniformidad de imagen y el nivel de ruido. Para cada ajuste de parámetros dentro de un protocolo de imagen, se calcularon y compararon las siguientes relaciones:

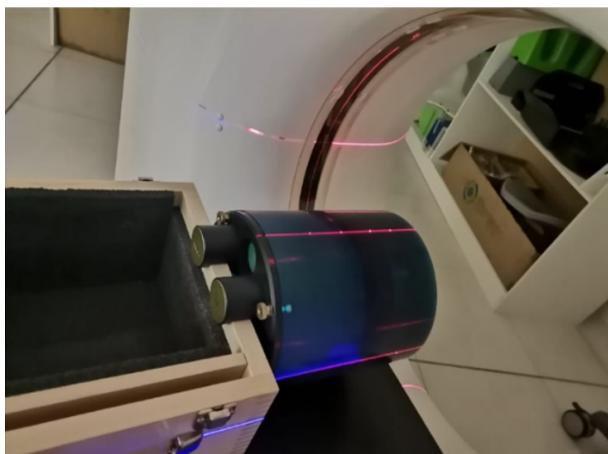


FIGURA 2. *Fantoma Catphan modelo CTP 503, alineado con los láseres del simulador*

¹Este es el nombre de la función de exposición automática y optimización de dosis proporcionada por Siemens.

Relación contraste ruido (CNR): para la medición, se trabajó en la sección 404 del fantoma Catphan. Se determinaron los valores medios de píxel y la desviación estándar en cuatro materiales de referencia (PMP, LDPE, acrílico y teflón) utilizando regiones de interés (ROI) de aproximadamente 0.5 cm de radio. Para estimar la señal de fondo, se emplearon ROI del mismo tamaño en áreas fuera de los materiales objetivo. El cálculo se realizó utilizando la siguiente ecuación [5]

$$\text{CNR} = \frac{|H'U_{\text{objetivo}} - H'U_{\text{fondo}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{objetivo}}^2 + \sigma_{\text{fondo}}^2}} \quad (1)$$

Visibilidad de bajo contraste: Estos valores también pueden obtenerse utilizando la sección 404 del fantoma Catphan. En este caso, se tomaron los valores nominales de dos objetivos: LDPE (aproximadamente 100 UH, según el manual) y poliestireno (aproximadamente 35 UH, según el manual), aplicando la siguiente ecuación:

$$\text{LCV} = \frac{|HU'_{\text{LDPE}} - HU'_{\text{PS}}|}{\sqrt{\sigma_{\text{LDPE}}^2 + \sigma_{\text{PS}}^2}} \quad (2)$$

Relación señal ruido: Se obtuvieron los datos utilizando la sección 486 del fantoma Catphan, en la cual se analizaron los valores medios de píxel y la desviación estándar en cinco regiones de interés (ROI) de aproximadamente 1 cm de radio, aplicando la siguiente ecuación:

$$\text{SNR} = \frac{UH_{\text{ponderado}}}{\sigma_{\text{ponderado}}} \quad (3)$$

Con:

$$UH_{\text{ponderado}} = \frac{\sum_{i=1}^5 \left(\frac{UH_i}{\sigma_i^2} \right)}{\sum_{i=1}^5 \left(\frac{1}{\sigma_i^2} \right)} \quad (4)$$

$$\sigma_{\text{ponderado}} = \frac{\frac{1}{\sigma_i}}{\sum_{i=1}^5 \left(\frac{1}{\sigma_i^2} \right)} \quad (5)$$

Donde UH_i representa el valor promedio del píxel para un ROI y σ_i corresponde a la desviación estándar.

Ruido: El análisis puede realizarse utilizando los datos del ítem anterior. En este caso, los resultados se expresan en porcentaje (%). Para su cálculo, la desviación estándar se divide entre la diferencia entre el número CT del agua y el del aire, y el resultado se multiplica por 100 para obtener el valor porcentual.

$$\text{Nivel de ruido (\%)} = \frac{\sigma * 100}{1000} \quad (6)$$

Índice de uniformidad: se define como la media de los valores de píxel dentro de los ROI periféricos, mientras que UH_{centro} corresponde al promedio de los valores de píxel dentro del ROI central [5].

$$UI = \frac{100 * UH_{\text{periferia}} - UH_{\text{centro}}}{UH_{\text{centro}} + 1000} \quad (7)$$

La figura 3a muestra la sección del módulo CTP 404, donde es posible analizar la Relación Contraste-Ruido (CNR) y la Relación de Visibilidad de Bajo Contraste (LCV). Por otro lado, las figuras 3b, en la sección del módulo CTP 486, se pueden evaluar la Relación Señal-Ruido (SNR), el ruido y la uniformidad de la imagen.

Para realizar las mediciones, se adquirieron una serie de imágenes utilizando tres diferentes kilovoltajes proporcionados por el tomógrafo simulador Siemens Somatom Scope. La primera adquisición corresponde a un protocolo estándar para estudios de cerebro, cuyos detalles se presentan en la Tabla 1.

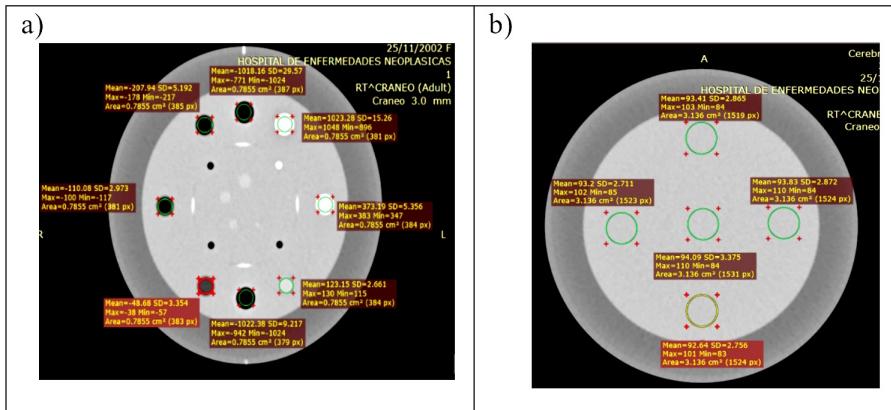


FIGURA 3. a) Imagen axial del fantoma Catphan con medidas de ROI's en insertos y b) Sección del módulo CTP 486 del fantoma Catphan

Protocolos	kV	mA	Modo	CareDose4D	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)	Dosis efectiva (mSv)
Estándar (0)	130	143	helicoidal	on	55.56	1068	2.46
1	130	121	helicoidal	off	47.01	1069	2.46
2	130	149	helicoidal	off	57.89	1264	2.91
3	130	83	helicoidal	off	32.25	770	1.77
4	110	143	helicoidal	off	38.08	923	2.12
5	110	165	helicoidal	off	43.93	1012	2.33
6	80	220	helicoidal	off	26.14	571	1.31
7	80	192	helicoidal	off	22.81	477	1.10

TABLA 1. Parámetros de adquisición de protocolos

Resultados y discusión

Nuestro estudio demostró que la implementación de un protocolo de optimización de imágenes en un tomógrafo simulador para radioterapia mejoró significativamente la calidad de las imágenes obtenidas. Los resultados de los protocolos analizados para cada tipo de relación evaluada se presentan en la tabla 2.

La figura 4 muestra la Relación Contraste-Ruido (CNR) para los objetos de PMP, acrílico y teflón, donde se observa cómo varía el CNR entre los diferentes protocolos evaluados, evidenciando el impacto de los parámetros de adquisición en la calidad de imagen para cada material.

Protocolos	CNR				LCV	SNR	Nivel de Ruido (%)	UI
	PMP	Teflón	Acrílico	LDPE				
Estándar (0)	57.7	16.8	7.3	41.5	10.7	31.8	0.3	-0.07
1	25.9	89.1	6.4	36.2	9.9	28.0	0.4	-0.04
2	61.4	16.3	4.5	47.9	13.8	31.2	0.3	0.03
3	47.7	105.6	6.9	31.4	8.5	23.2	0.5	0.05
4	45.9	39.5	4.0	31.2	6.2	23.6	0.4	0.07
5	56.8	72.1	5.6	17.6	5.0	24.3	0.4	0.05
6	35.4	10.7	4.7	19.9	5.6	13.7	0.5	0.37
7	37.9	34.2	3.9	22.5	6.3	12.5	0.6	0.25

TABLA 2. Resultados del análisis del protocolo estándar y los optimizados

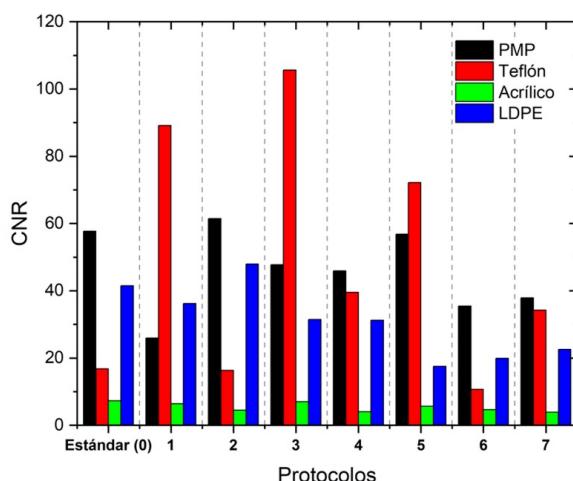


FIGURA 4. Relación Contraste Ruido para objetos de PMP, Acrílico y teflón

Se observa que para materiales con bajos valores de Unidades Hounsfield, como el PMP, el protocolo (2) alcanza un valor de Relación Contraste-Ruido de 61.41, mientras que el protocolo estándar (0) presenta un CNR de 57.73. Este último fue obtenido con parámetros clínicos de 130 kV y 149 mA. La superioridad del protocolo (2) se atribuye a la mayor penetración del haz en este estudio, logrando una mejora aproximada del 6 % en la relación contraste-ruido en comparación con el protocolo estandar.

La figura 5 muestra la visibilidad de bajo contraste, un parámetro asociado a la relación señal-contraste, especialmente relevante en tejidos blandos como el cerebro. En la gráfica, se observa que el protocolo (2), con 130 kV y 149 mA, presenta el valor más alto de visibilidad de bajo contraste (VCL), con 13.76, en comparación con el protocolo estándar (0), que alcanza un VCL de 10.68. Esto representa una mejora aproximada del 28 %. Estos resultados sugieren que un ligero aumento en la cantidad de electrones mediante el ajuste del amperaje permite obtener imágenes con mayor nitidez.

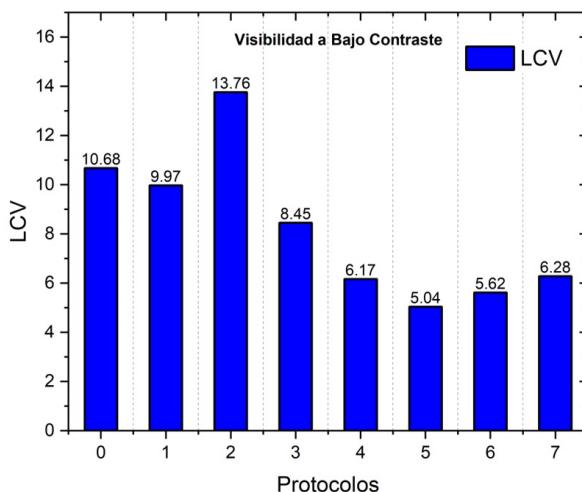


FIGURA 5. Visibilidad a bajo contraste en el target de LDPE y poliestireno

La figura 6 muestra la Relación Señal-Ruido (SNR) para los diferentes protocolos evaluados. Se observa que el protocolo estándar (0) presenta el valor más alto, con una SNR de 31.79, seguido muy de cerca por el protocolo (2), con una SNR de 31.19. Esto indica que ambos protocolos ofrecen una respuesta similar para este parámetro. La alta SNR en ambos casos se debe a que se trabajó con una calidad de haz más penetrante, lo que contribuye a mejorar la relación señal-ruido en las imágenes obtenidas.

La figura 7 muestra el nivel de ruido en los diferentes protocolos evaluados. Se observa que el protocolo estándar (0) presenta un

nivel de ruido de 0.31 %, uno de los valores más bajos entre los protocolos analizados. En comparación, el protocolo (7) alcanza un nivel de ruido significativamente mayor, con 0.58 %. Por otro lado, el protocolo (2) muestra un nivel de ruido ligeramente inferior al del protocolo estándar, con 0.29 %, lo que indica una mejor calidad de imagen. Dado que un mayor nivel de ruido degrada la calidad visual, se puede afirmar que, a medida que el ruido aumenta, las imágenes se vuelven más borrosas, dificultando la diferenciación de los límites entre los tejidos blandos.

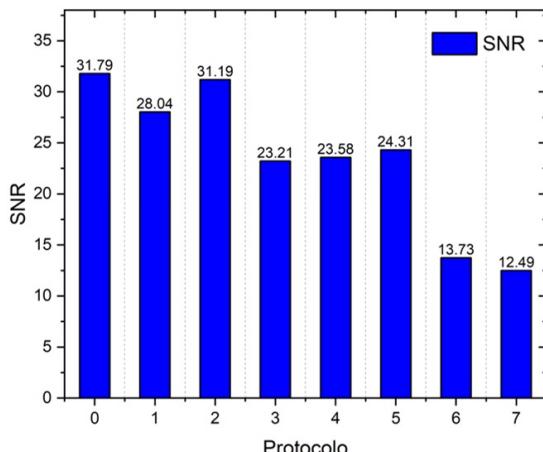


FIGURA 6. Desviación estándar vs protocolos escaneados para SNR

La figura 8 muestra el índice de uniformidad para los diferentes protocolos evaluados. Se observa que tanto el protocolo estándar (0) como el protocolo (1) presentan valores negativos de -0.07 y -0.04, respectivamente, lo que indica un efecto de limitación en la uniformidad de las imágenes obtenidas en estos estudios. En contraste, los protocolos comprendidos entre el protocolo (2) y el protocolo (5) presentan valores de índice de uniformidad más bajos y positivos, lo que sugiere una mejora en la visibilidad y calidad de la imagen. Esto indica que la calidad del haz empleado en estos protocolos fue un factor determinante para obtener imágenes más homogéneas y con menor variabilidad en la intensidad de los píxeles.

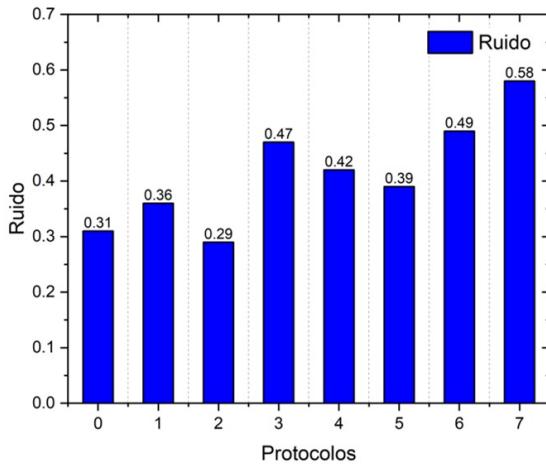


FIGURA 7. Nivel de ruido vs protocolos escaneados

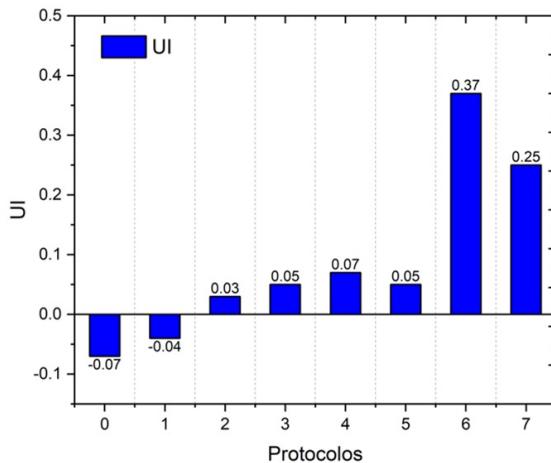


FIGURA 8. Índice de Uniformidad para protocolos optimizados

Se reconoce que el principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) contempla la imagen diagnóstica y el tratamiento como componentes interrelacionados. Esta conexión es especialmente relevante en el contexto de la radioterapia, donde la calidad de la imagen influye directamente en la precisión de la planificación y en la eficacia del tratamiento administrado. Por lo tanto, cualquier incremento en la dosis de imagen, derivado de la

modificación de algún parámetro clínico durante la adquisición, debe estar plenamente justificado por los beneficios que aporta, tanto en términos de mejora en la visualización anatómica como en la optimización del posicionamiento y delimitación del volumen blanco. Estudios recientes han demostrado que la relación contraste-ruido (CNR), la relación señal-ruido (SNR) y el índice de uniformidad son parámetros críticos en la calidad de imagen, influyendo directamente en la exactitud, identificación y precisión del contorno. Sin embargo, existen pocos estudios que aborden la optimización de estos parámetros en el contexto de la radioterapia a nivel internacional, y aún menos a nivel nacional.

En este estudio, se obtuvo que la relación contraste-ruido (CNR) máxima para el material PMP fue de 61.41, correspondiente al protocolo (2), mientras que para el material Teflón, que presenta los números UH más elevados, la máxima CNR fue de 105.6, correspondiente al protocolo (3). Cabe destacar que estos estudios se realizaron en modo helicoidal utilizando un tomógrafo simulador Siemens. Comparando con estudios previos, Pavlos et al. (2018) [5] reportaron valores de CNR para PMP de 64.7 y para Teflón de 219.1 en un tomógrafo simulador GE. En contraste, con un Philips, obtuvieron 72 para PMP y 142.2 para Teflón, mientras que en un Toshiba, los valores fueron 51 para PMP y 106.8 para Teflón. Todos estos estudios se realizaron con el protocolo cerebro utilizando el fantoma Catphan módulo 404.

Por otro lado, en la investigación de Estak et al. (2020) [3], no se especifica la marca del tomógrafo simulador empleado. Además, el estudio se llevó a cabo con un fantoma ACR phantom, lo que sugiere que los valores de CNR obtenidos corresponden al material acrílico, con una relación de 2.8. En comparación, en nuestro estudio, utilizando un fantoma distinto, se obtuvo un valor de 7.25.

En este estudio también se evaluó la visibilidad a bajo contraste (LCV), obteniéndose un valor de 13.76 en el protocolo (2), el más alto entre los protocolos estudiados. Este resultado es similar al reportado por Pavlos et al., quienes obtuvieron un valor de 13.9 en su tomógrafo GE.

En cuanto a la relación señal-ruido (SNR), se encontró que el valor más alto correspondió al protocolo estándar con 31.79, seguido por el protocolo (2) con 31.19, lo que demuestra un desempeño claramente superior en comparación con los datos de Pavlos et al., quienes obtuvieron un SNR de 7.1 en un tomógrafo simulador Philips. Asimismo, Estak et al. (2020) reportaron un SNR promedio de 0.7 en su protocolo (4), aunque su análisis se realizó con un fantoma diferente.

Respecto al nivel de ruido, se encontró que el valor más bajo en nuestro estudio fue para el protocolo (2) con 0.29 %, significativamente inferior al 2.7 % reportado por Pavlos et al. en su tomógrafo GE y al 15 % informado por Estak et al. en su protocolo (5). Este hallazgo es relevante, ya que el nivel de ruido influye directamente en la detección de detalles a bajo contraste, impactando en la calidad de imagen. En nuestro estudio, se observa que el protocolo (2), al presentar menor nivel de ruido, también exhibe un LCV más alto, lo que indica una mayor capacidad para identificar objetos de bajo contraste. Del mismo modo, la SNR mantiene una tendencia similar, lo que sugiere que el uso de un kilovoltaje y una corriente más elevados en este protocolo mejora la calidad de imagen en comparación con los protocolos estándar.

Finalmente, se analizó el índice de uniformidad (IU), obteniéndose un valor de 0.03 para el protocolo (2), el mejor entre los protocolos evaluados. Es importante destacar que ninguno de los autores citados proporciona información sobre el modo de adquisición utilizado en sus análisis de optimización de protocolos, lo que limita la comparación directa de los resultados.

Conclusiones

La optimización de los parámetros técnicos del tomógrafo simulador Siemens Somatom Scope permitió mejorar significativamente la calidad de imagen para planificación en radioterapia. El protocolo ajustado (Protocolo 2) alcanzó una CNR de 61.41 (PMP), 47.93 (LDPE), una SNR de 31.2, un nivel de ruido del 0.3 % y un índice de uniformidad de 0.03. Estos resultados evidencian una mejora

en la visibilidad de bajo contraste y uniformidad de la imagen, lo que puede traducirse en un contorneo anatómico más preciso y una planificación dosimétrica más confiable.

References

- [1] A. Calzado and J. Geleijns, Rev. Fís. Méd. **11**, 163 (2010).
- [2] A. Davis, A. Palmer, and A. Nisbet, Br. J. Radiol. **90**, 20160406 (2017).
- [3] K. Estak and et al., J. Radiother. Pract. **20**, 340 (2020).
- [4] G. Marinello, Training course on clinical dosimetry and quality assurance for advanced radiation therapy techniques (AAPM ISEP) (2008), IAEA. Czech Association of Medical Physicists.
- [5] N. Tomic, P. Papaconstadopoulos, and et al., Phys. Med. **45**, 65 (2018).
- [6] The Phantom Laboratory, *Catphan®503 Test Object: User's Manual* (2017), version 10/16.
- [7] Y. Li, Y. Jiang, and et al., Quant. Imaging Med. Surg. **12**, 766 (2022).
- [8] M. A. Hobson and et al., J. Appl. Clin. Med. Phys. **15**, 4835 (2014).
- [9] K. Albus, American College of Radiology (ACR), *Phantom Testing: CT* (2022).
- [10] A. Omigbodun and et al., Med. Phys. **48**, 1054 (2020).
- [11] G. Chen and et al., Phys. Imaging Radiat. Oncol. **4**, 6 (2017).
- [12] M. Kawula and et al., Radiation Oncology **17**, 1 (2022).