

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
SISTEMA DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Evaluación de la calidad de imágenes generadas empleando el protocolo
de Abdomen al variar parámetros de reconstrucción utilizando el
tomografo del PET/CT Biograph Vision 450 Edge del CICANUM de la
UCR

Proyecto de tesis

Alexander Andrés Mora Chaverri

Tutor:

Dr. Erick Mora Ramírez

Lectores:

Msc. Sebastian Montero Alpizar

Msc. Daniel Arroyo Portilla

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio, Costa Rica

2025

Dedicatoria

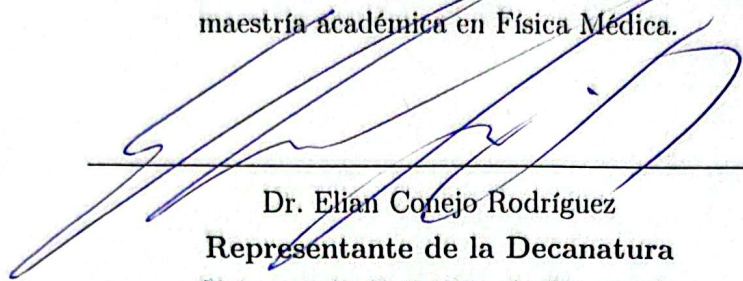
Dedico este trabajo a mis padres, Alexander Mora Arias y Martha Chaverri Gutiérrez; a mis hermanos, Génesis, Alejandro e Isaac; y a mis sobrinos, Isael y Zaid, quienes me han brindado su amor y aliento incondicional en todo momento.

A mi bella esposa, Emilia Chirinos Abarca, quien ha creído en mí desde aquel ya lejano 2012, brindandome su apoyo incondicional y ha que vivido cada uno de mis logros y tropiezos académicos como propios. Sin ella, nada de esto habría sido posible.

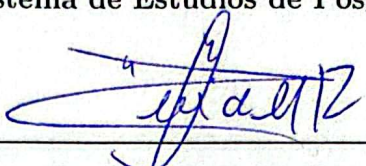
Agradecimientos

Agradezco al Sistema de Posgrado de la Universidad de Costa Rica por el apoyo económico brindado durante el desarrollo de esta maestría; al Dr. Erick Mora Ramírez, por su guía y comprensión; al Dr. Francisco Frutos Alfaro, por ser para mí un verdadero padre académico; y a mi gran amigo Edwin Santiago Leandro, por estar siempre cuando más lo necesité. Y, de manera muy especial, a mi esposa, Emilia Chirinos Abarca, por ser mi apoyo y el motor de mi vida.

Esta tesis fue aceptada por la comisión del Programa de Posgrado en Física de la Universidad de Costa Rica, como requisito parcial para optar al grado y el título de maestría académica en Física Médica.



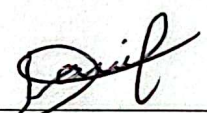
Dr. Elián Conejo Rodríguez
Representante de la Decanatura
Sistema de Estudios de Posgrado



Dr. Erick Mora Ramírez
Director de Tesis



M.Sc. Sebastián Montero Alpízar
Asesor



M.Sc. Daniel Arroyo Portilla
Asesor



Dr. Hugo Solís Sánchez
Representante del Director
del Programa de Posgrado



Alexander Andrés Mora Chaverri
Candidato

Índice general

Tabla de contenidos	III
Resumen	VII
Abstract	VIII
Lista de tablas	IX
Lista de figuras	XI
Lista de abreviaciones	XIII
Lista de símbolos	XIV
1. Introducción	2
1.1. Introducción	2
1.2. Objetivos	4
1.2.1. Objetivo general	4
1.2.2. Objetivos específicos	4
2. Marco teórico	5
2.1. Rayos X y su interacción con la materia	5
2.2. Producción de rayos X	7
2.2.1. Radiación de frenado y radiación característica	7
2.2.2. Principio de producción de rayos X	8
2.3. Tubo y generadores de rayos X	9
2.3.1. Tubo de rayos X	9
2.3.2. Generador de rayos X	10
2.4. Coeficiente de atenuación lineal	11
2.4.1. Atenuación exponencial simple	11

2.5.	Tomografía axial computarizada	12
2.5.1.	Generaciones de TAC	12
2.6.	Métodos de reconstrucción	14
2.6.1.	Métodos analíticos	16
2.6.2.	Métodos iterativos	17
2.6.3.	SAFIRE	19
2.7.	Calidad de la imagen de una CT	20
2.7.1.	Número CT	20
2.7.2.	Uniformidad	21
2.7.3.	Resolución de bajo contraste	22
2.7.4.	Resolución espacial	23
2.7.5.	Ruido	26
2.8.	Pruebas estadísticas	27
2.8.1.	Prueba de Friedman	27
2.8.2.	Prueba de Wilcoxon para muestras pareadas	29
3.	Materiales y Metodología	32
3.1.	Equipos y materiales	32
3.1.1.	PET/CT Biograph Vision 450 Edge	32
3.1.2.	Maniqués 3D Torso Phantom y el ACR 464	33
3.1.3.	Software ImageJ	36
3.2.	Protocolos de adquisición	37
3.2.1.	Parámetros de adquisición	37
3.2.2.	Parámetros de reconstrucción	38
3.3.	Procesamiento y análisis de imágenes	38
3.3.1.	ImageJ	39
3.3.2.	Selección de ROIs	41
3.4.	Criterios de evaluación	43
4.	Resultados y análisis	45
4.1.	Calidad de imagen	45
4.1.1.	ACR 464	45
4.1.2.	Calidad de imagen en el 3D de torso	52
4.1.3.	Efecto de los parámetros de reconstrucción en la curva MTF	60
5.	Conclusiones	70

Bibliografía	72
Referencias	72
A. Pruebas estadísticas	80
B. Script de Python	83
C. Macros de ImageJ	127

Resumen

En este trabajo se estudió el efecto de los parámetros de reconstrucción como espesor de corte (EDC), filtro de reconstrucción (FR) e intensidad del SAFIRE(IS) afectan la calidad de imagen en tomografía computarizada, manteniendo fijos los parámetros de adquisición. Para ello se emplearon los maniqués ACR 464 y 3D Torso Phantom disponibles en el CICANUM de la Universidad de Costa Rica.

Se evaluaron parámetros de calidad de imagen como uniformidad, ruido, resolución espacial mediante curvas MTF y exactitud del número CT. Para determinar la influencia de la IS en dichos parámetros se aplicaron pruebas estadísticas no paramétricas, evidenciando diferencias significativas en varios escenarios. Asimismo, se demostró que bajo ciertas combinaciones específicas de FR, EDC e IS la forma de la curva MTF se ve afectada, alcanzando variaciones de hasta un 35.71 % en las frecuencias de referencia.

Los resultados destacan que la uniformidad y el ruido se mantienen dentro de los valores aceptables en la mayoría de los casos, mientras que la exactitud del número CT presentó mayores limitaciones en materiales sólidos. Asimismo, se demuestra la robustez del agua como parámetro relevante en el análisis de la calidad de imagen.

Abstract

This work studied the effect of reconstruction parameters—slice thickness (EDC), reconstruction filter (FR), and iterative strength (IS, SAFIRE)—on image quality in computed tomography, while keeping the acquisition parameters fixed. For this purpose, the ACR 464 and the 3D Torso Phantom available at CICANUM, University of Costa Rica, were employed.

Image quality parameters such as uniformity, noise, spatial resolution through MTF curves, and CT number accuracy were evaluated. To determine the influence of IS on these parameters, non-parametric statistical tests were applied, revealing significant differences in several scenarios. Furthermore, it was shown that under specific combinations of FR, EDC, and IS, the shape of the MTF curve is affected, reaching variations of up to 35.71 % in the reference frequencies.

The results highlight that uniformity and noise remain within acceptable values in most cases, while CT number accuracy showed greater limitations in solid materials. Likewise, the robustness of water as a relevant parameter in image quality analysis was demonstrated.

Índice de cuadros

2.1. Funciones $W(k)$ de los filtros clásicos utilizados en la reconstrucción por retroproyección filtrada (FBP).	17
34table.caption.34	
4.1. <i>Ruido en función EDC, IS y FR.</i>	46
4.2. <i>Uniformidad en función EDC, IS y FR.</i>	47
4.3. <i>Resolución espacial en función EDC, IS y FR.</i>	48
4.4. <i>NCT en hueso en función de EDC, IS y FR</i>	49
4.5. <i>NCT en polietileno en función de EDC, IS y FR</i>	50
4.6. <i>NCT en acrílico en función de EDC, IS y FR</i>	50
4.7. <i>NCT en agua en función de EDC, IS y FR</i>	51
4.8. <i>NCT en aire en función de EDC, IS y FR</i>	52
4.9. <i>Uniformidad en hígado en función del EDC, IS y FR.</i>	54
4.10. <i>Uniformidad en bazo en función del EDC, IS y FR.</i>	54
4.11. <i>Uniformidad en riñones en función del EDC, IS y FR.</i>	54
4.12. <i>Ruido en hígado en función del EDC, IS y FR.</i>	56
4.13. <i>Ruido en bazo izquierdo en función del EDC, IS y FR.</i>	56
4.14. <i>Ruido en riñon derecho en función del EDC, IS y FR.</i>	57
4.15. <i>Ruido en riñon izquierdo en función del EDC, IS y FR.</i>	57
4.16. <i>NCT en hígado izquierdo en función del EDC, IS y FR.</i>	59
4.17. <i>NCT en riñon bazo en función del EDC, IS y FR.</i>	59
4.18. <i>NCT en riñon izquierdo en función del EDC, IS y FR.</i>	59
4.19. <i>NCT en riñon derecho en función del EDC, IS y FR.</i>	60
A.1. Prueba de Friedman (efecto global de la intensidad IS)	80
A.2. Prueba de Friedman (efecto global de la intensidad IS sobre el Ruido) .	81
A.3. Prueba de Friedman (efecto global de la intensidad IS sobre el Número CT en Hueso)	81
A.4. Prueba de Friedman (efecto global de la IS sobre el NCT en Polietileno)	81

A.5. Prueba de Friedman (efecto global de la intensidad IS sobre el Número CT en Acrílico)	82
A.6. Prueba de Friedman (efecto global de la intensidad IS sobre el Número CT en Agua)	82
A.7. Prueba de Friedman (efecto global de la intensidad IS sobre el Número CT en Aire)	82

Índice de figuras

2.1.	<i>Clasificación del espectro electromagnético.</i>	5
2.2.	<i>Interacción predominante en función de la energía del fotón en MeV. .</i>	6
2.3.	<i>Comparación entre los procesos de emisión de radiación característica (derecha) y radiación de frenado (izquierda).</i>	8
2.4.	<i>Representación de un tubo de rayos.</i>	9
2.5.	<i>Componentes del generador de rayos X y del tubo de rayos X.</i>	10
2.6.	<i>Generaciones representativas de la evolución de la tomografía: Tomógrafo de primera generación, tomógrafo de tercera generación y tomógrafo de cuarta generación.</i>	13
2.7.	<i>Tomógrafo helicoidal utilizado en estudios de tomografía computarizada.</i>	14
2.8.	<i>Representación esquemática de la adquisición de proyecciones en un sistema de tomografía computarizada (CT).</i>	15
2.9.	<i>Imágenes de tomografía computarizada del módulo de uniformidad (izquierda) y del módulo de detectabilidad de bajo contraste (derecha). . .</i>	22
2.10.	<i>(a) Área de resolución espacial. (b) Área de resolución de contraste. . .</i>	23
2.11.	<i>(A) Imagen de tejido blando con resolución espacial limitada de 0.6 lp/mm. (B) Imagen reconstruida con filtro óseo que permite una resolución de 0.9 lp/mm. (C) Imagen del fantoma ACR en un sistema de alta resolución con módulo máximo de 1.2 lp/mm.</i>	25
3.1.	<i>Biograph Vision PET/CT.</i>	33
3.2.	<i>Cuatro módulos del fantoma ACR 464.</i>	35
3.3.	<i>Modelo 602 del fantoma 3D de Torso</i>	36
3.4.	<i>Ejemplos de imágenes procesadas para la evaluación de parámetros de calidad de imagen: uniformidad y ruido (izquierda), resolución espacial (centro) y exactitud del número CT (derecha) en el ACR 464.</i>	41

3.5. Ejemplos de imágenes procesadas para la evaluación de parámetros de calidad de imagen: uniformidad y ruido (izquierda), resolución espacial (centro) y exactitud del número CT (derecha) en el ACR 464.	41
4.1. Dependencia del MTF con la IS para un EDC de 1.0 mm	61
4.2. Dependencia del MTF con la IS para un EDC de 1.0 mm	62
4.3. Dependencia del MTF con la IS para un EDC de 5.0 mm	62
4.4. Dependencia del MTF con la IS para un EDC de 5.0 mm	63
4.5. Dependencia del MTF con el EDC para el Br34 en diferentes IS	64
4.6. Dependencia del MTF con el EDC para el Br40 en diferentes IS	65
4.7. Dependencia del MTF con el EDC para el Br51 en diferentes IS	66
4.8. Dependencia del MTF con el EDC para el Br60 en diferentes IS	67
4.9. Dependencia del MTF con el FR para un EDC de 1.0 mm en diferentes IS	68
4.10. Dependencia del MTF con el FR para un EDC de 5.0 mm en diferentes IS	69

Lista de abreviaciones

CT	Tomografía computarizada
NCT	Número CT
FBP	Retroproyección filtrada
IR	Reconstrucción iterativa
LAC	Coefficiente de atenuación lineal
UH	Unidades Hounsfield
kVp	Kilovoltio pico
mAs	Miliamperio-segundo
mA	Miliamperio
AFE	Absorción Fotoelétrica
DC	Dispersión Compton
DR	Dispersión Rayleigh
PP	Producción de Pares
ROI	Región de Interés
EDC	Espesor de corte
FR	Filtro de reconstrucción
IS	Intensidad del SAFIRE

Planteamiento de problema

La correcta identificación de las estructuras anatómicas es fundamental para realizar un diagnóstico o tratamiento adecuado. En el caso de imágenes obtenidas mediante tomografía computarizada (CT), esta capacidad de identificación de estructuras está relacionada en gran medida con el concepto de calidad de imagen. Una imagen con baja calidad puede llevar a una caracterización incorrecta de las estructuras, lo que a su vez puede derivar en diagnósticos equivocados.

La calidad de imagen se evalúa a través de parámetros como la resolución espacial, la uniformidad, el ruido y el contraste. Además, intervienen otros aspectos relevantes, como la resolución de bajo contraste, la precisión del número CT (NCT), la presencia de artefactos en la imagen y la relación señal-ruido (SNR).

Cada uno de estos parámetros puede verse afectado por diversos factores técnicos y físicos, tales como el tipo de filtro de reconstrucción, el grosor de corte, la dosis de radiación, la energía del haz de rayos X y las características del objeto estudiado. Por ello, resulta necesario analizar cómo influyen dichos factores sobre cada parámetro, con el propósito de implementar los ajustes pertinentes que permitan garantizar imágenes con calidad diagnóstica.

Esta tesis tiene como objetivo presentar ante la Comisión de Posgrado de la Escuela de Física de la Universidad de Costa Rica la propuesta para realizar un estudio sobre la calidad de imagen en CT, evaluando el impacto de la variación en el filtro y los parámetros de reconstrucción utilizados en los protocolos de adquisición de imágenes para el estudio de abdomen.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Introducción

El uso de imágenes anatómicas para diagnóstico y tratamiento médico se ha vuelto cada vez más común. Hoy en día, la mayoría de las personas ha tenido contacto con procedimientos que emplean equipos como la Tomografía Computarizada (CT), la Tomografía por Emisión de Positrones (PET), la Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único (SPECT), la Resonancia Magnética (RM) y la Ecografía, cuyo objetivo es generar imágenes detalladas de regiones específicas del cuerpo humano (Langer y cols., 2001).

Cada modalidad de imagen presenta ventajas y limitaciones según el tipo de estudio clínico, pero todas comparten la necesidad de garantizar una adecuada calidad de imagen, concepto que abarca parámetros como la resolución espacial, el ruido, el contraste y otros factores que determinan si la imagen obtenida representa fielmente la estructura o función que se desea estudiar (Huda, Ravenel, y Scalzetti, 2002; Goldman, 2007b).

En el caso particular de la CT, la calidad de imagen se evalúa a través de parámetros como la uniformidad, el ruido, la resolución espacial y el contraste, los cuales pueden variar significativamente en función de las condiciones de adquisición y del método de reconstrucción empleado (Groell y cols., 2000; Gulliksrud, Stokke, y Martinsen, 2014).

Un elemento clave en la CT es el número CT (NCT), una escala adimensional basada en las unidades Hounsfield, que cuantifica la atenuación de los rayos X por un material en comparación con la del agua, considerada como referencia con valor cero.

Valores positivos del NCT corresponden a estructuras con mayor atenuación, como el hueso, mientras que valores negativos se asocian a materiales como grasa o aire (Hurrell y cols., 2011; Bryant, Drage, y Richmond, 2012).

Desde su invención, la CT se ha consolidado como una de las tecnologías más utilizadas en el ámbito médico para obtener imágenes estructurales. Su amplio uso ha impulsado el desarrollo de estrategias destinadas a mejorar la calidad de imagen y, al mismo tiempo, reducir la dosis de radiación administrada al paciente (Huda y cols., 2002; Korn y cols., 2013). Esto ha motivado la creación de distintos métodos de reconstrucción, tanto analíticos como iterativos.

Diversos estudios han demostrado que la calidad de imagen en CT puede verse afectada por parámetros de reconstrucción, como la energía del haz, la corriente, el endurecimiento del haz, la radiación dispersa, los artefactos de reconstrucción y las heterogeneidades del objeto estudiado (Bryant y cols., 2012; Groell y cols., 2000). Además, la calidad final de la imagen está influenciada por los supuestos matemáticos y físicos en los que se basan los algoritmos de reconstrucción (Geyer y cols., 2015).

En este contexto, el presente trabajo tiene como objetivo realizar un estudio cuantitativo y cualitativo de la calidad de las imágenes obtenidas con el algoritmo de reconstrucción SAFIRE, aplicadas a los protocolos de adquisición de imágenes para abdomen, utilizando los maniqués 3D Torso Phantom y el ACR 464. Asimismo, se evaluará el efecto de la variación de parámetros de reconstrucción, como el grosor de corte, el tipo de filtro y el nivel de Strength, en la calidad de las imágenes obtenidas.

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo general

Estudiar la calidad de imagen generada por el protocolo de abdomen al variar parámetros de reconstrucción utilizando el tomógrafo PET/CT Biograph Vision 450 Edge, los maniqués 3D Torso Phantom y el ACR 464 del CICANUM de la UCR.

1.2.2. Objetivos específicos

- Conocer la composición estructural de cada maniquí utilizado.
- Adquirir imágenes del abdomen utilizando al menos tres tipos de filtros y dos parámetros adicionales de reconstrucción.
- Seleccionar y evaluar al menos tres parámetros de calidad de imagen utilizando los maniqués propuestos.

Capítulo 2

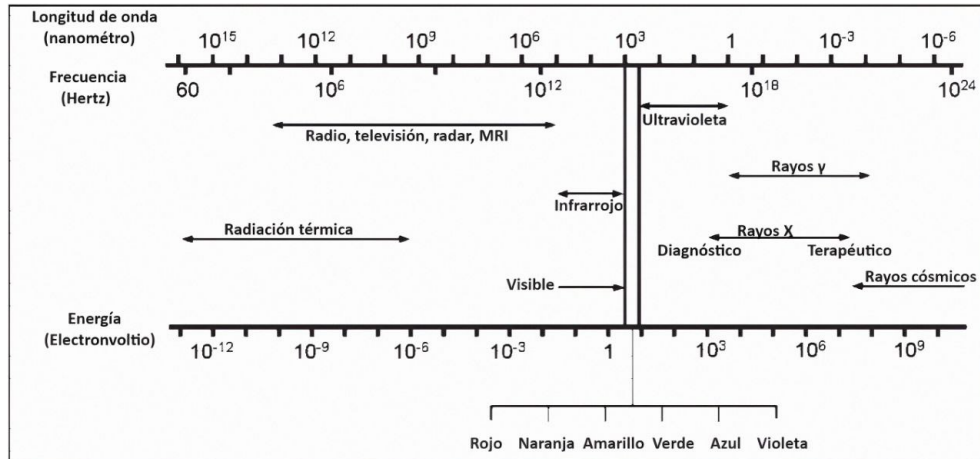
Marco teórico

2.1. Rayos X y su interacción con la materia

La radiación electromagnética está compuesta por unidades fundamentales llamada “fotones”, cuya energía está relacionada con la frecuencia de la onda que conforman. Esta relación se puede observar de la Ec.(2.1) y además, empleando esta ecuación se puede clasificar la radiación electromagnética, como se muestra en la Figura 2.1.

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda} \quad (2.1)$$

Figura 2.1: *Clasificación del espectro electromagnético.*



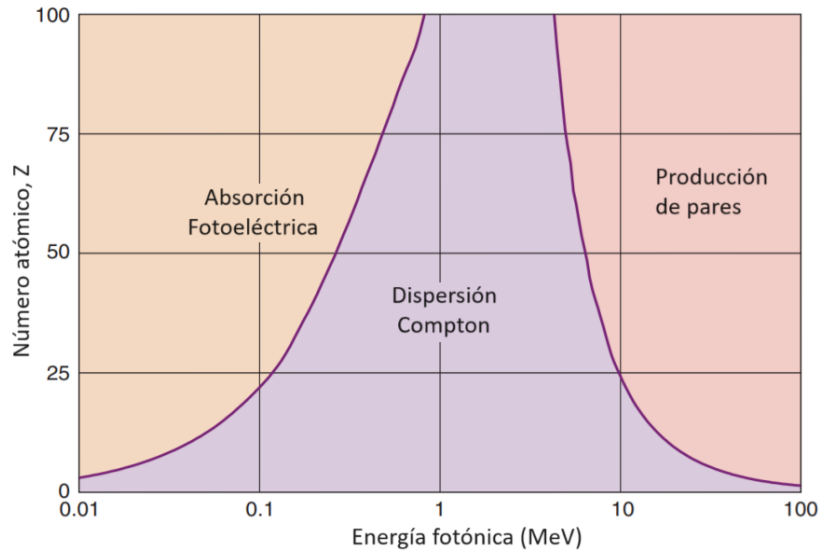
Nota. Reproducido de X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 1: Basic Principles of X-Ray Production (p. 140), por (Seibert, 2004).

Como nos interesa la región de rayos X por su uso en la generación de imágenes

mediante tomografía computarizada (CT), se puede observar que estos se encuentran entre la región de 10^2 y 10^6 eV (Bushberg, Seibert, Leidholdt, y Boone, 2011).

En la región de rayos X, las interacciones con la materia de interés son absorción fotoeléctrica (AFE), dispersión Compton (DC) y producción de pares (PP) (Attix, 1986; Cherry, Sorenson, y Phelps, 2012). En la Figura 2.2 se muestran las condiciones de dominio de las tres interacciones. Sin embargo, debido a la energía empleada por el CT, nos centraremos en las primeras dos interacciones.

Figura 2.2: *Interacción predominante en función de la energía del fotón en MeV.*



Nota. Reproducido de Physics in Nuclear Medicine (p. 81), por (Cherry y cols., 2012).

Como se observa en la Figura 2.2, la absorción fotoeléctrica (AFE) domina a bajas energías y en materiales con alto número atómico (Z), mientras que la dispersión Compton (DC) predomina en energías intermedias. El conocimiento de la región de dominio de la AFE y la DC es importante, ya que son las interacciones que transfieren energía a los electrones, que a su vez la distribuyen al resto del material (Attix, 1986). Además, son las interacciones que influyen significativamente en la calidad de la imagen.

2.2. Producción de rayos X

El proceso de producción de rayos X se basa en la conservación de la energía: la energía cinética de los electrones se transforma en radiación electromagnética al interactuar con un material blanco. Según el mecanismo de emisión, los rayos X se clasifican en dos tipos principales:

- **Rayos X de frenado (Bremsstrahlung):** Se generan cuando los electrones son desviados por el campo eléctrico del núcleo atómico, emitiendo fotones con un espectro continuo de energías.
- **Rayos X característicos:** Se producen cuando un electrón incidente expulsa otro de una capa interna del átomo. Un electrón de una capa superior ocupa su lugar, y la diferencia de energía se libera como un fotón de rayos X con energía bien definida.

Las siguientes secciones describen estos procesos y sus diferencias, así como su importancia en aplicaciones médicas.

2.2.1. Radiación de frenado y radiación característica

Cuando una partícula cargada es acelerada, emite radiación electromagnética. Este fenómeno fue predicho por la teoría clásica del electromagnetismo y, más tarde, descrito con mayor precisión por la teoría cuántica, que permitió caracterizar el espectro de emisión del proceso conocido como radiación de frenado o *bremsstrahlung* (Kramers, 1923; Laguitton y Parrish, 1977; Khan y Gibbons, 2014).

La distribución de los rayos X generados depende directamente de la longitud de onda mínima, $\lambda_{\min}$, relacionada por la ec. (2.1) con la energía máxima de los fotones emitidos. Dado que esta energía equivale a la energía cinética del electrón que lo originó, los rayos X pueden clasificarse según el voltaje utilizado para acelerar los electrones (Attix, 1986; Johns y Cunningham, 1983):

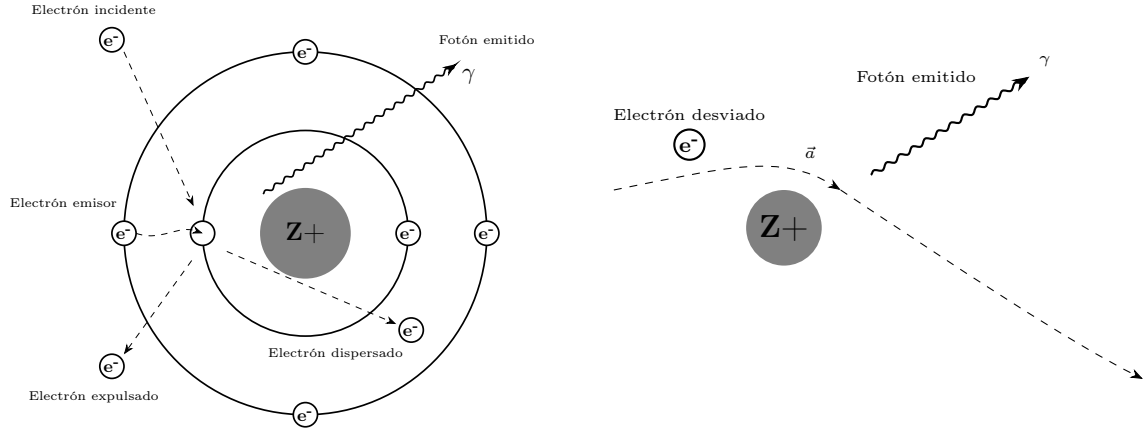
- Rayos X de baja energía: 0.1–20 kV
- Rayos X diagnósticos: 20–120 kV
- Rayos X de ortovoltaje: 120–300 kV
- Rayos X de energía intermedia: 300–1000 kV

- Rayos X de megavoltaje: 1 MV o más

Por otro lado, cuando un electrón incide sobre un átomo con suficiente energía, puede expulsar un electrón ligado, generando una vacante, la cual será ocupada por un electrón de una capa más externa, liberando un fotón cuya energía corresponde a la diferencia entre las energías de ligadura de ambas capas (Khan y Gibbons, 2014; Cherry y cols., 2012; Bushberg y cols., 2011; Attix, 1986).

Este proceso origina la *radiación característica*, compuesta por fotones de energía discreta, en contraste con el espectro continuo de la radiación de frenado, y cuya firma energética es fácilmente identificable.

Figura 2.3: Comparación entre los procesos de emisión de radiación característica (derecha) y radiación de frenado (izquierda).



Nota. Elaboración propia.

2.2.2. Principio de producción de rayos X

La generación de rayos X ocurre en tres etapas: producción, aceleración y colisión de electrones. En primer lugar, se calienta un filamento mediante una corriente eléctrica, generando emisión termoiónica, es decir, la liberación de electrones por efecto térmico (Bushberg y cols., 2011). Posteriormente, los electrones se aceleran mediante un campo eléctrico que oscila entre 40 y 150 kV, adquiriendo la energía necesaria para la producción de rayos X. El voltaje aplicado determina el pico energético del espectro resultante (Seibert, 2004; Bushberg y cols., 2011).

Finalmente, los electrones colisionan con un blanco, generando tanto radiación característica como radiación de frenado. Para aumentar la eficiencia de emisión, se utilizan

materiales con alto número atómico (Z). Este proceso es poco eficiente: a 100 kV, solo el 0.9 % de la energía se convierte en rayos X; el resto se transforma en calor (Bushberg y cols., 2011). Por esta razón, el blanco debe poseer también una alta capacidad calorífica, con el fin de evitar su deterioro.

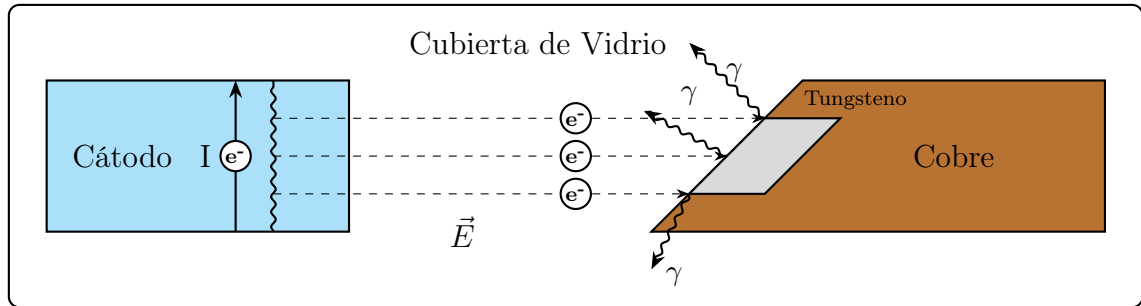
2.3. Tubo y generadores de rayos X

Los equipos de rayos X se componen principalmente del tubo y el generador. El primero produce la radiación, y el segundo controla sus parámetros.

2.3.1. Tubo de rayos X

El tubo es una cámara al vacío con un cátodo que emite electrones por calentamiento y un ánodo, usualmente de tungsteno, donde estos impactan para generar rayos X (Bushberg y cols., 2011; Boone y Seibert, 1997). El alto voltaje entre ambos produce radiación de frenado y característica (Michael, 2001). La Figura 2.4 muestra este proceso.

Figura 2.4: *Representación de un tubo de rayos.*



Nota. Elaboración propia.

El vacío evita que los electrones pierdan energía al interactuar con gases, preservando la eficiencia y calidad del haz (Khan y Gibbons, 2014; Weinreb, 1924; Kallio, 2016). Su deterioro afecta el diagnóstico, la dosis y la vida útil del equipo (Bika, Safitri, Loniza, Yusuf, y Sukwono, 2023).

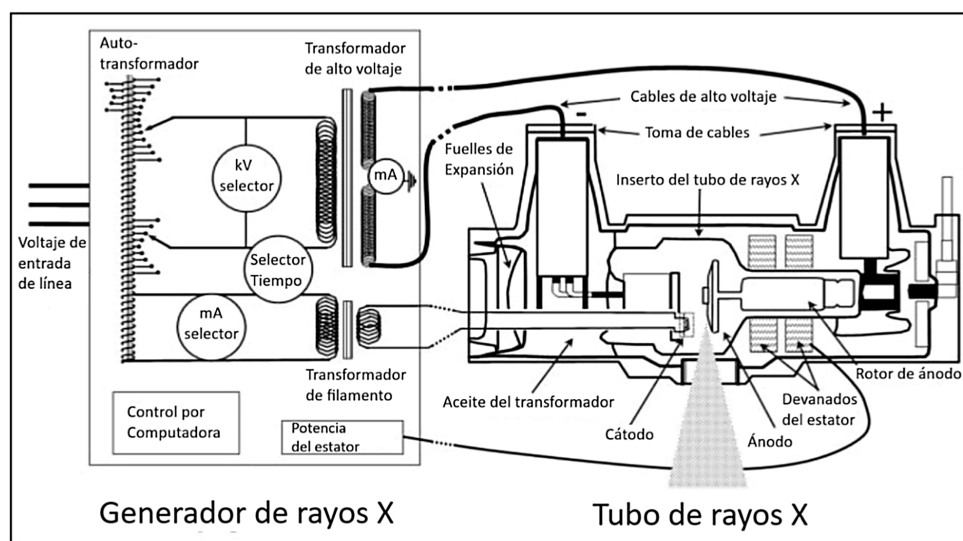
Dado que el 99 % de la energía se convierte en calor, se requiere un ánodo giratorio con motor de inducción para disipar el calor (Bushberg y cols., 2011). También se

usan aceite dieléctrico y fuelles de expansión como aislantes y disipadores térmicos, y la cubierta de vidrio debe soportar altas temperaturas y contener radiación de fuga.

2.3.2. Generador de rayos X

El generador de rayos X controla los parámetros operativos de la radiografía: el voltaje del tubo (kVp), la corriente (mA) y el tiempo de exposición (s). La Figura 2.5 muestra un esquema del tubo y su generador.

Figura 2.5: Componentes del generador de rayos X y del tubo de rayos X.



Nota. Reproducido de X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 1: Basic Principles of X-Ray Production (p. 141), por (Seibert, 2004).

El kVp determina la energía cinética máxima de los electrones acelerados entre el cátodo y el ánodo, y por ende, la energía máxima y el espectro de penetración de los fotones emitidos, que usualmente se encuentra entre 40 y 150 kV en radiología diagnóstica (Attix, 1986; Khan y Gibbons, 2014).

Si bien un aumento del kVp incrementa ligeramente el número total de fotones producidos debido a una mayor eficiencia en la conversión de energía cinética en radiación X, su efecto en la cantidad de fotones generados es significativamente menor que el de la corriente del tubo (mA), la cual controla directamente la cantidad de electrones disponibles por unidad de tiempo para la interacción con el blanco (Bushberg y cols., 2011).

El tiempo de exposición, junto con el kVp y el mA , determina la carga total (mAs) y

debe ajustarse según el tipo de estudio para optimizar la calidad de imagen y la dosis administrada al paciente (Seibert, 2004).

2.4. Coeficiente de atenuación lineal

Cuando un haz de partículas incide sobre un material, cada partícula que lo compone tiene una probabilidad de experimentar una colisión con las partículas del medio. Esta probabilidad depende tanto de las características del haz como de las propiedades del material atenuante, las cuales influyen significativamente en la forma en que se atenúa una determinada afluencia de partículas.

2.4.1. Atenuación exponencial simple

Dado que nuestro interés central son los rayos X, nos enfocaremos en la atenuación que experimentan partículas neutras. Para este caso, la forma más simple de describir la atenuación es mediante el modelo de atenuación exponencial simple, el cual se construye bajo las suposiciones presentadas en (Attix, 1986; Khan y Gibbons, 2014). Bajo estas condiciones, se cumple la siguiente relación:

$$I = I_0 e^{-\mu l} \quad (2.2)$$

$$-\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \underbrace{\mu}_{\text{Composicin}} \underbrace{l}_{\text{Geometra}}$$

Donde N es el número de partículas después de que una afluencia inicial de N_0 atraviesa un material de grosor l , con un coeficiente de atenuación lineal (LAC) constante μ . Las posibles interacciones que puede experimentar un fotón ya fueron mencionadas anteriormente (AFE, DC, etc.), por lo que la expresión del LAC, ignorando la interacción fotonuclear, se da por (Attix, 1986; Khan y Gibbons, 2014):

$$\begin{aligned}
\mu &= \tau + \sigma + \kappa + \sigma_R \sim \underbrace{\rho \frac{Z^3}{E^3}}_{\tau} + \underbrace{\rho \frac{Z}{M} N_A \sigma_e(E)}_{\sigma} + \underbrace{\rho \frac{Z^2}{M} \bar{P} N_A \sigma_0}_{\kappa} + \underbrace{\rho \frac{Z}{E^2}}_{\sigma_R} \\
\bar{P} &= \int_0^1 P(E, Z) d\left(\frac{T^+}{E - 2m_0c^2}\right) \\
\sigma_0 &= \frac{1}{137} \left(\frac{e^2}{m_0c^2}\right)^2
\end{aligned} \tag{2.3}$$

El LAC depende de las propiedades del material atenuador y de la energía del haz incidente, como lo muestra la ec. (2.3). Esta dependencia es la base para la generación de imágenes anatómicas mediante rayos X, ya que cada material posee características propias. Por lo tanto, la cantidad de radiación atenuada variará según la composición de la región estudiada.

2.5. Tomografía axial computarizada

Godfrey Newbold Hounsfield desarrolló en 1967 los principios del TAC, lo que permitió la construcción del primer prototipo en los años 70 y su producción en 1973 (Bosch O, 2004). Desde entonces, se han diseñado distintos tipos de TAC, clasificados hoy en cuatro generaciones.

2.5.1. Generaciones de TAC

Primera generación

Esta generación utiliza un tubo de rayos X y un único detector, siempre alineado frente al tubo. El sistema tubo-detector se desplaza de manera lineal y luego rota en pequeños ángulos hasta completar 180°, con un tiempo de barrido por corte de aproximadamente 5 minutos (Cartaya, 2008).

Segunda generación

Se mantiene el mismo principio que la primera, pero se incorporan 30 detectores y un tubo que genera varios haces. Esto permite un haz en forma de abanico y reduce el tiempo de barrido entre 20 segundos y 3.5 minutos (Quintero y Landrove, 2011).

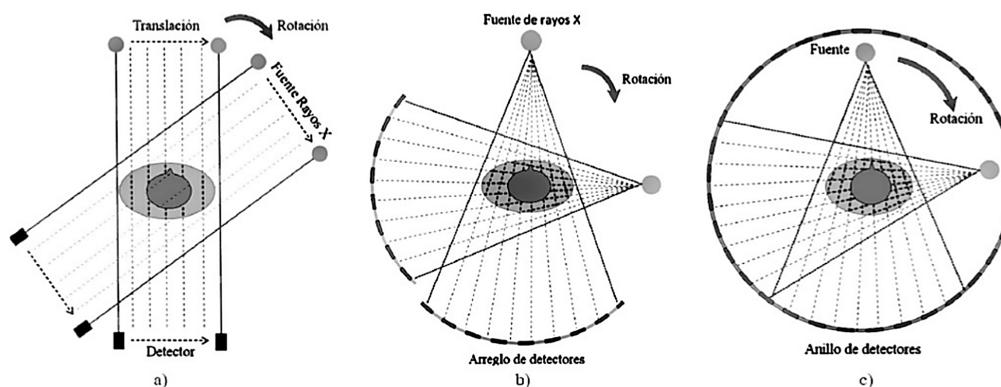
Tercera generación

Este sistema elimina el movimiento de traslación. Tanto el tubo como los detectores giran 360° alrededor del paciente. Se utilizan 250 hasta más detectores, lo que disminuye el tiempo de corte a entre 1 y 10 segundos. La calibración es fundamental para evitar artefactos en forma de anillo y dispersión (Quintero y Landrove, 2011).

Cuarta generación

En esta generación, los detectores son estacionarios y rodean completamente al paciente, mientras que solo el tubo rota. Esto permite calibraciones dinámicas y elimina los artefactos en forma de anillo, pero requiere entre 600 y 4800 detectores, lo cual incrementa los costos (Cartaya, 2008). Además, no supera los tiempos de corte de la tercera generación y requiere más calibración, por lo que actualmente se prefiere la arquitectura de tercera generación (Cartaya, 2008).

Figura 2.6: *Generaciones representativas de la evolución de la tomografía: Tomógrafo de primera generación, tomógrafo de tercera generación y tomógrafo de cuarta generación.*

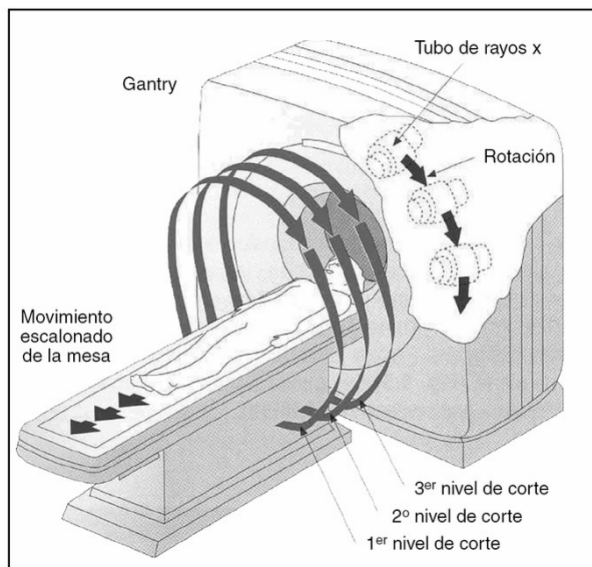


Nota. Reproducido de Tomografía computarizada: aspectos básicos y aplicaciones clínicas (p. 35), por (Quintero y Landrove, 2011).

TAC helicoidal

El TAC helicoidal se basa en la arquitectura de tercera generación, pero incorpora movimiento de la camilla a través del gantry, lo que reduce el tiempo de exploración por corte en comparación con las generaciones previas (Quintero y Landrove, 2011). Además, mejora la calidad de las imágenes y disminuye los artefactos. También permite escaneos durante la respiración, aunque presenta riesgo de sobrecalentamiento del tubo de rayos X (Quintero y Landrove, 2011).

Figura 2.7: *Tomógrafo helicoidal utilizado en estudios de tomografía computarizada.*



Nota. Reproducido de Tomografía computarizada: aspectos básicos y aplicaciones clínicas (p. 36), por (Quintero y Landrove, 2011).

Tomógrafos multi-cortes

El sobrecalentamiento de los TAC helicoidales impulsó el desarrollo de nuevas arquitecturas. Los tomógrafos multi-cortes usan múltiples filas de detectores, manteniendo la base de la tercera generación, pero con un haz en forma de cono. Este diseño permite recolectar datos de varios cortes a la vez, lo que reduce el número de rotaciones del tubo y, por ende, el calentamiento (Quintero y Landrove, 2011).

2.6. Métodos de reconstrucción

La información obtenida mediante una tomografía computarizada (CT) corresponde a la intensidad de los rayos X que llegan al detector, en comparación con la intensidad emitida por la fuente. Sin embargo, no se conoce de manera directa cómo se atenuó esa radiación al atravesar el material (Brooks y Di Chiro, 1975; Munshi, 1992). Este proceso puede describirse matemáticamente mediante la Ec. (2.4), conocida como la transformada de Radón:

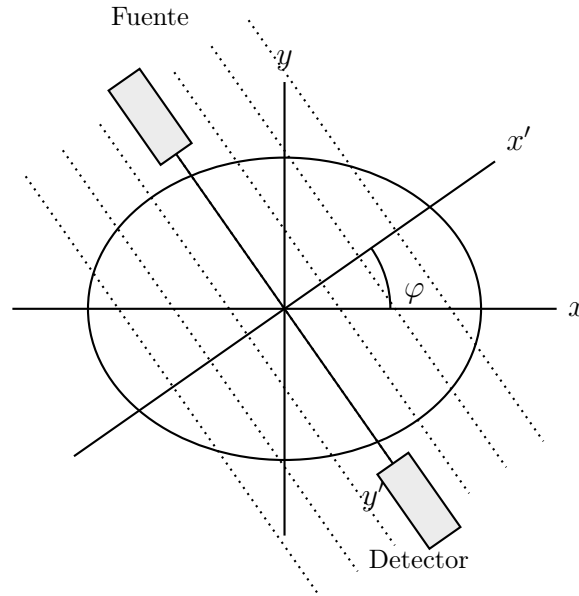
$$P_\theta(x', \varphi) = \mathcal{R}\{\mu(x, y)\} = \int_{t_1}^{t_2} \mu(x, y) dy' \quad (2.4)$$

$$= -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) \quad (2.5)$$

donde I_0 representa la intensidad inicial de los rayos X, I es la intensidad medida en el detector y $\mu(x, y)$ es el coeficiente de atenuación lineal, que, en el caso de estructuras compuestas, depende de las coordenadas espaciales (Attix, 1986).

Dado que no se conoce la distribución espacial de este coeficiente, surge la necesidad de emplear métodos de reconstrucción, cuyo objetivo principal es estimar el mapa de atenuación $\mu(x, y)$ a partir de múltiples proyecciones adquiridas desde diferentes ángulos, como se muestra en la Figura 2.8.

Figura 2.8: Representación esquemática de la adquisición de proyecciones en un sistema de tomografía computarizada (CT).



Nota. Elaboración propia.

Los métodos de reconstrucción se pueden clasificar en dos grandes categorías: métodos analíticos y métodos iterativos (Hsieh y cols., 2013; Buzug, 2008). Cada grupo presenta ventajas y limitaciones. Por ejemplo, los métodos iterativos suelen requerir mayor capacidad computacional, mientras que los métodos analíticos tienden a generar imágenes con mayor nivel de ruido (Geyer y cols., 2015).

2.6.1. Métodos analíticos

Entre los métodos analíticos destaca la retroproyección filtrada (FBP, por sus siglas en inglés), que consiste en obtener la transformada inversa de Radón. Este procedimiento implica procesar la señal medida mediante una convolución (Brooks y Di Chiro, 1975; Haider, Arif, Rahman, y Haseeb, 2009) con una función $h(x, y)$, conocida como núcleo o filtro, como se muestra en la Ec. (2.6):

$$\begin{aligned}\mathcal{R}^{-1}\{P_\theta(x', \varphi)\} &= \mu(x, y) = \int_0^\pi [\mathcal{F}^{-1}\{k \mathcal{F}\{P_\theta(x', \varphi)\}\}_{x'}] d\varphi \\ &= \int_0^\pi [P_\theta(x', \varphi) * h(x', \varphi)] d\varphi\end{aligned}\quad (2.6)$$

donde $h(x', \varphi)$ se conoce como filtro rampa y x', y' vienen dados por:

$$\begin{aligned}y' &= x \sin \varphi - y \cos \varphi \\ x' &= x \cos \varphi + y \sin \varphi\end{aligned}\quad (2.7)$$

En la práctica, debido a la naturaleza discreta tanto en los ángulos de adquisición como en el número de cuentas, la Ec. (2.6) toma la forma:

$$\mu(x, y) \approx \sum_{k=0}^{N-1} \sum_{m=-M}^M P_k[s_{xy} - m] h[m] \Delta\theta \quad (2.8)$$

$$s_{xy} = x \cos(\theta_k) + y \sin(\theta_k) \quad (2.9)$$

$$h(x, y) = \mathcal{F}^{-1}\{k W(k)\} \quad (2.10)$$

Dado que el barrido no es continuo y el número de cuentas no es infinito, el filtro rampa tiende a producir imágenes con alto nivel de ruido. Por ello, se introducen variantes del filtro rampa, que incluyen una función $W(k)$ multiplicando al filtro rampa en la transformada de Fourier, penalizando por lo general las frecuencias altas en la imagen reconstruida. En el siguiente cuadro se muestran algunos ejemplos de filtros:

Cuadro 2.1: Funciones $W(k)$ de los filtros clásicos utilizados en la reconstrucción por retroproyección filtrada (FBP).

Filtro	$W(k)$
Ram-Lak	1
Shepp-Logan	$\text{sinc}\left(\frac{\pi k}{k_c}\right)$
Hamming	$\alpha + \beta \cos\left(\frac{\pi k}{k_c}\right)$
Hann	$\text{sinc}\left(\frac{\pi k}{k_c}\right) \left[1 - \left(\frac{k}{k_c}\right)^2\right]^{-1}$
Cosine	$\cos\left(\frac{\pi k}{k_c}\right)$

Cada filtro tiene sus ventajas y desventajas, por ejemplo, el filtro Ram-Lak (o Ram-pa) mejora la resolución a costa de incrementar el ruido; el filtro de Shepp-Logan (Özge Onur, 2021) atenúa las frecuencias altas para reducir el ruido, aunque con una ligera pérdida de resolución; y el filtro de Hamming (Lyra y Ploussi, 2011) busca un equilibrio entre nitidez y reducción de ruido (Geyer y cols., 2015; Hsieh y cols., 2013).

2.6.2. Métodos iterativos

Por su parte, los métodos iterativos de reconstrucción (IR, por sus siglas en inglés), que se subdividen en métodos algebraicos y estadísticos, surgieron en la década de 1970. Durante muchos años, estos métodos quedaron relegados por el alto costo computacional, pero actualmente han cobrado relevancia gracias al avance tecnológico y a la creciente necesidad de obtener imágenes con menos ruido sin aumentar la dosis de radiación al paciente (Geyer y cols., 2015).

Métodos algebraicos

En los métodos algebraicos, la Ec. (2.3) se plantea como un sistema de ecuaciones lineales, como se muestra en la Ec. (2.11), para encontrar los perfiles de atenuación del i -ésimo corte μ_i . Inicialmente se asumen valores de μ_i o se estiman usando FBP. Estos valores se corrigen en cada iteración hasta que las diferencias ε entre las intensidades medidas p_i y las estimadas π_i sean suficientemente pequeñas o se cumpla un criterio establecido (Beister, Kolditz, y Kalender, 2012; Hutton, Nuyts, y Zaidi, 2006).

$$\begin{aligned}
\pi_i &= \sum_j h_{ij} \mu_j \\
\mu_i^{(k+1)} &= \mu_i^{(k)} + \lambda f(h_{ij}, p_i, \mu_i^{(k)}) \\
\varepsilon &= p_i - \pi_i
\end{aligned} \tag{2.11}$$

Donde h_{ij} describe la geometría del escáner, la posición de los detectores y la física de la atenuación (Hutton y cols., 2006), f y λ son una función y un parámetro respectivamente, que dependen del modelo algebraico utilizado (Karadeniz y Weber, 2018). En los métodos de reconstrucción ART y SIRT (Bruder y cols., 2011), la función f toma la forma de la Ec. (2.12) y la Ec. (2.13), respectivamente.

$$\mathbf{f} = \frac{p_i - \mathbf{h}_i \cdot \boldsymbol{\mu}^{(k)}}{|\mathbf{h}_i|^2} \mathbf{h}_i \tag{2.12}$$

$$\mathbf{f} = \mathbf{H}^T (\mathbf{p} - \mathbf{H} \boldsymbol{\mu}^{(k)}) \tag{2.13}$$

Donde $\mathbf{h}_i$ es el vector fila de la matriz $\mathbf{H}$, que contiene la información de los coeficientes h_{ij} , y $\boldsymbol{\mu}^{(k)}$ es un vector con los valores de atenuación.

Métodos estadísticos

En cuanto a los métodos estadísticos, se parte de la aceptación de que las mediciones contienen ruido y se busca encontrar los valores μ_j que maximicen la probabilidad conjunta de obtener las mediciones adquiridas en cada uno de los cortes. Por ello, se emplean las ecuaciones (2.14) de manera iterativa hasta alcanzar un criterio estadístico de convergencia predefinido (Beister y cols., 2012; Hutton y cols., 2006).

$$\begin{aligned}
\pi_i^{(k)} &= \sum_j h_{ij} \mu_j^{(k)} \\
\text{máx}(P_c) &= \text{máx} \left(\prod_i P(p_i | \pi_i^{(k)}) \right) \\
\mu_i^{(k+1)} &= \mu_i^{(k)} f(p_i, \pi_i^{(k)})
\end{aligned} \tag{2.14}$$

Donde la función f y la distribución estadística P dependerán del algoritmo empleado. Este enfoque, al considerar explícitamente el ruido en las estimaciones, permite obtener reconstrucciones más robustas y precisas, especialmente en condiciones

de incertidumbre. Además, permite añadir términos de regularización que incorporan información a priori sobre la imagen (Bruder y cols., 2011) mediante la regla de Bayes.

2.6.3. SAFIRE

Como se ha mencionado en las secciones anteriores, tanto los métodos analíticos como los iterativos presentan limitaciones inherentes. Los analíticos, como FBP, ofrecen rapidez, pero son sensibles al ruido y los artefactos, por otro lado, los métodos iterativos pueden mejorar la calidad de imagen y reducir dosis, aunque a costa de altos tiempos de cálculo debido a la necesidad de realizar múltiples ciclos de proyección y retroproyección.

Con el fin de superar estas limitaciones, en 2010 Siemens introdujo un nuevo algoritmo de reconstrucción denominado *Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction* (SAFIRE) (Grant y Raupach, 2011). Este algoritmo aprovecha propiedades matemáticas clave, como la linealidad de la transformación de Radon y de los procesos de proyección y retroproyección, para distribuir las correcciones de la imagen en dos dominios distintos: el espacio de proyecciones (sinograma) y el espacio de la imagen.

La principal innovación de SAFIRE radica en su capacidad para dividir el proceso de corrección en dos etapas diferenciadas. Por un lado, realiza correcciones en el dominio del sinograma, donde es más eficaz eliminar artefactos relacionados con la geometría de adquisición o fenómenos físicos como el endurecimiento del haz (Grant y Raupach, 2011; Korn y cols., 2013).

Por otro lado, las correcciones destinadas a reducir el ruido se aplican directamente en el dominio de la imagen, mediante procesos estadísticos de optimización y técnicas de regularización que suavizan áreas homogéneas preservando los bordes anatómicos relevantes (Grant y Raupach, 2011; Korn y cols., 2013).

Esta separación de tareas le otorga a SAFIRE una ventaja significativa en términos de eficiencia computacional. A diferencia de otros métodos iterativos que requieren ejecutar una reconstrucción por FBP (Filtered Backprojection) y una proyección hacia adelante (Forward Projection) en cada iteración, SAFIRE limita el uso de estas operaciones costosas únicamente a las fases en las que es necesario corregir artefactos estructurales (Grant y Raupach, 2011; Nie y cols., 2014).

Una vez corregidos estos defectos, el algoritmo continúa trabajando en el espacio de

imagen, donde las operaciones son considerablemente más rápidas. Esto permite a SAFIRE reducir de manera sustancial los tiempos de reconstrucción, haciéndolo apto para su uso en flujos clínicos rutinarios sin sacrificar calidad de imagen ni incrementar dosis al paciente (Grant y Raupach, 2011).

Además, según se describe en el white paper de SIEMENS (Grant y Raupach, 2011), SAFIRE ofrece distintos niveles denominados *strengths*, numerados del 1 al 5, que permiten al usuario ajustar el grado de regularización y suavizado aplicado durante la reconstrucción. Un *strength* bajo genera imágenes con mayor nivel de detalle y textura, aunque con más ruido, mientras que un *strength* alto, produce imágenes más suaves y con menor ruido, pero potencialmente con pérdida de detalles finos.

Es importante destacar que, tal como señala SIEMENS, la elección del *strength* no afecta el tiempo de reconstrucción, ni implica un mayor número de iteraciones; simplemente modifica el nivel de regularización aplicado en la fase de corrección en el dominio de imagen (Grant y Raupach, 2011).

2.7. Calidad de la imagen de una CT

Cuando se habla de calidad de imagen, se busca conceptualizar qué tanto la imagen representa al objeto real bajo estudio. Es decir, si hablamos de una imagen de baja calidad, estaremos haciendo referencia a una baja cantidad de información sobre el objeto que ha sido escaneado.

A nivel cuantitativo y cualitativo, nos vamos a referir a cuatro parámetros que permiten determinar objetivamente la calidad de una imagen en un CT. Estos son: el contraste, la uniformidad, la resolución espacial y el ruido. Antes de definir estos parámetros, es necesario enfocarse en una cantidad llamada número CT (NCT), la cual se definirá en el siguiente apartado.

2.7.1. Número CT

En el proceso de reconstrucción de imagen en un CT, se asigna a cada vóxel un valor relacionado con el LAC, como se mencionó anteriormente. Este valor depende del material que representa dicho vóxel y se conoce como número CT (NCT), el cual se mide en unidades Hounsfield (UH). Dicho parámetro se define como (Bryant y cols.,

2012):

$$\eta_{CT} = 1000 \left(\frac{\mu - \mu_a}{\mu_a} \right) \quad (2.15)$$

Donde μ representa el LAC del material y μ_a el LAC del agua. Se emplea el LAC del agua como referencia, ya que es un valor representativo en el cuerpo humano, asignando de esta forma un NCT de 0 UH al agua. En la práctica, este valor es muy próximo a 0 UH debido al moteado cuántico y a otros factores, como las impurezas presentes (Goldman, 2007a).

Variabilidad del NCT

El coeficiente de atenuación lineal (LAC), como se explicó en secciones anteriores, depende de diversos factores: por un lado, de las propiedades del material atenuador, como su densidad electrónica, densidad de masa y número atómico; y por otro, de las características del haz de rayos X, como su energía. Por ende, todos estos factores también afectan el NCT, debido a su relación directa con el LAC.

Diversos investigadores han constatado en distintos estudios esta dependencia del NCT, analizando cómo se ve afectado por el endurecimiento del haz, la radiación dispersa, los artefactos de reconstrucción u orientación, el grosor del corte, la dosis de exposición y el algoritmo de reconstrucción. También se ha observado que las variaciones en los números CT pueden deberse a problemas inherentes al sistema de tomografía, incluso en las últimas generaciones de escáneres convencionales y de haz de electrones (Groell y cols., 2000).

2.7.2. Uniformidad

El NCT asignado a un vóxel está relacionado con el LAC del material que representa dicho vóxel, como se mencionó en la sección anterior. Teóricamente, si se escanea un material con propiedades uniformes y se emplea un haz monoenergético, el valor del NCT en cada vóxel debería ser constante (uniformidad del NCT), y a esto es a lo que se le conoce simplemente como uniformidad (Gulliksrud y cols., 2014).

Como ya se ha explicado, en la práctica el NCT sí experimenta variaciones debido a todos los factores previamente mencionados. Por lo tanto, aun si se escanea un material con propiedades uniformes, el NCT variará de vóxel a vóxel, motivo por el cual el concepto de uniformidad debe evaluarse desde un enfoque estadístico. Lo que se busca

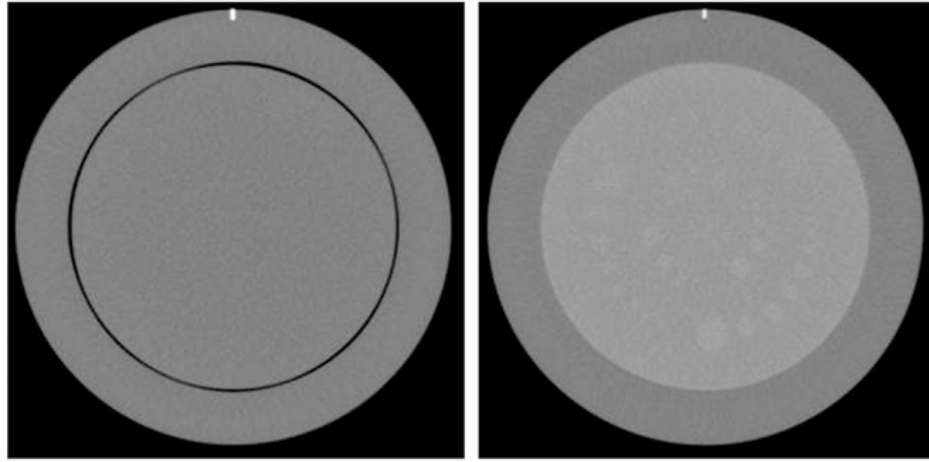
es determinar cuánto varía el número CT dentro de la Región de Interés (ROI) (Mittal y cols., 2015). La uniformidad se cuantifica como (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2021):

$$\Delta_{\max} = \max_i |\langle NCT \rangle_i - \langle NCT \rangle_c| \quad (2.16)$$

donde $\langle NCT \rangle_i$ es el promedio del i-simo Roi en la periferia del fantoma y $\langle NCT \rangle_c$ el promedio del Roi en el centro del fantoma.

Actualmente, estos cálculos se realizan mediante software como ImageJ u otros, como se hizo en (Gulliksrud y cols., 2014), pero en esencia lo que se intenta es cuantificar la variación del número CT entre los vóxeles pertenecientes al ROI. En la Figura 2.9 se observa, en la imagen de la izquierda, una tonalidad de grises uniforme, lo que indica una buena uniformidad en el NCT.

Figura 2.9: *Imágenes de tomografía computarizada del módulo de uniformidad (izquierda) y del módulo de detectabilidad de bajo contraste (derecha).*



Nota. Reproducido de How to Measure CT Image Quality: Variations in CT-Numbers, Uniformity and Low Contrast Resolution for a CT Quality Assurance Phantom (p. 523), por (Gulliksrud y cols., 2014).

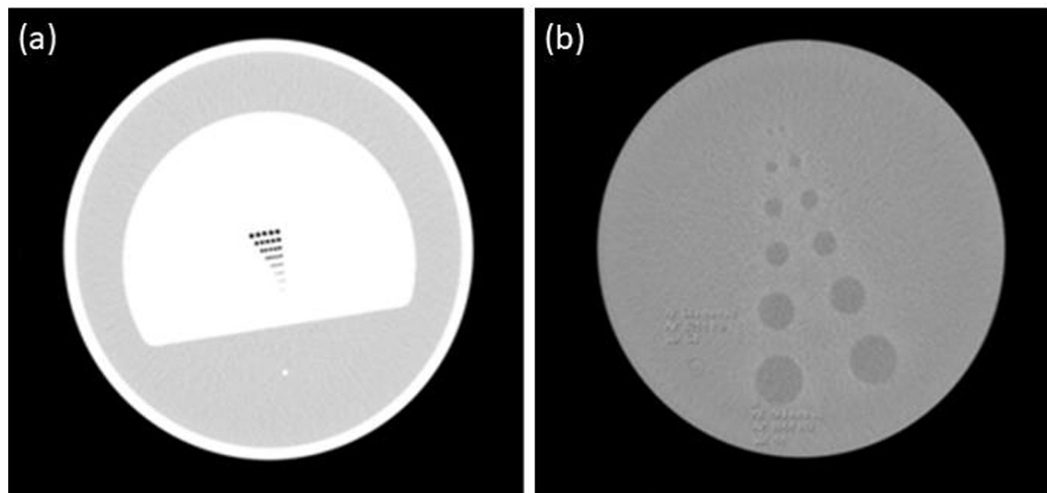
2.7.3. Resolución de bajo contraste

Las diferencias en el LAC, causadas por variaciones en la densidad del material y en la energía del haz, generan cambios en la intensidad detectada que se reflejan en la imagen como variaciones en el número CT (NCT), percibidas como diferencias en las tonalidades de gris (Goldman, 2007b).

La capacidad de distinguir estructuras con LAC similares a partir de estas diferencias tonales se denomina resolución de bajo contraste (Cartaya, 2008). Una imagen con buena resolución de bajo contraste permite identificar estructuras con pequeñas diferencias en su LAC, como la sustancia gris y la blanca del cerebro (Huda y cols., 2002).

Los escáneres CT modernos pueden detectar diferencias de hasta un 0.5 % en el LAC, lo cual es esencial en el diagnóstico médico. En la Figura 2.9 se observa un ejemplo de resolución de bajo contraste en la imagen de la derecha, mientras que en la Figura 2.10 se muestra un ejemplo de resolución espacial y Resolución de contraste. (Hwang, Kim, y Kim, 2024).

Figura 2.10: (a) Área de resolución espacial. (b) Área de resolución de contraste.



Nota. Reproducido de A Deep-Learning-Based Quality Control Evaluation Method for CT Phantom Images (p. 3), por (Hwang y cols., 2024).

El contraste se ve influenciado por factores como la sensibilidad del sistema, el ángulo y grosor del corte, el filtrado del haz, el tamaño del paciente, la apertura del detector, la frecuencia de muestreo, el ruido, y los parámetros de adquisición como el kVp y el mAs (Cartaya, 2008).

2.7.4. Resolución espacial

En el análisis de imágenes por CT, no basta con diferenciar las tonalidades de grises de los distintos objetos que conforman una estructura; también es fundamental poder identificar detalles pequeños y cercanos entre sí. De lo contrario, estos elementos podrían

aparecer como una única estructura en la imagen, perdiéndose información crucial. Por ello, resulta indispensable que la imagen permita distinguir con claridad los detalles finos del objeto de estudio.

La capacidad para identificar estructuras pequeñas y próximas se conoce como resolución espacial. Esta propiedad puede verse afectada por diversos factores, como el tamaño del punto focal, la apertura del detector, la frecuencia de muestreo, el grosor del corte y el ángulo de adquisición, entre otros (Cartaya, 2008).

Tradicionalmente, la resolución espacial se ha evaluado utilizando patrones de barras con módulos que representan distintas frecuencias espaciales, típicamente de 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0 y 1.2 pares de líneas por milímetro (lp/mm) (Bushberg y cols., 2011). En la Figura 2.11 se ilustra este concepto, siendo la imagen (C) la que presenta la mayor resolución espacial.

Sin embargo, una metodología más objetiva y cuantitativa para evaluar la resolución espacial consiste en medir la función de transferencia de modulación (MTF, por sus siglas en inglés). La MTF describe cómo se atenúan las distintas frecuencias espaciales a lo largo del proceso de adquisición y reconstrucción de la imagen (Wang, Tran, Burns, y Namazi, 2024). Su valor se expresa como un porcentaje de la modulación original frente a la frecuencia espacial (en lp/mm o lp/cm).

Entre los parámetros más utilizados para comparar sistemas se encuentra la frecuencia a la cual la MTF cae al 10 %, conocida como MTF10 (Friedman, Fung, Siewerdsen, y Tsui, 2013). Este punto se considera una estimación práctica de la resolución límite efectiva del sistema de imagen, ya que frecuencias más altas son fuertemente atenuadas y difícilmente distinguibles (Bushberg y cols., 2011).

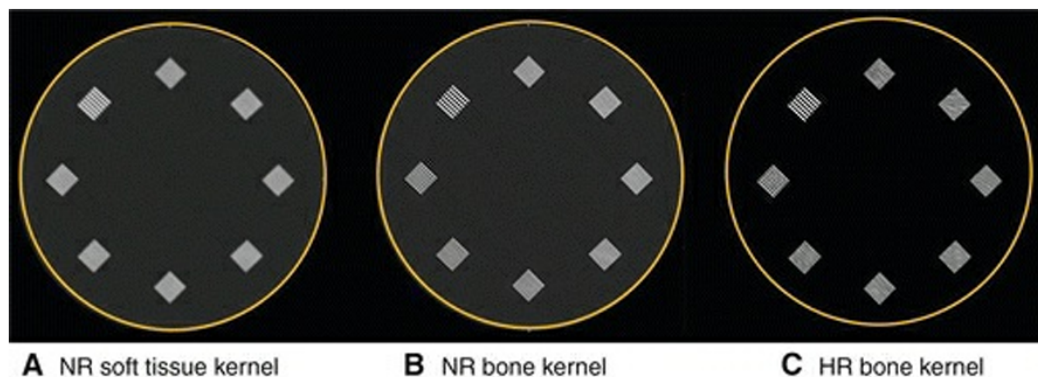
El uso del MTF10 se ha estandarizado en protocolos de control de calidad y evaluación de sistemas de imagen médica, ya que permite comparaciones reproducibles entre distintos dispositivos, modos de reconstrucción o parámetros de adquisición. En sistemas digitales o híbridos como los equipos de CT modernos, la MTF proporciona información más sensible que los patrones de barras visuales (Grimmer, Krause, Karolczak, Lapp, y Kachelriess, 2008), especialmente cuando se aplican algoritmos de reconstrucción adaptativos o técnicas de reducción de ruido.

Cabe destacar que otras métricas complementarias como la MTF50 o MTF20 también se utilizan para caracterizar el comportamiento del sistema en diferentes rangos de frecuencia (Verdun y cols., 2015). No obstante, el MTF10 suele ser la más directamente asociada con la resolución espacial límite, y para determinarla se emplean métodos como el *Edge Method* o método del borde (Salazar y cols., 2010), que es el que se utilizará en nuestro análisis.

El método del borde consiste en colocar un objeto con un borde de absorción abrupta (típicamente una lámina de plomo) dentro del campo de visión para generar una Función de Borde Sobremuestreada (ESF, por sus siglas en inglés). A partir de esta, se calcula la función de dispersión de línea (LSF) (Samei y cols., 2019) mediante diferenciación, y luego se obtiene la transformada de Fourier de esta última, la cual se normaliza en su valor de frecuencia cero (Verdun y cols., 2015).

Este enfoque es preferido por su robustez, relativa simplicidad experimental y capacidad para proporcionar resultados reproducibles incluso en presencia de ruido. Su implementación ha sido descrita detalladamente en (Buhr, Günther-Kohfahl, y Neitzel, 2003). y validada en protocolos de aseguramiento de calidad para diversos sistemas de imagen digital.

Figura 2.11: (A) Imagen de tejido blando con resolución espacial limitada de 0.6 lp/mm. (B) Imagen reconstruida con filtro óseo que permite una resolución de 0.9 lp/mm. (C) Imagen del fantoma ACR en un sistema de alta resolución con módulo máximo de 1.2 lp/mm.



Nota. Reproducido de *The Essential Physics of Medical Imaging* (p. 481), por (Bushberg y cols., 2011).

2.7.5. Ruido

El ruido es un fenómeno que se manifiesta como variaciones aleatorias en el número CT (NCT). A diferencia del contraste, estas variaciones no son sistemáticas, sino que se deben a fluctuaciones estadísticas asociadas con la detectabilidad de los fotones. Como resultado, incluso en materiales homogéneos, el ruido se manifiesta visualmente como una textura granulada en la imagen.

Estas fluctuaciones se analizan desde un enfoque estadístico mediante la distribución de Poisson, que describe el comportamiento de eventos discretos, como la detección de fotones individuales (Starck y cols., 2002; Malkus y Szczykutowicz, 2017). Por esta razón, se entiende que el ruido surge del uso limitado de fotones en la formación de la imagen y, en términos matemáticos, puede expresarse como:

$$\mathcal{R} = \frac{1}{\sqrt{D}} \quad (2.17)$$

donde $\mathcal{R}$ representa el nivel de ruido y D la dosis entregada. De acuerdo con la Ec. (2.17), se espera que el ruido disminuya al aumentar la dosis utilizada para generar la imagen (Goldman, 2007b).

El ruido depende del número de fotones detectados, por lo que está directamente influenciado por los parámetros técnicos del sistema, como el kilovoltaje pico (kVp) y la corriente del tubo (mA), ya que controlan la cantidad de fotones producidos. Asimismo, el tiempo de exposición también afecta el nivel de ruido, ya que permite acumular un mayor número de fotones en el detector, reduciendo la variabilidad estadística en la señal registrada.

Por otro lado, el análisis cuantitativo del ruido puede realizarse mediante la desviación estándar σ de los valores del número CT (NCT) en una región homogénea de interés (ROI) (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2021). Este enfoque permite expresar el ruido relativo mediante la Ec. (2.18):

$$\mathcal{R} = \frac{\sigma}{10} \quad (2.18)$$

2.8. Pruebas estadísticas

El análisis estadístico de los datos experimentales es una etapa crucial en la investigación científica, especialmente cuando se busca determinar si las diferencias observadas entre grupos o tratamientos son estadísticamente significativas o podrían atribuirse al azar. En particular, cuando los datos no cumplen con los supuestos de normalidad o igualdad de varianzas, se recurre a pruebas no paramétricas, que ofrecen una alternativa robusta y confiable para la comparación de condiciones experimentales.

En esta sección se describen los fundamentos teóricos y procedimentales de una de estas pruebas: la prueba de Friedman, utilizada comúnmente en el análisis de datos dependientes o relacionados, como en estudios de medidas repetidas o diseños de bloques.

2.8.1. Prueba de Friedman

La prueba de Friedman es un método no paramétrico basado en rangos, diseñado para comparar tres o más tratamientos aplicados sobre las mismas unidades experimentales o bloques. Su principal ventaja radica en que no requiere asumir normalidad ni homogeneidad de varianzas, lo que la convierte en una alternativa robusta al ANOVA de medidas repetidas cuando dichos supuestos no se cumplen (Freund, Wilson, y Mohr, 2010; Ramachandran, 2015).

El objetivo de la prueba de Friedman es evaluar la hipótesis nula de que todos los tratamientos aplicados sobre las mismas unidades experimentales producen efectos equivalentes. Para ello, el procedimiento se basa en una serie de supuestos fundamentales que garantizan la validez del análisis (Ramachandran, 2015):

- Cada unidad experimental (o bloque) debe ser evaluada bajo todos los tratamientos.
- Las observaciones dentro de cada bloque deben ser comparables y ordenables (al menos de tipo ordinal).
- No se requiere que los datos sigan una distribución específica; es decir, no se asume normalidad.

Desde un punto de vista formal, la hipótesis nula puede expresarse mediante la ecuación (2.19):

$$H_0 : F_1(x) = F_2(x) = \cdots = F_k(x), \quad (2.19)$$

donde $F_j(x)$ representa la función de distribución del tratamiento j , y k es el número total de tratamientos a comparar. Alternativamente, y especialmente en el caso de datos ordinales, la hipótesis puede formularse en términos de medianas poblacionales (Ramachandran, 2015):

- H_0 : Las k condiciones tienen la misma mediana en la población.
- H_a : Al menos una de las medianas difiere.

Para aplicar la prueba, se parte de la matriz Y_{ij} , donde cada entrada representa la observación del tratamiento i en el bloque j , con $i = 1, \dots, k$ y $j = 1, \dots, l$, siendo k el número de tratamientos y l el número de bloques. El procedimiento se desarrolla en los siguientes pasos:

1. Dentro de cada bloque j , se asignan rangos R_{ij} a las observaciones, ordenándolas de menor a mayor. En caso de empates, se asignan rangos promedio.
2. Se calcula la suma de rangos por tratamiento:

$$R_i = \sum_{j=1}^l R_{ij}$$

3. Se calcula el estadístico de Friedman:

$$S = \frac{12}{lk(k+1)} \sum_{i=1}^k R_i^2 - 3l(k+1)$$

Bajo la hipótesis nula y para tamaños moderados de muestra ($l \geq 5$), el estadístico S sigue aproximadamente una distribución chi-cuadrado con $k - 1$ grados de libertad (Riffenburgh, 2012; Ramachandran, 2015), es decir:

$$S \sim \chi_{k-1}^2 \quad (2.20)$$

La decisión estadística se toma comparando el valor observado de S con el valor crítico $\chi_{1-\alpha, k-1}^2$, correspondiente al nivel de significancia deseado. Alternativamente, se puede calcular el valor p , definido como la probabilidad de obtener un estadístico tan extremo como S bajo la hipótesis nula:

$$p = P(\chi_{k-1}^2 \geq S) \quad (2.21)$$

Si el valor p es menor que el umbral de significancia α (por ejemplo, 0.05), se rechaza la hipótesis nula en favor de la alternativa. El cálculo del p -valor se realiza utilizando la función de distribución acumulada (CDF) complementaria de la distribución chi-cuadrado, ampliamente disponible en software estadístico o bibliotecas matemáticas (Freund y cols., 2010).

La prueba de Friedman se ha aplicado con frecuencia en situaciones donde no es posible utilizar métodos paramétricos debido a la naturaleza de los datos o a la violación de supuestos clásicos. Por ejemplo, puede utilizarse para analizar si un tratamiento farmacológico genera efectos distintos en un mismo grupo de pacientes en distintos momentos, o para comparar la eficacia de diferentes métodos diagnósticos evaluados sobre los mismos sujetos (Riffenburgh, 2012).

Entre sus principales ventajas, destaca su robustez frente a valores atípicos, heterocedasticidad o distribuciones no normales, gracias a que opera sobre rangos en lugar de valores absolutos. Además, al mantener el emparejamiento natural entre las observaciones, permite un análisis más sensible en diseños de medidas repetidas o estudios cruzados (Wilcox, 2003; Ramachandran, 2015).

Aunque la prueba de Friedman permite detectar diferencias globales entre tres o más tratamientos aplicados a las mismas unidades experimentales, no identifica específicamente entre qué tratamientos ocurren dichas diferencias. Por ello, cuando se obtiene un resultado significativo con Friedman, es habitual realizar comparaciones post hoc por pares para determinar qué tratamientos difieren entre sí.

En casos donde la hipótesis nula no se cumple, una herramienta ampliamente utilizada es el test de Wilcoxon para rangos con signo, diseñado para comparar dos condiciones o tratamientos relacionados (Wilcox, 2003; Freund y cols., 2010; Ramachandran, 2015) y constituye una extensión lógica del análisis no paramétrico.

2.8.2. Prueba de Wilcoxon para muestras pareadas

La *prueba de rangos con signo de Wilcoxon* es una prueba no paramétrica basada en rangos, utilizada para comparar dos condiciones o tratamientos aplicados a los mismos

sujetos sin asumir normalidad en la distribución de las diferencias. Resulta especialmente útil como alternativa al *t-test* pareado cuando los datos presentan asimetría o valores atípicos (Freund y cols., 2010; Ramachandran, 2015).

También se emplea en análisis post hoc tras una prueba de Friedman significativa, con el fin de identificar qué pares de condiciones difieren entre sí (Wilcox, 2003). Esta prueba evalúa si la distribución de las diferencias es simétrica respecto a cero. A diferencia del test de los signos, no solo considera la dirección del cambio, sino también la magnitud de las diferencias, lo que le otorga mayor potencia estadística.

Esta prueba considera un conjunto de n pares de observaciones (X_i, Y_i) , para el cual se toma la diferencia $D_i = X_i - Y_i$ y se plantea las siguientes hipótesis (Wilcox, 2003):

- H_0 : La distribución de las diferencias D_i es simétrica respecto a cero.
- H_1 : La distribución de las diferencias D_i no es simétrica respecto a cero.

Lo cual equivale a contrastar:

$$H_0 : \text{mediana}(D) = 0 \quad \text{vs} \quad H_1 : \text{mediana}(D) \neq 0$$

Procedimiento

1. Calcular las diferencias D_i para cada sujeto.
2. Eliminar los casos en que $D_i = 0$, ajustando el tamaño muestral a n' .
3. Calcular los valores absolutos $|D_i|$ y asignar rangos en orden creciente. En caso de empates, se utiliza el promedio de los rangos correspondientes.
4. Asignar a cada rango el signo original de su respectivo D_i .
5. Calcular las sumas de los rangos positivos y negativos:

$$W^+ = \sum_{\{i:D_i>0\}} R_i, \quad W^- = \sum_{\{i:D_i<0\}} R_i \quad (2.22)$$

6. Definir el estadístico de prueba como:

$$W = \min(W^+, W^-) \quad (2.23)$$

Cuando el tamaño muestral es pequeño ($n' \leq 20$), se utilizan las tablas críticas específicas de la prueba de Wilcoxon. Se rechaza la hipótesis nula H_0 al nivel de significancia α si el valor observado de W es menor o igual al valor crítico correspondiente al tamaño muestral n' y al tipo de prueba (bilateral) (Freund y cols., 2010; Ramachandran, 2015).

Capítulo 3

Materiales y Metodología

3.1. Equipos y materiales

3.1.1. PET/CT Biograph Vision 450 Edge

El *Biograph Vision 450 Edge PET/CT* es un sistema de adquisición de imágenes médicas capaz de obtener tanto imágenes estructurales (CT) como funcionales (PET). Este equipo, declarado ante la FDA en 2019 (Radiology Oncology Systems, s.f.; U.S. Food and Drug Administration, s.f.), está diseñado para exámenes de cuerpo entero en aplicaciones oncológicas, neurológicas y cardiológicas.

El sistema permite la obtención, fusión y registro de imágenes metabólicas y anatómicas; sin embargo, tanto el subsistema PET como el CT pueden utilizarse de manera independiente. Además, posibilita la transferencia de imágenes a otros dispositivos para aplicaciones como la planificación de radioterapia (U.S. Food and Drug Administration, 2019), al emplear un software dedicado para la gestión, reconstrucción y archivo de las imágenes, cumpliendo con el estándar DICOM.

El equipo está indicado para apoyar en la detección, localización, diagnóstico y seguimiento de lesiones, tumores, enfermedades y función orgánica (U.S. Food and Drug Administration, 2019). Aunque sus aplicaciones clínicas se centran en los exámenes mencionados, también es apto para estudios de tamizaje de cáncer de pulmón de baja dosis en poblaciones de alto riesgo.

Además, incorpora actualizaciones específicas para el control de calidad diario y semanal, orientadas a mejorar la operación y el aseguramiento de la calidad de las imágenes.

En cuanto a sus características físicas, el gantry del Biograph Vision 450 Edge presenta una altura de 203.6 cm, un ancho de 234.4 cm, una profundidad de 136 cm y un peso aproximado de 3734 kg (U.S. Food and Drug Administration, s.f.; Medical Device Network, 2019). Asimismo, soporta un peso máximo de paciente de 500 lb.

Figura 3.1:
Biograph Vision PET/CT.



Nota. Reproducido de Biograph Vision PET/CT Precision-driven performance (Siemens Healthineers, 2023).

Este modelo utiliza detectores SiPM con cristales de oxiortosilicato de lutecio (LSO) y está equipado con un componente CT SOMATOM Definition Edge (U.S. Food and Drug Administration, 2019; Medical Device Network, 2019). Se distingue por poseer un campo de visión axial PET de 200 mm, menor que el de otros modelos de la misma línea, como el Vision 600 Edge.

3.1.2. Maniqués 3D Torso Phantom y el ACR 464

ACR 464

El *ACR CT Accreditation Phantom* (modelo 464) es el único fantoma necesario para cumplir con las pautas de acreditación del American College of Radiology (ACR) en tomografía computarizada. Este dispositivo es fundamental tanto para la evaluación inicial como para las pruebas mensuales rutinarias de control de calidad en equipos CT (Sun Nuclear Corporation, 2025).

Su construcción robusta de “agua sólida” garantiza estabilidad física y resultados reproducibles a lo largo del tiempo. El fantoma tiene un diámetro de 20 cm, una longitud de 16 cm y un peso de aproximadamente 5.3 kg (Sun Nuclear Corporation, 2020; Goldwei, 2024). El diseño incorpora marcas de alineación en los ejes axial, coronal y sagital, así como en los extremos cefálico y podálico, facilitando una correcta colocación durante el escaneo (Goldwei, 2024).

El dispositivo consta de cuatro módulos independientes que se muestran en la Figura 3.2. Cada uno de estos módulos está enfocado en la evaluación de parámetros específicos de calidad de imagen (K. Albus, 2025; Sun Nuclear Corporation, 2025):

- El **Módulo 1** permite analizar la precisión del número CT para distintos materiales, la alineación y el grosor de corte.
- El **Módulo 2** está orientado a la detectabilidad de bajo contraste, mediante cilindros de diferente diámetro con una diferencia de 6 HU respecto al fondo.
- El **Módulo 3** evalúa la uniformidad del número CT y la precisión en la medición de distancias dentro del plano.
- El **Módulo 4** contiene patrones de alta resolución espacial (hasta 12 pares de líneas/cm) y elementos adicionales para verificar la alineación y sensibilidad, así como resolución de alto contraste.

El Cuadro 3.1 resume los objetos de prueba embebidos en el fantoma, los cuales permiten evaluar múltiples parámetros en los distintos módulos (Sun Nuclear Corporation, 2025).

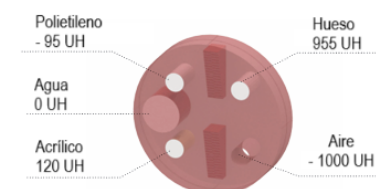
Cuadro 3.1: Elementos internos del fantoma ACR 464 (Sun Nuclear Corporation, 2025).

Objeto de prueba	Descripción
Varilla equivalente a agua	Solid Water, 0 HU
Varilla equivalente a hueso	Material equivalente óseo
Varilla de acrílico	Acrílico fundido
Varilla de polietileno	Polietileno de baja densidad
Barras de bajo contraste	$6 \pm 0,5$ HU, diámetros 2–6 mm y una de 25 mm
Perlas de carburo de tungsteno	0,28 mm (0.011 in) diámetro
Material de pares de líneas	Aluminio 6061 y poliestireno
Homogeneidad intra-fantoma (mód. 1, 3, 4)	Promedio CT: 0 ± 5 HU
Accesorios adicionales	Base, estuche, software RapidCHECK™

El uso de accesorios opcionales, como una base niveladora o kits de extensión, permite simular pacientes de mayor tamaño y estudiar los efectos de dispersión. Además, el dispositivo es compatible con software de análisis automatizado, como RapidCHECK, que simplifica la obtención y gestión de los resultados de control de calidad (Sun Nuclear Corporation, 2020; Goldwei, 2024).

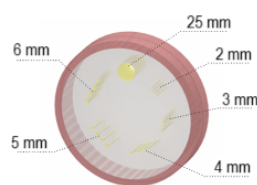
Figura 3.2: Cuatro módulos del fantoma ACR 464.

Módulos del fantoma CT ACR 464



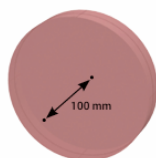
Modulo 1

Posicionamiento y alineación, precisión del número CT y grosor de corte.



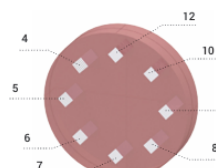
Modulo 2

Resolución de bajo contraste. Contiene cilindros de distintos diámetros, todos con una diferencia de 0.6% (6 HU) respecto al material de fondo.



Modulo 3

Evaluación de uniformidad del número CT. Incluye dos marcadores para medición de precisión de distancia en el plano.



Modulo 4

Resolución espacial de alto contraste. Contiene ocho patrones de alta resolución: 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 y 12 pares de líneas/cm.

Nota. Reproducido de *CT ACR 464 Phantom Multi-Modality CT Accreditation* (Sun Nuclear Corporation, 2025).

3D Torso Phantom

El *3D Torso Phantom* (Modelo 602) es un fantoma antropomórfico diseñado para representar las características anatómicas y radiológicas de un torso masculino promedio, utilizado principalmente en estudios de control de calidad y dosimetría en imagenología médica, especialmente en tomografía computarizada (Sun Nuclear Corporation, 2023).

La estructura principal está fabricada en resina epoxi, ofreciendo propiedades de densidad física y coeficiente de atenuación lineal comparables a los tejidos humanos, con una desviación menor al 2 % en el rango de energías diagnósticas (Sun Nuclear Corporation, 2023). El diseño incorpora órganos internos extraíbles, lo que permite modificar la dis-

posición interna según la configuración experimental deseada, facilitando la inserción de detectores dosimétricos o la introducción de agentes de contraste.

La envoltura externa simula una composición de 30 % tejido adiposo y 70 % muscular, mientras que la parte inferior integra un bolus blando removible, compuesto por 50 % adiposo y 50 % muscular (Sun Nuclear Corporation, 2023). El modelo presenta dimensiones generales de 60 cm de altura, 38 cm de ancho y 23 cm de profundidad, con un peso aproximado de 19.4 kg.

Además, es posible llenar los espacios intersticiales con líquidos de simulación, como soluciones acuosas o fluidos equivalentes a sangre, optimizando así la equivalencia tisular durante los procedimientos de imagen (Sun Nuclear Corporation, 2023).

Figura 3.3: *Modelo 602 del fantoma 3D de Torso*



Nota. Reproducido de *3 Dimensional Torso Phantom* (Sun Nuclear Corporation, 2023).

3.1.3. Software ImageJ

ImageJ es un software de procesamiento de imágenes desarrollado por el National Institutes of Health (NIH), ampliamente utilizado en el análisis de imágenes médicas debido a su flexibilidad, accesibilidad y código abierto. Cuenta con una interfaz intuiti-

va que facilita su uso incluso para usuarios sin experiencia en programación (Abràmoff, Magalhães, y Ram, 2004).

Una de sus principales ventajas es la posibilidad de automatizar tareas mediante la creación de macros, lo que permite manipular grandes volúmenes de imágenes de manera eficiente y reproducible. Esto resulta especialmente útil en entornos clínicos o de investigación donde se requiere estandarizar procesos.

Además, ImageJ permite evaluar múltiples parámetros de calidad de imagen, tales como la resolución espacial, el contraste, la homogeneidad y el ruido. Esto se logra mediante herramientas nativas o la instalación de complementos (plugins), que amplían sus funcionalidades de forma sencilla y gratuita.

En el contexto de tomografía computarizada (CT), ImageJ ha sido utilizado para analizar perfiles de intensidad, calcular funciones de transferencia de modulación (MTF), y medir desviaciones estándar en regiones de interés (ROI) homogéneas, apoyando evaluaciones de control de calidad técnico (Schneider, Rasband, y Eliceiri, 2012).

3.2. Protocolos de adquisición

Para la obtención de las imágenes utilizadas en este estudio, se empleó un escáner PET/CT modelo Biograph Vision 450 Edge (Siemens Healthineers, 2023). Las exploraciones se realizaron sobre dos fantasmas: el ACR 464 y el 3D Torso, los cuales se mantuvieron en una misma alineación y posición durante todo el proceso de adquisición y reconstrucción. Se aplicó un protocolo clínico típico para estudios torácicos, con adquisición helicoidal y reconstrucción iterativa.

3.2.1. Parámetros de adquisición

La adquisición se llevó a cabo en modo helicoidal, con la dirección de barrido orientada en sentido craneocaudal. Se utilizó un voltaje de 80 kV y una corriente modulada mediante el sistema CARE Dose4D, con un valor efectivo de 119 mAs. La colimación del detector fue de $128 \times 0,6$ mm, con un grosor de corte de 5.0 mm y un *pitch* de 1.2.

El tiempo de rotación del tubo fue de 0.5 segundos, con un retardo inicial de 2 segundos. La duración total del escaneo fue de 11.48 segundos. La longitud total de exploración

fue de aproximadamente 990 mm, con un rango que abarcó desde $-791,0$ mm hasta $-1781,5$ mm. El campo de visión (FoV) utilizado fue de 418 mm, con centro en las coordenadas $X = -6$ mm, $Y = 12$ mm.

3.2.2. Parámetros de reconstrucción

Para cada adquisición se realizaron múltiples reconstrucciones, combinando de forma sistemática tres parámetros: el filtro de reconstrucción (FR), la intensidad del algoritmo iterativo SAFIRE (IS) (Grant y Raupach, 2011) y el espesor de corte (EDC). Se utilizaron cuatro FR distintos: Br34, Br40, Br51 y Br60. Para cada uno de estos FR se aplicaron tres niveles de IS: 1, 3 y 5. Además, las reconstrucciones se generaron con EDC: 1 mm y 5 mm.

En total, se obtuvieron 24 series de reconstrucción: 12 con EDC de 1 mm y 12 EDC de 5 mm, abarcando todas las combinaciones posibles entre FR, intensidades y EDC. Todos los demás parámetros de reconstrucción se mantuvieron constantes entre las distintas series: modo axial, dirección craneocaudal, campo de visión de 418 mm, centro en $X = -6$ mm, $Y = 12$ mm, sin aplicación de inversión simétrica ni escalado adicional.

Cada serie con EDC de 5 mm generó 199 imágenes axiales, mientras que las series con EDC de 1 mm generaron 991 imágenes, dichas imágenes en cada caso abarca la reconstrucción de los fantasmas 3D de Torso y el ACR 464.

3.3. Procesamiento y análisis de imágenes

En esta sección se expondrá el procesamiento y análisis que se realizó de las imágenes que se obtuvieron de los fantasmas ACR 464 y el 3D de torso en la región abdominal para evaluar la calidad de imagen conseguida con las distintas combinaciones de parámetros de reconstrucción aplicadas a los datos adquiridos (variación del FR, la IS y el EDC). En este análisis se emplearon algunos de los parámetros clásicos de calidad de imagen en tomografía computarizada:

- Precisión del número CT
- Uniformidad
- Ruido

- Resolución espacial

En el análisis de cada parámetro y procesamiento de la información obtenida, se empleó macros del software ImageJ y scripts desarrollados en Python, que permitieron automatizar la extracción y análisis de los indicadores de calidad de imagen correspondientes. Posteriormente, se analizó cómo se ven afectados estos parámetros al variar sistemáticamente los factores de reconstrucción mencionados, permitiendo establecer tendencias entre la configuración utilizada y la calidad final de la imagen.

3.3.1. ImageJ

El análisis inicial se realizó utilizando el software ImageJ, el cual permitió estandarizar y automatizar la extracción de datos a partir de regiones de interés (ROIs). El proceso comenzó con la selección manual de las ROIs sobre una imagen representativa. Posteriormente, se grabaron macros dentro del entorno de ImageJ, los cuales fueron editados como texto plano para generalizarlos y aplicarlos de forma automatizada a múltiples imágenes.

Para cada configuración de reconstrucción y parámetro de calidad de imagen se analizaron seis cortes axiales consecutivos con el fin de asegurar una muestra suficientemente amplia y estadísticamente robusta para evaluar el efecto de la variación de los parámetros de reconstrucción sobre los parámetros de la calidad de imagen.

En particular, la calidad de imagen se evaluó específicamente sobre la imagen más representativa que es considerada como aquella ubicada en el centro del módulo correspondiente del phantom ACR 464. La evaluación de uniformidad, ruido y resolución espacial se realizó sobre el módulo 3, mientras que la evaluación de la exactitud del NCT se efectuó sobre el módulo 1.

En el caso específico de la resolución espacial, se empleó el método del borde (*edge method*), complementado con el análisis visual de los patrones de barras. Para ello, se utilizó un macro modificado de ImageJ obtenido de un repositorio público en GitHub (Maddox, 2020), el cual calcula la función de transferencia de modulación (MTF) a partir del perfil de respuesta al borde (ESF). Este enfoque permitió cuantificar de forma objetiva la resolución espacial, evaluando su comportamiento bajo diferentes FR, IS y EDC.

Para obtener los resultados mostrados en la sección 4.1, se analizaron las imágenes centrales de los seis cortes utilizados, según el módulo evaluado. A continuación se detallan las imágenes específicas seleccionadas:

- Para las reconstrucciones con un grosor de corte de **1 mm**:
 - **Uniformidad, ruido y resolución espacial:** se analizaron seis cortes a partir de la imagen 856, siendo la imagen central la número 859, que corresponde al centro del módulo 3 (ubicado entre las imágenes 842 y 877).
 - **Exactitud del NCT:** se analizaron seis cortes a partir de la imagen 935, siendo la imagen central la número 938, correspondiente al centro del módulo 1 (ubicado entre las imágenes 917 y 960).
- Para las reconstrucciones con un grosor de corte de **5 mm**:
 - **Uniformidad, ruido y resolución espacial:** se analizaron seis cortes desde la imagen 170, con imagen central la número 173 (el módulo 3 se ubicaba entre las imágenes 170 y 176).
 - **Exactitud del NCT:** se analizaron seis cortes desde la imagen 185, siendo la imagen central la número 188 (el módulo 1 abarcaba de la imagen 184 a la 192).

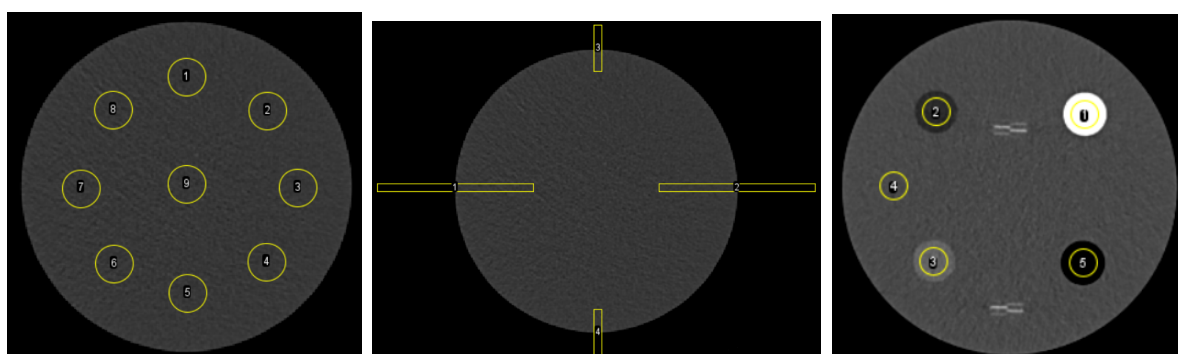
En cuanto el 3D de torso, se empleó la misma metodología usada en el ACR 464, aplicada a órganos como hígado, riñones y bazo para obtener el ruido, la uniformidad y la exactitud de NCT. A continuación se detallan las imágenes específicas seleccionadas para este maniquí:

- Para las reconstrucciones con un grosor de corte de **1 mm**:
 - **Uniformidad, ruido y exactitud de NCT** se analizó el corte 495 los riñones y la imagen 411 para el hígado y bazo.
- Para las reconstrucciones con un grosor de corte de **5 mm**:
 - **Uniformidad, ruido y exactitud de NCT:** se analizó el corte 101 los riñones y la imagen 83 para el hígado y bazo.

3.3.2. Selección de ROIs

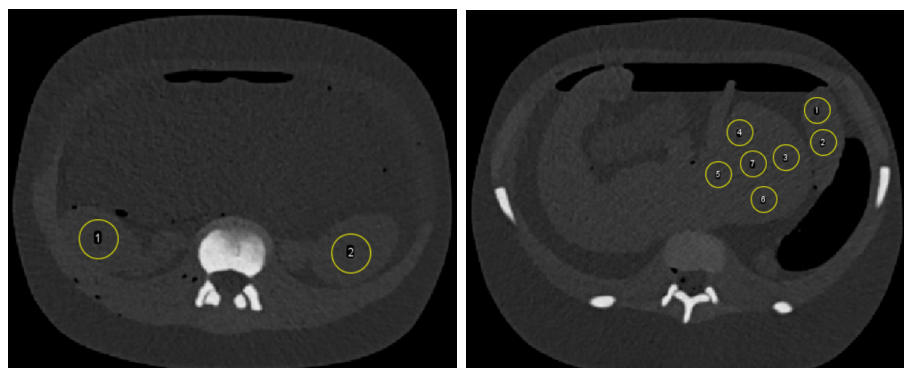
Para el ACR 464, se definieron tres grupos de regiones de interés (ROIs) con el fin de asegurar la reproducibilidad y consistencia de las mediciones de los distintos parámetros de la calidad de imagen y para el 3D de torso se definió un grupo de ROIs para cada organo analizado. La Figura 3.4 y la Figura 3.5 ilustra ejemplos de la ubicación de estos grupos de ROIs sobre los módulos correspondientes del ACR 464 y del 3D de torso.

Figura 3.4: *Ejemplos de imágenes procesadas para la evaluación de parámetros de calidad de imagen: uniformidad y ruido (izquierda), resolución espacial (centro) y exactitud del número CT (derecha) en el ACR 464.*



Nota. Imágenes generadas por el autor a partir de reconstrucciones tomográficas procesadas con ImageJ.

Figura 3.5: *Ejemplos de imágenes procesadas para la evaluación de parámetros de calidad de imagen: uniformidad y ruido (izquierda), resolución espacial (centro) y exactitud del número CT (derecha) en el ACR 464.*



Nota. Imágenes generadas por el autor a partir de reconstrucciones tomográficas procesadas con ImageJ.

Todas las ROIs fueron colocadas sobre las mismas regiones del fantoma ACR 464 y

del fantoma 3D de torso para cada reconstrucción evaluada, con el fin de asegurar la repetibilidad de las mediciones. El uso de macros personalizados en ImageJ permitió aplicar automáticamente las mismas ROIs sobre los distintos cortes, garantizando la homogeneidad del análisis y reduciendo posibles errores por variabilidad manual.

La selección del tamaño y ubicación de las ROIs en el ACR 464 se realizó siguiendo las recomendaciones del protocolo de acreditación del American College of Radiology (ACR), el cual sugiere utilizar ROIs circulares de aproximadamente 400 mm^2 para uniformidad y 200 mm^2 para evaluación del número CT en los insertos, así como posicionarlas con un espaciado de al menos un diámetro respecto al borde interno del fantoma (K. Albus, 2025; PhantomLab SMARI, 2023).

Además, se recomienda que el cálculo de uniformidad se base en una ROI central y cuatro periféricas (a las 3, 6, 9 y 12 horas) (K. Albus, 2025; PhantomLab SMARI, 2023). En este estudio, se amplió dicho criterio utilizando nueve ROIs en total, incluyendo puntos intermedios para obtener una representación más robusta de la variabilidad espacial.

A continuación se detalla la información de los ROIs empleados en el ACR 464:

- **Grupo 1 – Uniformidad y ruido:** Se definieron nueve ROIs circulares de diámetro $22,86 \text{ mm}$ ($\sim 410,6 \text{ mm}^2$), dispuestas simétricamente en forma de anillo: cuatro en las posiciones 12, 9, 6 y 3 horas, cuatro intermedias y una ROI central. Esta última sirvió como referencia para calcular la uniformidad del número CT y el ruido relativo en relación con la periferia.
- **Grupo 2 – Precisión del número CT:** Se colocaron ROIs circulares de diámetro $16,33 \text{ mm}$ ($\sim 210,6 \text{ mm}^2$) centradas sobre los insertos del módulo 2 del ACR 464. Los materiales analizados fueron: acrílico, polietileno, agua, aire y hueso. Las ROIs fueron posicionadas de forma estandarizada para permitir una comparación precisa entre valores medidos y teóricos.
- **Grupo 3 – Resolución espacial:** Se utilizaron cuatro ROIs rectangulares colocadas en pares horizontales y verticales sobre el módulo homogéneo, con el fin de obtener los perfiles de borde requeridos para el cálculo de la función de transferencia de modulación (MTF) mediante el método del borde. Los resultados obtenidos se promediaron para estimar la resolución espacial en diferentes direcciones.

A continuación se detalla la información de los ROIs empleados en el 3D de torso:

- **Grupo 1 – Uniformidad, ruido y NCT para el hígado:** Se definieron cinco ROIs circulares con un área de $(210,62 \text{ mm}^2)$, se consideró un ROI central que sirvió como referencia para calcular la uniformidad del número CT en relación con la periferia y se empleó también para medir el ruido y el NCT.
- **Grupo 2 – Uniformidad, ruido y NCT para el bazo:** Se definieron dos ROIs circulares con un área de $(210,62 \text{ mm}^2)$ y se calculó la diferencia para evaluar la uniformidad del número CT y se tomó uno de ellos para medir el ruido y el NCT.
- **Grupo 3 – Uniformidad, ruido y NCT para los riñones:** Se definieron dos ROIs circulares con un área de $(410,58 \text{ mm}^2)$ uno en cada riñón, se consideró la diferencia de los dos ROIs para analizar la uniformidad del número CT en relación con la periferia y se tomó uno de ellos para medir el ruido y el NCT.

3.4. Criterios de evaluación

La calidad de imagen de cada reconstrucción fue evaluada cuantitativamente mediante cuatro indicadores fundamentales en el ACR 464: uniformidad, ruido, exactitud del número CT y resolución espacial. Cada uno de estos parámetros se calculó siguiendo recomendaciones técnicas y metodologías validadas en la literatura y protocolos como los del American College of Radiology (ACR) (K. Albus, 2025; PhantomLab SMARI, 2023). A continuación, se detallan los criterios y ecuaciones utilizadas para cada caso.

- La uniformidad se calculó con la Ec.(2.16). Se evaluó bajo el criterio de que la diferencia máxima debe estar dentro de $\pm 5 \text{ UH}$ (K. Albus, 2025).
- El ruido se estimó con la Ec.(2.18) y se utilizó como criterio de evaluación no el superar 10 % del valor inicial, que para este equipo es de 2.48 %, por lo que el ruido no debe superar el 2,728 % (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2021).
- La exactitud del NCT se sometió bajo los intervalos material mostrado a continuación (K. Albus, 2025):
 1. Polietileno debe estar entre -107 y -84 UH
 2. Agua debe estar entre -7 y +7 UH
 3. Acrílico debe estar entre +110 y +135 UH
 4. Hueso debe estar entre +850 y +970 UH

5. Aire debe estar entre -1005 y -970 UH

- La resolución espacial, se estimó bajo el uso del MTF10 y se tomará como criterio para calidad de imagen ser superior a las 5 lp/cm (Samei y cols., 2019; Roa, Andersen, y Martinsen, 2015; McCollough y cols., 2004)

Para el caso del 3D de torso, para la uniformidad y el ruido se emplearon los mismos criterios que para el ACR 464, sin embargo para la exactitud NCT se sometió bajos los intervalos mostrado a continuación(Kaplan, Rosenfield, y Smith, 1997; Tisch y cols., 2019; Ahmed y Ayad, 2016):

- Hígado debe estar entre + 50 y + 65 UH
- Bazo debe estar entre + 40 y + 60 UH
- Riñon debe estar entre + 30 y + 50 UH

Capítulo 4

Resultados y análisis

4.1. Calidad de imagen

En esta sección se presentan los resultados obtenidos a partir de la evaluación de la calidad de imagen, utilizando los criterios definidos en la Sección 3.4. El análisis se realizó sobre los fantasmas descritos en la Sección 3.1.2, considerando los distintos parámetros de reconstrucción detallados en la Sección 3.2.2, y manteniendo constantes los parámetros de adquisición establecidos en la Sección 3.2.1.

Dado que la metodología y las pruebas empleadas para evaluar la calidad de imagen fueron descritas previamente en la Sección 3.3, a continuación se expone únicamente la interpretación de los resultados obtenidos.

4.1.1. ACR 464

En esta sección se analizan los parámetros de calidad de imagen obtenidos con el phantom ACR 464, aplicando los parámetros de adquisición definidos en la Sección 3.2.1 y los criterios de evaluación establecidos en la Sección 3.4. En las tablas, el color rojo indica que, para una combinación específica de parámetros de reconstrucción, la medición no cumple con los criterios definidos.

Ruido

Los resultados se obtuvieron siguiendo la metodología descrita en las Secciones 2.7.5 y 3.3.2. Como se aprecia en el Cuadro 4.1, el FR Br34 cumple con el criterio de ruido independientemente del EDC y de la IS. En contraste, para el FR Br40 únicamente la combinación 1.0 mm – 1 no satisface el criterio. En los FR de numeración más al-

ta, las combinaciones EDC – IS que cumplen el criterio son: 1.0 mm – 5, 5.0 mm – 3, 5.0 mm – 5 en el Br51, y únicamente 5.0 mm – 5 en el Br60. Esto sugiere un comportamiento relativamente más favorable en el Br51.

Por otro lado, en cuanto a la IS, se observa que al aumentar su valor, para un mismo FR y EDC, se obtiene una reducción del ruido en todos los casos. Este efecto es más marcado en el Br60, donde la reducción alcanza hasta un 206.41 % en ambos grosores de corte. Por el contrario, al incrementar la numeración del FR, el ruido aumenta un 467.37 % al pasar del Br51 al Br60. Respecto al EDC, se distingue que, para un FR e IS fijos, el ruido disminuye al aumentar el EDC, alcanzando una reducción máxima del 117.37 % en el Br60 con IS = 1.

Cuadro 4.1: *Ruido en función EDC, IS y FR.*

Ruido EDC - IS	FR			
	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	2.36	3.35	6.35	13.39
1.0 - 3	1.91	2.54	4.26	8.85
1.0 - 5	1.48	1.77	2.22	4.37
5.0 - 1	1.12	1.64	2.98	6.16
5.0 - 3	0.86	1.22	2.05	4.17
5.0 - 5	0.62	0.80	1.16	2.23

Nota. El EDC se mide en mm y el ruido como %.

Uniformidad

En todos los FR, IS y EDC evaluados se obtuvo una uniformidad aceptable de acuerdo con los criterios establecidos en este trabajo. Al variar la IS con un EDC de 1.0 mm y FR fijo, se observa una tendencia de mejora de la uniformidad al aumentar la IS en los filtros Br34, Br40 y Br60; sin embargo, este comportamiento no se presenta en el Br51. Por otro lado, al variar la IS para el EDC de 5.0 mm y FR fijo no se evidencia ninguna tendencia clara, excepto en el Br34, donde al aumentar la IS se observa un empeoramiento de la uniformidad.

Al variar el FR, para un EDC de 1.0 mm y una IS fija, no se distingue un patrón consistente en la uniformidad, excepto para la combinación 1.0 mm – 5, en la que al variar del Br34 al Br51 se observa una mejora. Para un EDC de 5.0 mm y una IS fija, se aprecia un deterioro al variar el FR de Br34 a Br60 en las combinaciones 5.0 mm – 1 y 5.0 mm – 3.

Es importante resaltar que las variaciones en la uniformidad para ambos EDC no superan los 1.5 UH en ningún caso. Este hecho, sumado a la ausencia de una tendencia definida en las mediciones, sugiere que los parámetros de reconstrucción analizados no ejercen una influencia significativa sobre la uniformidad.

Cuadro 4.2: *Uniformidad en función EDC, IS y FR.*

Uniformidad	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	1.84	2.50	0.56	2.67
1.0 - 3	1.75	2.01	0.37	1.63
1.0 - 5	1.60	1.30	1.18	1.38
5.0 - 1	0.91	0.96	1.59	3.00
5.0 - 3	1.02	1.10	1.46	1.99
5.0 - 5	1.14	1.06	1.88	2.14

Nota. El EDC se mide en mm y uniformidad en UH.

Resolución espacial

Para la resolución espacial, todas las combinaciones analizadas cumplieron con el criterio establecido. Es importante señalar que, en los filtros Br51 y Br60, en todos los casos se alcanzó la frecuencia de Nyquist, correspondiente a 6.12 lp/cm. En cuanto a posibles tendencias, se aprecia que, al aumentar el FR manteniendo fijos la IS y el EDC, se obtiene un aumento de la resolución espacial en todos los casos.

Al aumentar la IS, manteniendo fijos el FR y el EDC, también se observa una mejora. Lo mismo ocurre al disminuir el EDC, manteniendo constantes tanto la IS como el FR, excepto para la combinación Br34 – 1. No obstante, estas pequeñas variaciones registradas entre combinaciones podrían sugerir la ausencia de un efecto significativo de los parámetros de reconstrucción sobre la resolución espacial, por lo que dichas tendencias deben interpretarse con cautela.

Cuadro 4.3: *Resolución espacial en función EDC, IS y FR.*

Resolución espacial	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	5.45	5.63	6.12	6.12
1.0 - 3	5.59	5.92	6.12	6.12
1.0 - 5	5.66	6.01	6.12	6.12
5.0 - 1	5.46	5.80	6.12	6.12
5.0 - 3	5.50	5.86	6.12	6.12
5.0 - 5	5.61	5.96	6.12	6.12

Nota. El EDC se mide en mm y la resolución espacial en lp/cm.

Exactitud del NCT en sólidos

En los materiales sólidos evaluados (hueso, polietileno y acrílico), ninguna de las combinaciones de parámetros de reconstrucción alcanzó un NCT dentro del criterio establecido en la Sección 3.4. No obstante, se identificaron algunas tendencias generales y particularidades en cada material.

En primer lugar, al aumentar el EDC manteniendo fijas la IS y el FR, el comportamiento del NCT varía según el material:

- Hueso: Tiende a disminuir de manera consistente.
- Polietileno: Tiende a disminuir de manera consistente.
- Acrílico: Aumenta en la mayoría de los casos, excepto en Br60 con IS = 3 y 5.

En segundo lugar, al aumentar la IS para un EDC y FR fijos, el comportamiento del NCT también depende del material:

- Hueso: Disminuye con Br34 y Br40, pero aumenta con Br51 y Br60.
- Polietileno: Disminuye en Br34, Br40 y en 5.0 mm – Br51, mientras que aumenta en Br60 y en 1.0 mm – Br51.
- Acrílico: Presenta una tendencia creciente, salvo en las combinaciones 1.0 mm – Br34 y 5.0 mm – Br60, donde no se observa un patrón definido.

Finalmente, al modificar el FR para un EDC e IS fijos, se pueden señalar los siguientes comportamientos del NCT para cada material:

- Hueso: Disminuye al variar el FR de Br34 a Br51 en todas las combinaciones de EDC e IS, excepto en 5.0 – 5, donde se observa una tendencia creciente al pasar de Br40 a Br60. Además, en todas las configuraciones aumenta al variar de Br51 a Br60 y disminuye en la combinación 5.0 – 5 al pasar de Br34 a Br40.
- Polietileno: Para un EDC fijo de 1.0 mm y todas las IS, el comportamiento es decreciente al variar el FR de Br40 a Br60, mientras que aumenta al pasar de Br34 a Br40. Para un EDC de 5.0 mm, se observa una tendencia creciente de Br34 a Br60, excepto en las combinaciones 5.0 mm – 1 y 5.0 mm – 3, en las cuales se aprecia una disminución al pasar de Br51 a Br60.
- Acrílico: Para un EDC de 1.0 mm y cualquier IS, aumenta al variar el FR de Br40 a Br60, mientras que disminuye al pasar de Br34 a Br40. Para un EDC de 5.0 mm ocurre una disminución en todas las IS al variar de Br34 a Br60, salvo en la combinación 5.0 mm – 1, donde se observa un aumento al pasar de Br51 a Br60.

En todos los casos, es importante subrayar que estas tendencias deben interpretarse con cautela, ya que las diferencias observadas son pequeñas. En general, las variaciones no superan las 6 UH al modificar únicamente el EDC o el FR, y alcanzan alrededor de 1 UH al variar únicamente la IS. Esto sugiere que, aunque se aprecien ciertos patrones, el efecto de los parámetros de reconstrucción sobre el NCT en los materiales sólidos analizados muy probablemente no resulta relevante en la práctica.

Cuadro 4.4: *NCT en hueso en función de EDC, IS y FR*

Hueso	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	1164.50	1159.40	1155.53	1160.47
1.0 - 3	1164.28	1159.29	1155.62	1161.06
1.0 - 5	1164.25	1159.14	1155.81	1162.10
5.0 - 1	1160.11	1155.04	1153.29	1154.70
5.0 - 3	1160.07	1154.94	1154.16	1155.78
5.0 - 5	1159.90	1154.91	1155.71	1156.96

Nota. El EDC se mide en mm y el NCT en UH.

Cuadro 4.5: *NCT en polietileno en función de EDC, IS y FR*

Polietileno	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	-114.42	-114.02	-116.60	-118.14
1.0 - 3	-114.56	-114.20	-115.79	-116.77
1.0 - 5	-114.77	-114.29	-114.72	-115.14
5.0 - 1	-113.55	-112.85	-111.80	-112.52
5.0 - 3	-113.73	-113.09	-112.04	-112.34
5.0 - 5	-113.94	-113.26	-112.45	-111.94

Nota. El EDC se mide en mm y el NCT en UH.

Cuadro 4.6: *NCT en acrílico en función de EDC, IS y FR*

Acrílico	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	106.72	105.87	107.54	107.87
1.0 - 3	106.76	106.25	107.68	108.30
1.0 - 5	106.72	106.37	108.08	108.54
5.0 - 1	108.98	108.52	107.74	108.34
5.0 - 3	109.16	108.77	107.76	107.68
5.0 - 5	109.47	109.08	108.14	107.71

Nota. El EDC se mide en mm y el NCT en UH.

Exactitud del NCT en fluidos

Para el caso de los fluidos analizados (agua y aire), se observa que en el agua las mediciones del NCT cumplen con el criterio establecido en la Sección 3.4 para todas las combinaciones de parámetros de reconstrucción. En contraste, en el aire únicamente las combinaciones 1.0 mm – Br51 – 1, 1.0 mm – Br60 – 1, 1.0 mm – Br60 – 2 y 5.0 mm – Br60 – 1 no cumplen con dicho criterio.

En primer lugar, al variar la IS manteniendo fijos el EDC y el FR, el comportamiento del NCT varía según el material:

- Agua: Para un EDC de 1.0 mm no se observa un patrón definido en Br34, Br40 y Br51; sin embargo, en Br60 se presenta una disminución al aumentar la IS. Para un EDC de 5.0 mm tampoco se aprecia un patrón en Br34, aunque se observa un aumento en Br40, Br51 y Br60 al aumentar la IS.

- Aire: Para un EDC de 1.0 mm y un FR fijo, disminuye en todos los casos al aumentar la IS. Para un EDC de 5.0 mm, solo se observa una disminución clara en Br34 y Br60 al aumentar la IS, mientras que en los demás FR no se aprecia un patrón consistente.

En segundo lugar, al modificar el FR para un EDC e IS fijos, se observan los siguientes comportamientos para el NCT:

- Agua: Para un EDC de 1.0 mm e IS = 1 y 3, aumenta de Br40 a Br60, mientras que en IS = 5 se observa un aumento únicamente de Br34 a Br51. Para un EDC de 5.0 mm no se identifica un patrón claro, salvo que para IS = 5 se observa un aumento de Br34 a Br51.
- Aire: Aumenta al incrementar el FR, salvo en la combinación 5.0 mm – IS = 5, donde se observa una disminución al pasar de Br51 a Br60.

Finalmente, al variar el EDC manteniendo fijos la IS y el FR, se distinguen las siguientes tendencias:

- Agua: Para cualquier IS, Br34 y Br40 aumentan al incrementar el EDC. En contraste, Br51 y Br60 presentan valores mayores al disminuir el EDC.
- Aire: Para Br34 se observa una tendencia de aumento al incrementar el EDC, mientras que en Br60 ocurre lo contrario, presentándose una disminución. En los demás filtros no se identifica un patrón definido.

En todos los casos, es importante remarcar nuevamente que estas tendencias deben interpretarse con cautela, ya que las diferencias observadas en los valores del NCT son pequeñas. Esto sugiere que, aunque se identifiquen ciertos patrones, el efecto de los parámetros de reconstrucción sobre el NCT en los materiales no sólidos analizados muy probablemente no resulta relevante en la práctica.

Cuadro 4.7: *NCT en agua en función de EDC, IS y FR*

Agua	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	4.27	3.59	6.46	6.71
1.0 - 3	4.27	4.17	5.84	5.87
1.0 - 5	3.99	4.14	6.00	5.32
5.0 - 1	4.59	4.42	4.70	4.00
5.0 - 3	4.64	4.48	4.75	4.49
5.0 - 5	4.52	4.58	5.04	4.51

Nota. El EDC se mide en mm y el NCT en UH.

Cuadro 4.8: *NCT en aire en función de EDC, IS y FR*

Aire	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	-988.35	-981.72	-962.83	-935.22
1.0 - 3	-989.34	-984.34	-971.07	-954.91
1.0 - 5	-989.60	-985.54	-976.97	-973.40
5.0 - 1	-986.09	-982.02	-975.82	-965.10
5.0 - 3	-986.10	-982.03	-977.16	-972.98
5.0 - 5	-986.19	-981.87	-976.80	-978.24

Nota. El EDC se mide en mm y el NCT en UH.

4.1.2. Calidad de imagen en el 3D de torso

Uniformidad

En cuanto a la uniformidad de los tres órganos evaluados, se observa que en el hígado el criterio descrito en la Sección 3.4 se cumple en la mayoría de las combinaciones, con excepción de 1.0 mm – Br51 – 1, 1.0 mm – Br51 – 3, 1.0 mm – Br60 – 1 y 1.0 mm – Br60 – 3. En contraste, tanto en el bazo como en los riñones el criterio se cumple en todas las combinaciones analizadas. Este resultado indica que el hígado es más sensible a las variaciones de los parámetros de reconstrucción, mientras que en los demás órganos la uniformidad se mantiene dentro de los valores aceptables.

Al analizar el efecto de la IS, manteniendo fijos el EDC y el FR, se identifican las siguientes tendencias:

- Hígado: Para un EDC de 1.0 mm se observa una mejora progresiva de la uniformidad al aumentar la IS en todos los FR, lo que refleja la eficacia del algoritmo iterativo en este escenario. En contraste, para un EDC de 5.0 mm esta tendencia solo se mantiene en Br34, mientras que en los demás FR no se aprecia un patrón definido.
- Bazo: Con un EDC de 1.0 mm se presenta una tendencia de mejora al incrementar la IS en Br34 y Br40; sin embargo, en Br51 y Br60 no se observa un patrón claro. Para un EDC de 5.0 mm ocurre lo contrario, pues se aprecia una pérdida de uniformidad al aumentar la IS en Br34, Br40 y Br60, mientras que en Br51 no se distingue una tendencia consistente.
- Riñones: Para un EDC de 1.0 mm se evidencia un deterioro de la uniformidad

al aumentar la IS en Br34 y Br51, mientras que en Br40 y Br60 no se observa un patrón definido. Con un EDC de 5.0 mm se aprecia un deterioro progresivo al incrementar la IS en Br34, Br40 y Br60, mientras que en Br51 no se identifica una tendencia clara.

Por otro lado, al analizar el efecto del FR manteniendo fijos el EDC y la IS, se identifican las siguientes tendencias:

- Hígado: Para un EDC de 1.0 mm se observa un deterioro de la uniformidad en todas las combinaciones, excepto en $IS = 5$, donde se aprecia una mejora al pasar de Br51 a Br60. Para un EDC de 5.0 mm el comportamiento es más heterogéneo: en $IS = 1$ se observa una mejora general, salvo entre Br51 y Br60 donde ocurre un deterioro; en $IS = 3$ predomina el deterioro, salvo entre Br34 y Br40 donde aparece una mejora; y en $IS = 5$ se presenta un deterioro consistente en todos los FR.
- Bazo: Para un EDC de 1.0 mm se observa una mejora en $IS = 1$, salvo entre Br34 y Br40 donde aparece un deterioro; un deterioro en $IS = 3$, salvo entre Br51 y Br60 donde se aprecia una mejora; y un deterioro en $IS = 5$, salvo nuevamente entre Br51 y Br60 donde ocurre una mejora puntual. Para un EDC de 5.0 mm se presenta una mejora en $IS = 1$, salvo entre Br34 y Br40 donde se observa un deterioro; una mejora consistente en $IS = 3$; y en $IS = 5$ una mejora general, salvo entre Br51 y Br60 donde aparece un deterioro.
- Riñones: Para un EDC de 1.0 mm se observa un deterioro consistente en $IS = 1$ y 3, y en $IS = 5$ también se aprecia un deterioro, salvo entre Br34 y Br40 donde se presenta una mejora. Para un EDC de 5.0 mm predomina un deterioro en $IS = 1$, salvo entre Br34 y Br40 donde aparece una mejora, mientras que en $IS = 3$ y 5 no se distingue un patrón claro.

Finalmente, al analizar el efecto del EDC manteniendo fijos el FR y la IS, se identifican las siguientes tendencias:

- Hígado: Al aumentar el EDC se observa en todos los casos una mejora en la uniformidad, lo que refleja el efecto estabilizador de cortes más gruesos.
- Bazo: Se aprecia un deterioro de la uniformidad al aumentar el EDC en Br34 y Br40, mientras que en los demás FR no se observa un patrón definido.

- Riñones: Se presenta un deterioro de la uniformidad en Br34 y Br40, mientras que en Br51 se observa una mejora. En Br60 no se aprecia una tendencia consistente.

Cuadro 4.9: *Uniformidad en hígado en función del EDC, IS y FR.*

Uniformidad - Hígado	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	5.133	5.355	9.576	12.674
1.0 - 3	4.240	4.905	8.123	8.541
1.0 - 5	3.753	4.155	6.104	5.352
5.0 - 1	3.082	3.042	2.849	4.177
5.0 - 3	2.803	2.446	2.531	3.259
5.0 - 5	2.592	2.608	2.620	3.281

Nota. El EDC se mide en mm y el uniformidad en UH.

Cuadro 4.10: *Uniformidad en bazo en función del EDC, IS y FR.*

Uniformidad - Bazo	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	1.034	2.351	2.177	0.500
1.0 - 3	0.367	1.551	2.601	0.171
1.0 - 5	0.107	0.861	2.399	1.769
5.0 - 1	2.684	2.915	2.301	1.475
5.0 - 3	2.443	2.316	1.775	1.509
5.0 - 5	1.914	1.709	0.823	1.069

Nota. El EDC se mide en mm y la uniformidad en UH.

Cuadro 4.11: *Uniformidad en riñones en función del EDC, IS y FR.*

Uniformidad - Riñones	Filtro			
Corte - SAFIRE	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	0.134	0.672	2.993	4.114
1.0 - 3	0.421	0.519	3.009	4.412
1.0 - 5	1.726	1.638	3.602	3.961
5.0 - 1	1.871	1.789	1.921	2.721
5.0 - 3	2.134	2.295	1.646	3.860
5.0 - 5	2.189	2.297	1.998	4.081

Nota. El EDC se mide en mm y la uniformidad en UH.

Ruido

En cuanto al ruido, se observa que al aumentar el FR incrementa el número de combinaciones de parámetros de reconstrucción que no cumplen con el criterio definido en la Sección 3.4. En contraste, el filtro Br34 cumple con el criterio en todas las combinaciones de EDC, IS y órganos evaluados, con la excepción del hígado en la combinación 1.0 mm – Br34 – 1.

Este resultado sugiere que los filtros más suaves (como Br34) favorecen una reducción del ruido dentro de los límites aceptables, mientras que los filtros más duros tienden a aumentar el riesgo de incumplimiento. Además, independientemente del órgano evaluado, las combinaciones que no cumplen con el criterio siguen un patrón similar, lo que refuerza la consistencia del comportamiento observado.

Al analizar el efecto de la IS, manteniendo fijos el EDC y el FR, se aprecia que el ruido disminuye en todos los órganos y en todas las combinaciones. Este comportamiento indica que un incremento en la intensidad del algoritmo iterativo mejora de forma sistemática la reducción del ruido, confirmando el efecto esperado de este tipo de reconstrucción:

- Hígado: Disminuye en todas las combinaciones.
- Bazo: Disminuye en todas las combinaciones.
- Riñón derecho: Disminuye en todas las combinaciones.
- Riñón izquierdo: Disminuye en todas las combinaciones.

Por otro lado, al aumentar el FR y mantener constantes el EDC y la IS, el ruido presenta un aumento en prácticamente todas las combinaciones. Este resultado es coherente con la naturaleza de los filtros más duros, los cuales tienden a mejorar la resolución espacial a costa de un incremento en el nivel de ruido:

- Hígado: Aumenta en todas las combinaciones, excepto en 1.0 mm – IS = 5, donde el efecto del algoritmo iterativo atenúa parcialmente el ruido.
- Bazo: Aumenta en todas las combinaciones.
- Riñón derecho: Aumenta en todas las combinaciones.
- Riñón izquierdo: Aumenta en todas las combinaciones.

Finalmente, al aumentar el EDC manteniendo fijos el FR y la IS, se observa una disminución del ruido en todos los órganos y combinaciones. Este resultado es consistente con el hecho de que cortes más gruesos promedian un mayor número de fotones, reduciendo así las fluctuaciones estadísticas de la señal:

- Hígado: Disminuye en todas las combinaciones.
- Bazo: Disminuye en todas las combinaciones.
- Riñón derecho: Disminuye en todas las combinaciones.
- Riñón izquierdo: Disminuye en todas las combinaciones.

Cuadro 4.12: *Ruido en hígado en función del EDC, IS y FR.*

Ruido - Hígado	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	3.013	4.527	6.542	13.797
1.0 - 3	2.357	3.368	4.331	9.043
1.0 - 5	1.727	2.235	2.142	4.312
5.0 - 1	1.234	1.785	4.382	9.376
5.0 - 3	0.948	1.322	3.020	6.394
5.0 - 5	0.668	0.878	1.710	3.531

Nota. El EDC se mide en mm y el ruido en %.

Cuadro 4.13: *Ruido en bazo izquierdo en función del EDC, IS y FR.*

Ruido - Bazo	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	2.576	3.677	6.134	12.785
1.0 - 3	2.002	2.744	4.065	8.318
1.0 - 5	1.45	1.837	2.019	3.919
5.0 - 1	1.036	1.46	3.379	6.907
5.0 - 3	0.792	1.076	2.282	4.624
5.0 - 5	0.557	0.697	1.216	2.405

Nota. El EDC se mide en mm y el ruido en %.

Cuadro 4.14: *Ruido en riñón derecho en función del EDC, IS y FR.*

Ruido - Riñón derecho	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	2.530	3.668	7.030	15.355
1.0 - 3	1.956	2.715	4.707	10.155
1.0 - 5	1.410	1.778	2.460	5.024
5.0 - 1	1.189	1.750	4.335	9.415
5.0 - 3	0.899	1.288	3.025	6.455
5.0 - 5	0.623	0.838	1.775	3.626

Nota. El EDC se mide en mm y el ruido en %.

Cuadro 4.15: *Ruido en riñón izquierdo en función del EDC, IS y FR.*

Ruido - Riñón izquierdo	Filtro			
Corte - SAFIRE	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	2.233	3.191	8.692	18.537
1.0 - 3	1.696	2.332	5.919	12.598
1.0 - 5	1.176	1.498	3.237	6.884
5.0 - 1	1.280	1.845	3.595	7.650
5.0 - 3	0.988	1.358	2.461	5.201
5.0 - 5	0.701	0.888	1.371	2.844

Nota. El EDC se mide en mm y el ruido en %.

Exactitud del NCT

Para el NCT se observa que, en la mayoría de los casos, las mediciones no cumplen con el criterio establecido en la Sección 3.4, con excepción de los riñones. En el caso del riñón izquierdo, el NCT se encuentra dentro del intervalo esperado para todas las combinaciones de FR e IS con un EDC de 5.0 mm. En el riñón derecho, el criterio se cumple para FR bajos con un EDC de 5.0 mm y para FR altos con un EDC de 1.0 mm, independientemente de la IS.

A continuación, se analiza el comportamiento del NCT al aumentar la IS, manteniendo fijos el EDC y el FR:

- **Hígado:** Para un EDC de 1.0 mm, en todos los FR se observa una disminución. Con un EDC de 5.0 mm solo se aprecia una tendencia clara de disminución en Br51 y Br60.

- Bazo: Para un EDC de 1.0 mm, en todos los FR se observa una disminución, excepto en Br60. Con un EDC de 5.0 mm se aprecia una tendencia clara de aumento en Br34 y Br40, mientras que en Br51 y Br60 se observa una disminución.
- Riñón izquierdo: Para un EDC de 1.0 mm se observa una disminución en Br34 y Br40. Con un EDC de 5.0 mm se aprecia una tendencia de aumento en Br34 y Br40, mientras que en Br51 se observa una disminución.
- Riñón derecho: Para un EDC de 1.0 mm se observa una disminución en Br34 y Br40. Con un EDC de 5.0 mm se aprecia una tendencia de aumento en Br34, mientras que en Br51 se observa una disminución.

A continuación, se analiza el comportamiento del NCT al aumentar el FR, manteniendo fijos el EDC y la IS:

- Hígado: No se observa un patrón consistente de disminución o aumento en todas las combinaciones.
- Bazo: Para un EDC de 1.0 mm se observa una disminución, excepto en Br60. Con un EDC de 5.0 mm se aprecia una tendencia clara de aumento en Br34 y Br40, mientras que en Br51 y Br60 se observa una disminución.
- Riñón izquierdo: Para un EDC de 1.0 mm se observa una disminución en Br34 y Br40. Con un EDC de 5.0 mm se aprecia una tendencia de aumento en Br34 y Br40, mientras que en Br51 se observa una disminución.
- Riñón derecho: Para un EDC de 1.0 mm y todas las IS se observa una disminución, excepto al pasar de Br34 a Br40. Con un EDC de 5.0 mm se observa una tendencia general de aumento en todas las combinaciones, salvo en $IS = 1$ al pasar de Br51 a Br60, y en $IS = 3$ y 5 al pasar de Br34 a Br40.

A continuación, se analiza el comportamiento del NCT al aumentar el EDC, manteniendo fijos el FR y la IS:

- Hígado: En todos los casos se observa un aumento.
- Bazo: Para los FR más bajos se observa una disminución, excepto en la combinación $Br34 - IS = 5$; para los FR más altos se aprecia un aumento en todos los casos.
- Riñón izquierdo: Se observa una disminución en todos los casos.

- Riñón derecho: Se aprecia una disminución para los FR más bajos, mientras que se observa un aumento para los FR más altos.

Cuadro 4.16: *NCT en hígado izquierdo en función del EDC, IS y FR.*

NCT - Hígado	FR			
EDC- IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	74.380	73.972	80.671	80.658
1.0 - 3	74.972	74.066	79.946	78.585
1.0 - 5	76.313	75.139	79.307	77.127
5.0 - 1	79.266	78.972	83.655	83.386
5.0 - 3	79.275	78.829	83.332	82.892
5.0 - 5	79.082	78.981	82.693	82.576

Nota. El EDC se mide en mm y el NCT en UH.

Cuadro 4.17: *NCT en riñón bazo en función del EDC, IS y FR.*

NCT - Bazo	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	73.218	73.392	70.889	72.263
1.0 - 3	72.886	72.646	70.880	72.348
1.0 - 5	72.690	72.133	70.351	71.377
5.0 - 1	72.158	71.101	76.674	76.766
5.0 - 3	72.335	71.614	76.089	76.130
5.0 - 5	72.858	71.968	75.658	76.016

Nota. El EDC se mide en mm y el NCT en UH.

Cuadro 4.18: *NCT en riñón izquierdo en función del EDC, IS y FR.*

NCT - Riñón izquierdo	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	69.476	69.521	67.808	67.692
1.0 - 3	69.044	69.378	67.899	67.904
1.0 - 5	68.807	69.067	67.597	67.604
5.0 - 1	64.731	64.666	64.735	63.560
5.0 - 3	65.015	65.094	64.567	63.182
5.0 - 5	65.135	65.201	64.109	63.278

Nota. El EDC se mide en mm y el NCT en UH.

Cuadro 4.19: *NCT en riñón derecho en función del EDC, IS y FR.*

NCT - Riñón derecho	FR			
EDC - IS	Br34	Br40	Br51	Br60
1.0 - 1	69.610	70.193	64.815	63.578
1.0 - 3	68.623	68.859	64.890	63.492
1.0 - 5	67.081	67.429	63.995	63.643
5.0 - 1	62.860	62.877	66.656	66.281
5.0 - 3	62.881	62.799	66.213	67.042
5.0 - 5	62.946	62.904	66.107	67.359

Nota. El EDC se mide en mm y el NCT en UH.

4.1.3. Efecto de los parámetros de reconstrucción en la curva MTF

Para generar las curvas presentadas en esta sección se seleccionaron los seis cortes centrales del módulo de homogeneidad y se emplearon los ROIs definidos para la resolución espacial, descritos en la Sección 3.4. De cada corte se obtuvieron cuatro curvas de MTF, resultando en un total de 24 curvas, las cuales fueron promediadas para cada combinación de parámetros de reconstrucción. Este procedimiento se aplicó con el fin de reducir las variabilidades propias de las mediciones.

De esta forma, el análisis se fundamenta en un conjunto de curvas promedio que se presentan en el Apéndice ??, lo que permite interpretar cómo los parámetros de reconstrucción influyen en la forma de la curva y, en particular, en las frecuencias correspondientes a los valores de MTF10, MTF30, MTF50 y MTF70, que son los más utilizados. El impacto de estas variaciones se reporta como un porcentaje de cambio en dichas frecuencias para cada curva de IS en un mismo FR y EDC, registrándose únicamente la mayor variación encontrada y el valor de MTF en el que se presenta.

Con el objetivo de observar el comportamiento de las curvas de MTF en función de diferentes combinaciones de parámetros de reconstrucción, las gráficas se organizaron en tres grupos:

- El primer grupo incluye las tres IS utilizadas en este trabajo para un mismo FR y un mismo EDC, con un total de 8 gráficos de 3 curvas cada uno.
- El segundo grupo corresponde a las curvas obtenidas para los cuatro FR analizados, manteniendo fija la IS y el EDC, con un total de 6 gráficos de 4 curvas.

- El tercer grupo muestra las curvas correspondientes a los dos EDC empleados, manteniendo fijos la IS y el FR, con un total de 12 gráficos de 2 curvas cada uno.

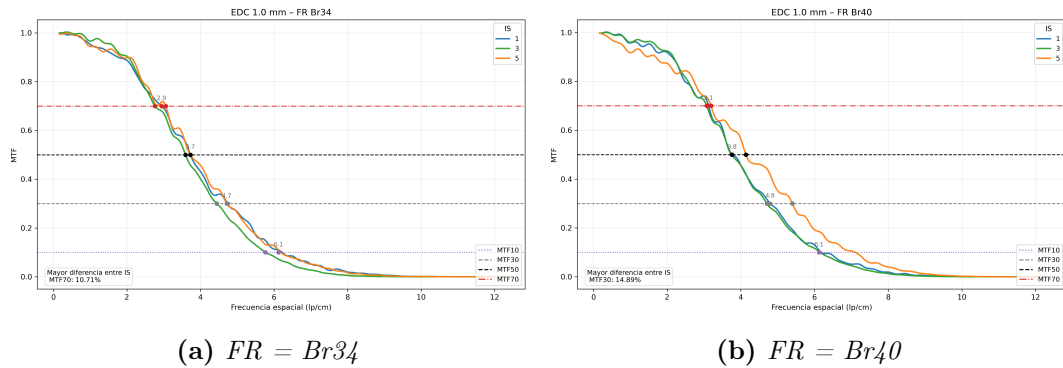
MTF vs IS

Para iniciar el análisis se considera un EDC de 1.0 mm para los diferentes FR utilizados, como se muestra en la Figura 4.2. En este conjunto de curvas, las variaciones observadas en las frecuencias entre las distintas IS no superan en ningún caso el 15 %. El mayor valor se presenta en Br40, donde se alcanza una variación del 14.89 % en el MTF30, tal como se muestra en la Figura 4.1b.

Para el EDC de 5.0 mm, entre los diferentes FR, se observa que las mayores diferencias entre las IS se presentan en Br40 y Br60, alcanzando variaciones del 30.77 % en el MTF70 y del 20.51 % en el MTF50, respectivamente, como se muestra en las Figuras 4.3b y 4.4b. En los demás casos, el porcentaje de variación de la frecuencia no supera el 7 %.

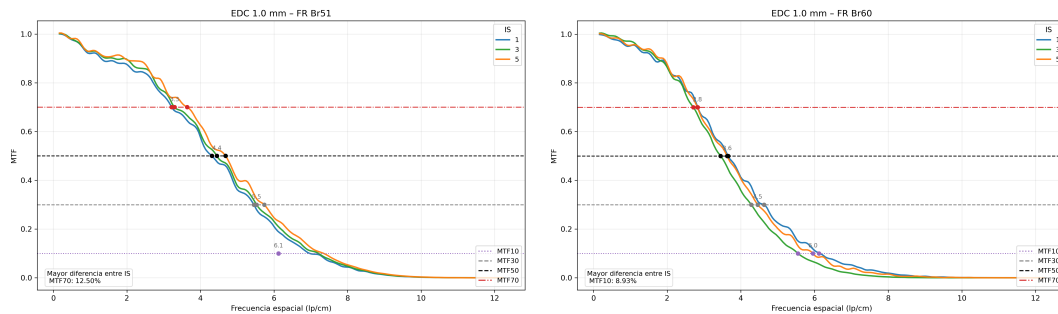
Es importante señalar que, en los ocho gráficos analizados, el MTF70 es el que con mayor frecuencia presenta la variación más alta, seguido del MTF50 y MTF30, que se repiten en dos ocasiones cada uno. En contraste, el MTF10 aparece únicamente una vez, lo que refleja su mayor estabilidad y robustez como valor de referencia estándar.

Figura 4.1: Dependencia del MTF con la IS para un EDC de 1.0 mm



Nota. Se realiza la comparación del MTF para diferentes IS en cada uno de los FR con un EDC de 1.0 mm.

Figura 4.2: Dependencia del MTF con la IS para un EDC de 1.0 mm

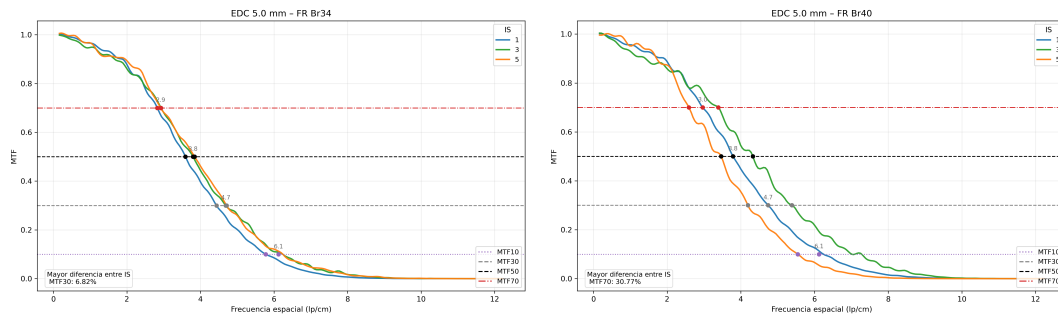


(a) $FR = Br51$

(b) $FR = Br60$

Nota. Se realiza la comparación del MTF para diferentes IS en cada uno de los FR con un EDC de 1.0 mm.

Figura 4.3: Dependencia del MTF con la IS para un EDC de 5.0 mm

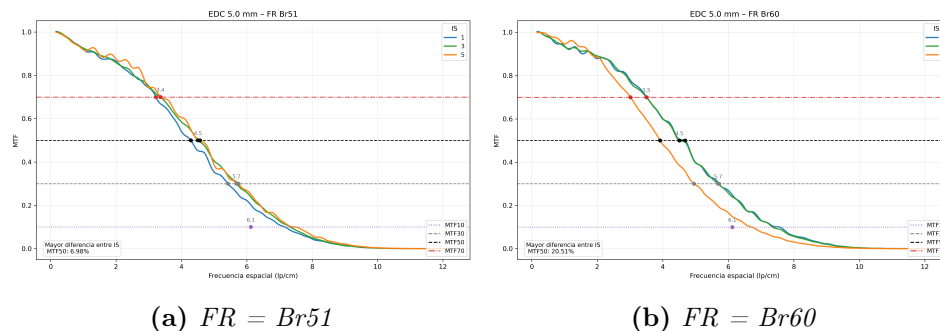


(a) $FR = Br34$

(b) $FR = Br40$

Nota. Se realiza la comparación del MTF para diferentes IS en cada uno de los FR con un EDC de 5.0 mm.

Figura 4.4: Dependencia del MTF con la IS para un EDC de 5.0 mm



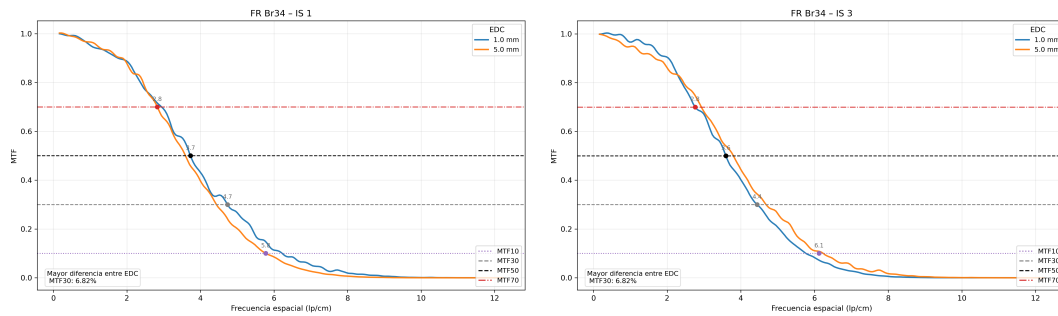
Nota. Se realiza la comparación del MTF para diferentes IS en cada uno de los FR con un EDC de 5.0 mm.

MTF vs EDC

Para este análisis se considera un FR y una IS específicos, observándose que en la mayoría de las combinaciones la variación en la frecuencia no supera el 7 %, como se aprecia en la Figura 4.5. Sin embargo, existen excepciones en los casos Br40 – 3, Br40 – 5, Br60 – 1, Br60 – 3 y Br60 – 5, donde se alcanzan variaciones del 14.89 % en el MTF30, 28.57 % en el MTF30, 27.03 % en el MTF50, 32.56 % en el MTF30 y 11.11 % en el MTF30, respectivamente, como se observa en las Figuras 4.6b, 4.6c, 4.8a, 4.8b y 4.8c.

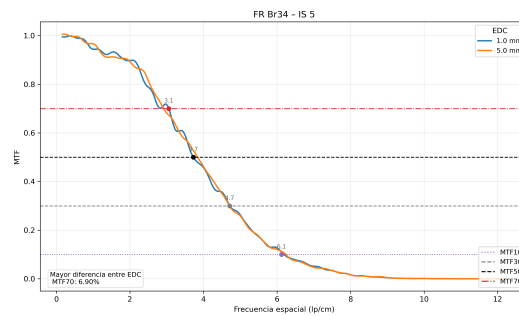
Es de destacar que, de los doce gráficos analizados, el MTF30 presenta la mayor variación en ocho ocasiones, seguido del MTF70 en tres ocasiones y del MTF50 en una ocasión, lo que resalta la mayor sensibilidad del MTF30 frente a las condiciones de reconstrucción evaluadas.

Figura 4.5: Dependencia del MTF con el EDC para el Br34 en diferentes IS



(a) $IS = 1$

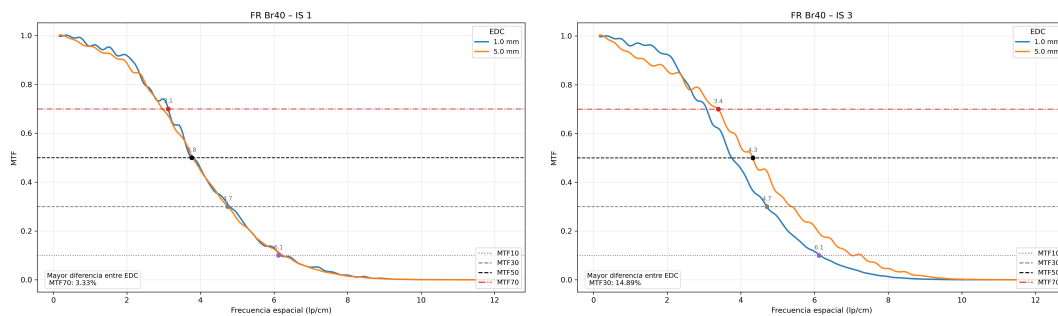
(b) $IS = 3$



(c) $IS = 5$

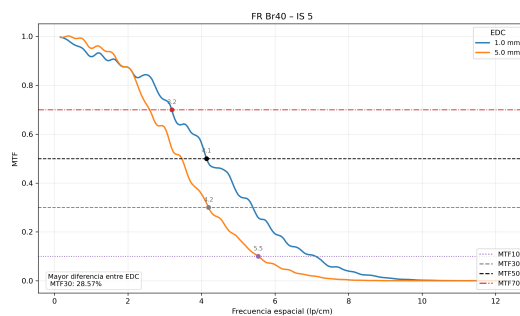
Nota. Se realiza la comparación del MTF para diferentes EDC en cada una de las IS analizadas en el FR Br34.

Figura 4.6: Dependencia del MTF con el EDC para el Br40 en diferentes IS



(a) $IS = 1$

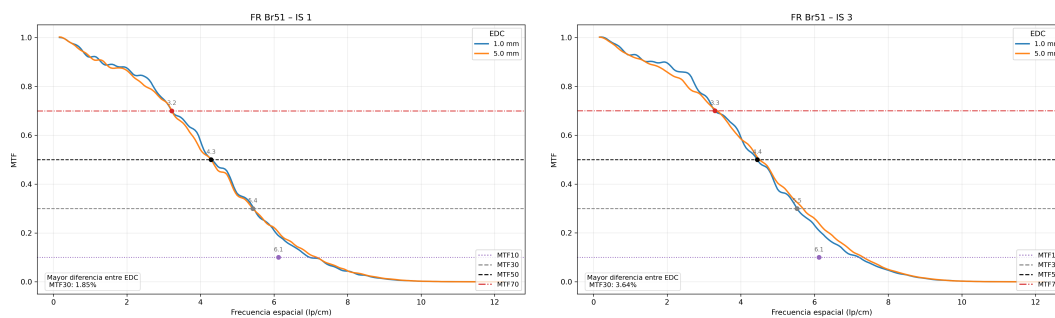
(b) $IS = 3$



(c) $IS = 5$

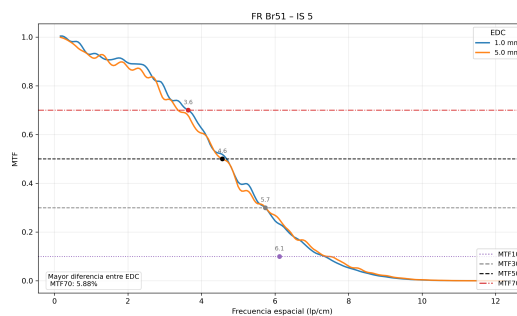
Nota. Se realiza la comparación del MTF para diferentes EDC en cada una de las IS analizadas en el FR Br40.

Figura 4.7: Dependencia del MTF con el EDC para el Br51 en diferentes IS



(a) $IS = 1$

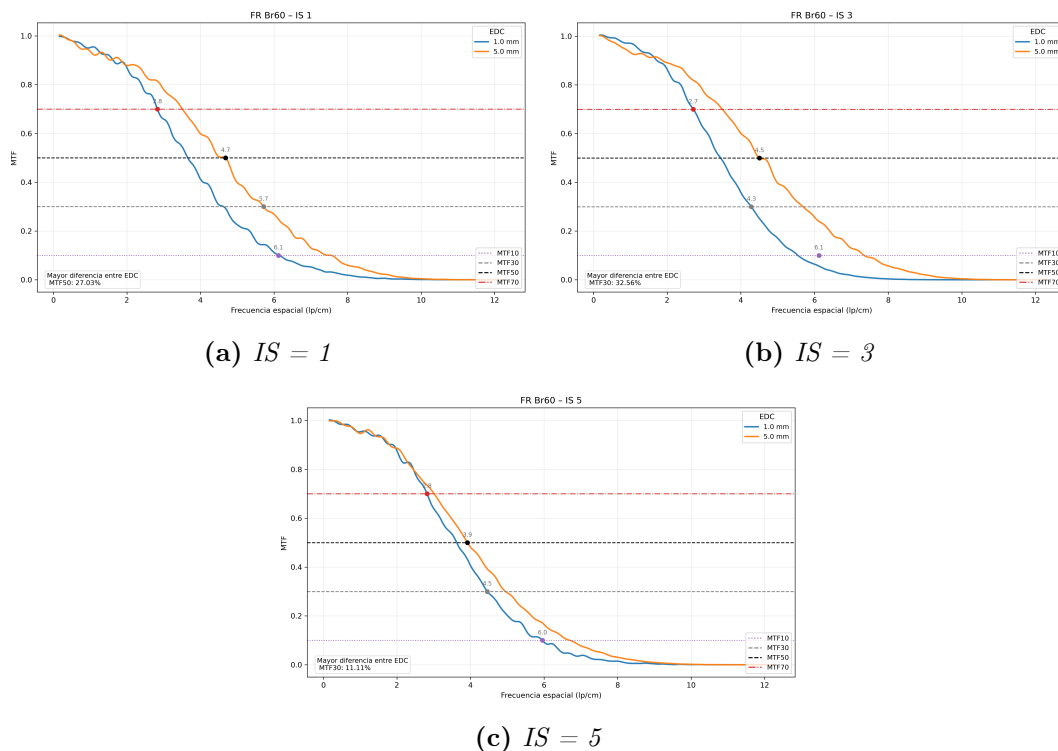
(b) $IS = \mathcal{I}$



(c) $IS = 5$

Nota. Se realiza la comparación del MTF para diferentes EDC en cada una de las IS analizadas en el FR Br51.

Figura 4.8: Dependencia del MTF con el EDC para el Br60 en diferentes IS



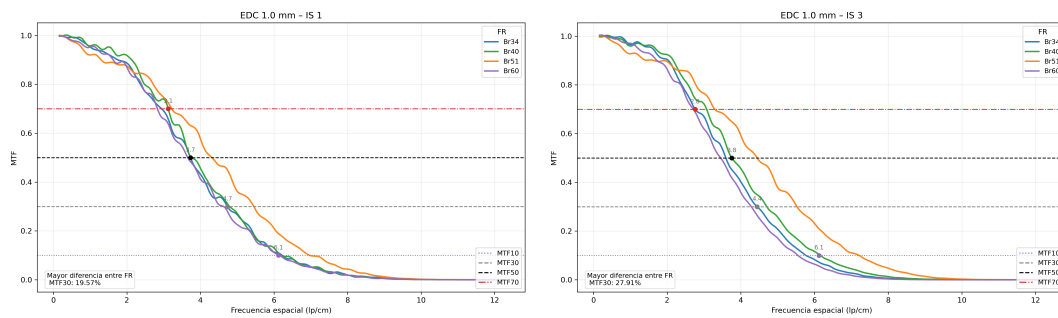
Nota. Se realiza la comparación del MTF para diferentes EDC en cada una de las IS analizadas en el FR Br60.

MTF vs FR

El FR es el parámetro que presenta una mayor influencia en la variación de la frecuencia, ya que para un EDC e IS fijos se obtienen valores relativamente más altos que en los casos estudiados anteriormente. El menor porcentaje de variación obtenido es de 19.57%, mientras que el mayor corresponde a 35.71%, para las combinaciones 1.0 mm – 1 y 5.0 mm – 1, respectivamente. Ambos valores están asociados al MTF30.

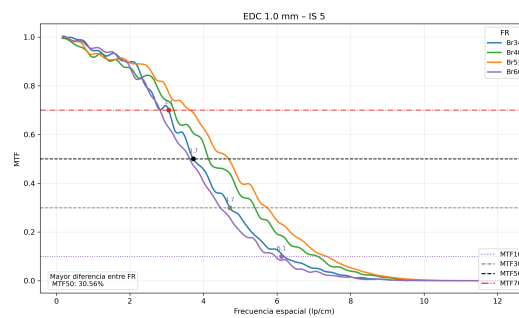
Por otro lado, es importante señalar nuevamente que el MTF que con mayor frecuencia alcanzó la variación más alta fue el MTF30, repitiéndose en cuatro ocasiones, seguido del MTF50 en dos ocasiones.

Figura 4.9: Dependencia del MTF con el FR para un EDC de 1.0 mm en diferentes IS



(a) $IS = 1$

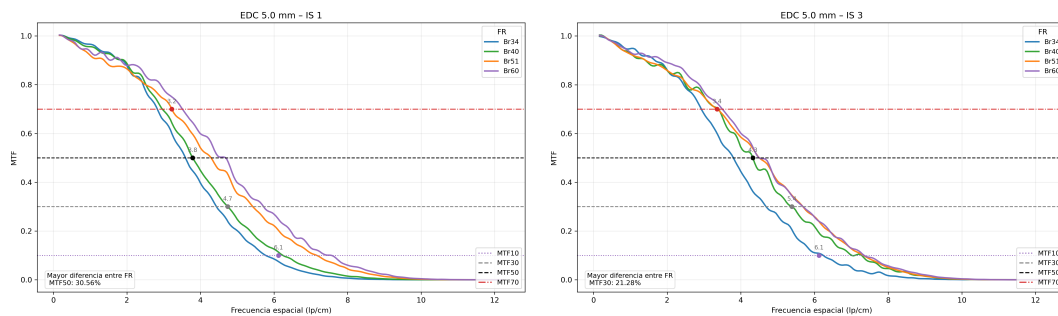
(b) $IS = 3$



(c) $IS = 5$

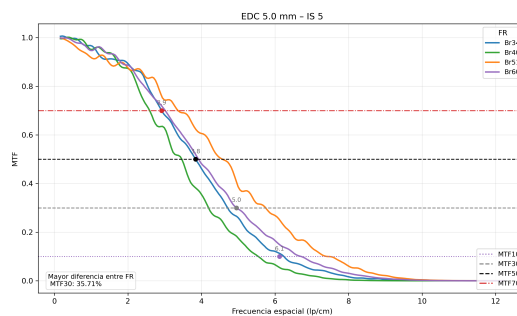
Nota. Se realiza la comparación del MTF para diferentes FR en cada una de las IS analizadas con un EDC de 1.0 mm.

Figura 4.10: Dependencia del MTF con el FR para un EDC de 5.0 mm en diferentes IS



(a) $IS = 1$

(b) $IS = 3$



(c) $IS = 5$

Nota. Se realiza la comparación del MTF para diferentes FR en cada una de las IS analizadas con un EDC de 5.0 mm.

Capítulo 5

Conclusiones

El presente trabajo tuvo como objetivo general estudiar la calidad de imagen generada al variar parámetros de reconstrucción en el tomógrafo PET/CT Biograph Vision 450 Edge de la UCR, para ello se utilizó los maniqués 3D Torso Phantom y ACR 464 del CICANUM de la UCR. Durante el desarrollo del estudio aunque se planteó inicialmente el análisis bajo un protocolo de abdomen, en la adquisición se empleó un protocolo de tórax. Este aspecto no invalida los resultados, pero debe considerarse al interpretar los hallazgos y compararlos con los criterios establecidos por el ACR.

En cuanto a los objetivos conseguidos, se logró caracterizar la composición estructural de los maniqués empleados, identificando los materiales del módulo 1 del ACR 464 y los órganos simulados en el 3D Torso Phantom (hígado, riñón y bazo). Asimismo, se adquirieron imágenes utilizando cuatro FR y dos EDC, junto con tres niveles de IS. De igual forma, se evaluaron parámetros de calidad de imagen en ambos maniqués, incluyendo uniformidad, ruido, resolución espacial mediante curvas MTF y exactitud del número CT.

Los resultados mostraron que el FR fue el parámetro con mayor influencia en la curva del MTF, alcanzando variaciones de hasta 35.71 % entre combinaciones de la frecuencia espacial, por general para el MTF30 o MTF50. En contraste, el MTF10 mostró gran estabilidad y se confirma su utilidad como valor de referencia por su robustez frente a los cambios de reconstrucción. La uniformidad se mantuvo dentro de criterios aceptables en la mayoría de los escenarios, salvo en el hígado con el Br51 y el Br60, lo que evidencia una mayor sensibilidad de este órgano ante FR más duros.

En relación con el ruido, se verificó una reducción consistente al incrementar tanto

la IS como el EDC, mientras que un aumento del FR produjo incrementos sistemáticos. Este comportamiento coincide con lo reportado en la literatura sobre el efecto de la IS, confirmando su capacidad para mejorar la calidad de imagen en términos de reducción de ruido. En cuanto a la exactitud del número CT, se observaron incumplimientos sistemáticos en materiales sólidos como hueso, polietileno y acrílico, independientemente de los parámetros de reconstrucción.

Este sesgo en los materiales sólidos, no proviene únicamente del proceso de reconstrucción, sino también de la etapa de adquisición, particularmente del bajo kilovoltaje (80 kV) utilizado. Este hallazgo coincide con las recomendaciones del ACR, que sugieren energías más altas (120–130 kV) para mejorar la linealidad en materiales de elevada densidad (Katie Albus, 2022). En contraste, el agua cumplió con el criterio en todos los escenarios, confirmando su utilidad como indicador confiable de calibración del escáner.

Finalmente, la comparación entre maniqués evidenció que el ACR 464 es útil para evaluar los parámetros definidos en protocolos de control de calidad, mientras que el 3D Torso Phantom aporta un contexto clínico más realista al analizar órganos simulados y contrastar los valores obtenidos con los esperados en tejidos reales. En conjunto, los resultados confirman la importancia de combinar maniqués estandarizados y anatómicos para vincular la evaluación técnica de parámetros de calidad con escenarios de aplicación clínica en tomografía computarizada.

Referencias

- Abràmoff, M. D., Magalhães, P. J., y Ram, S. J. (2004). Image processing with imagej. *Biophotonics International*, 11(7), 36–42.
- Ahmed, M. M. A. O., y Ayad, C. E. (2016). The spleen and sickle cell anemia: A contrast enhanced computerized tomography based study. *Open Journal of Radiology*, 06(03), 168–180. Descargado de <http://dx.doi.org/10.4236/ojrad.2016.63024> doi: 10.4236/ojrad.2016.63024
- Attix, F. H. (1986). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wiley. Descargado de <https://doi.org/10.1002/9783527617135> doi: 10.1002/9783527617135
- Beister, M., Kolditz, D., y Kalender, W. A. (2012, abril). Iterative reconstruction methods in x-ray ct. *Physica Medica*, 28(2), 94–108. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2012.01.003> doi: 10.1016/j.ejmp.2012.01.003
- Bika, A. I., Safitri, M., Loniza, E., Yusuf, B. R., y Sukwono, D. (2023, noviembre). Use of vacuum to increase the effectiveness of x-ray tube maintenance. *Journal of Fuzzy Systems and Control*, 1(3), 66–70. Descargado de <http://dx.doi.org/10.59247/jfsc.v1i3.33> doi: 10.59247/jfsc.v1i3.33
- Boone, J. M., y Seibert, J. A. (1997, noviembre). An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kv. *Medical Physics*, 24(11), 1661–1670. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1118/1.597953> doi: 10.1118/1.597953
- Bosch O, E. (2004). Sir godfrey newbold hounsfield y la tomografía computada, su contribucion a la medicina moderna. *Revista chilena de radiología*, 10(4). Descargado de <http://dx.doi.org/10.4067/S0717-93082004000400007> doi: 10.4067/s0717-93082004000400007
- Brooks, R. A., y Di Chiro, G. (1975, diciembre). Theory of image reconstruction in computed tomography. *Radiology*, 117(3), 561–572. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1148/117.3.561> doi: 10.1148/117.3.561
- Bruder, H., Raupach, R., Sunnegardh, J., Sedlmair, M., Stierstorfer, K., y Flohr, T. (2011, marzo). Adaptive iterative reconstruction. En N. J. Pelc, E. Samei, y R. M. Nishikawa (Eds.), *Medical imaging 2011: Physics of medical imaging* (Vol. 7961, p. 79610J). SPIE. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1117/12.877953> doi: 10.1117/12.877953
- Bryant, J., Drage, N., y Richmond, S. (2012, abril). CT number definition. *Radiation Physics and Chemistry*, 81(4), 358–361. Descargado de <https://doi.org/10>

- .1016/j.radphyschem.2011.12.026 doi: 10.1016/j.radphyschem.2011.12.026
- Buhr, E., Günther-Kohfahl, S., y Neitzel, U. (2003, agosto). Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image. *Medical Physics*, 30(9), 2323–2331. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1118/1.1598673> doi: 10.1118/1.1598673
- Bushberg, J. T., Seibert, J. M., Leidholdt, E. M. J., y Boone, J. M. (2011). *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams Wilkins.
- Buzug, T. M. (2008). *Computed tomography: From photon statistics to modern cone-beam ct*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Cartaya, P. G. (2008). *Principios técnicos de la tomografía axial computarizada*. La Habana: Editorial Ciencias Médicas. Descargado de 978-959-212-330-4
- Cherry, S., Sorenson, J., y Phelps, M. (2012). *Physics in nuclear medicine*. doi: 10.1016/C2009-0-51635-2
- Freund, R. J., Wilson, W. J., y Mohr, D. L. (2010). Nonparametric methods. En *Statistical methods* (pp. 689–719). Academic Press. doi: 10.1016/B978-0-12-374970-3.00014-7
- Friedman, S. N., Fung, G. S. K., Siewerdsen, J. H., y Tsui, B. M. W. (2013). A simple approach to measure computed tomography (ct) modulation transfer function (mtf) and noise-power spectrum (nps) using the american college of radiology (acr) accreditation phantom. *Medical Physics*, 40(5), 051907. doi: 10.1118/1.4800795
- Geyer, L. L., Schoepf, U. J., Meinel, F. G., Nance, J. W., Bastarrika, G., Leipsic, J. A., ... De Cecco, C. N. (2015, agosto). State of the art: Iterative ct reconstruction techniques. *Radiology*, 276(2), 339–357. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2015132766> doi: 10.1148/radiol.2015132766
- Goldman, L. W. (2007a, septiembre). Principles of ct and ct technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(3), 115–128. Descargado de <http://dx.doi.org/10.2967/jnmt.107.042978> doi: 10.2967/jnmt.107.042978
- Goldman, L. W. (2007b, diciembre). Principles of ct: Radiation dose and image quality. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(4), 213–225. Descargado de <http://dx.doi.org/10.2967/jnmt.106.037846> doi: 10.2967/jnmt.106.037846
- Goldwei. (2024). *Model 464 acr ct accreditation phantom*. Descargado de <http://www.goldwei.com/products/item.asp?catid=3&itemid=135> (Recuperado el 9 de julio de 2025)
- Grant, K., y Raupach, R. (2011). *SAFIRE: Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction White Paper* (Inf. Téc.). Siemens Healthcare. Descargado de <https://www.usa>

- .siemens.com/healthcare (White Paper)
- Grimmer, R., Krause, J., Karolczak, M., Lapp, R., y Kachelriess, M. (2008). Assessment of spatial resolution in ct. En *2008 ieee nuclear science symposium conference record* (pp. 5562–5566). Dresden, Germany. doi: 10.1109/NSSMIC.2008.4774508
- Groell, R., Rienmueller, R., Schaffler, G., Portugaller, H., Graif, E., y Willfurth, P. (2000, abril). CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: a thorax phantom study. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 24(2), 53–58. Descargado de [https://doi.org/10.1016/s0895-6111\(99\)00043-9](https://doi.org/10.1016/s0895-6111(99)00043-9) doi: 10.1016/s0895-6111(99)00043-9
- Gulliksrud, K., Stokke, C., y Martinsen, A. C. T. (2014, junio). How to measure CT image quality: Variations in CT-numbers, uniformity and low contrast resolution for a CT quality assurance phantom. *Physica Medica*, 30(4), 521–526. Descargado de <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2014.01.006> doi: 10.1016/j.ejmp.2014.01.006
- Haider, Y., Arif, M., Rahman, N., y Haseeb, M. (2009, diciembre). A prototype system for infrared computed tomography for image reconstruction. En *2009 ieee 13th international multitopic conference* (p. 1–5). IEEE. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1109/INMIC.2009.5383105> doi: 10.1109/inmic.2009.5383105
- Hsieh, J., Nett, B., Yu, Z., Sauer, K., Thibault, J.-B., y Bouman, C. A. (2013, enero). Recent advances in ct image reconstruction. *Current Radiology Reports*, 1(1), 39–51. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1007/s40134-012-0003-7> doi: 10.1007/s40134-012-0003-7
- Huda, W., Ravenel, J. G., y Scalzetti, E. M. (2002, octubre). How do radiographic techniques affect image quality and patient doses in ct? *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, 23(5), 411–422. Descargado de [http://dx.doi.org/10.1016/s0887-2171\(02\)90012-0](http://dx.doi.org/10.1016/s0887-2171(02)90012-0) doi: 10.1016/s0887-2171(02)90012-0
- Hurrell, M. A., Butler, A. P. H., Cook, N. J., Butler, P. H., Ronaldson, J. P., y Zainon, R. (2011, diciembre). Spectral hounsfield units: a new radiological concept. *European Radiology*, 22(5), 1008–1013. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-011-2348-3> doi: 10.1007/s00330-011-2348-3
- Hutton, B. F., Nuyts, J., y Zaidi, H. (2006). Iterative reconstruction methods. En H. Zaidi (Ed.), *Quantitative analysis in nuclear medicine imaging* (pp. 107–140). New York, NY: Springer. doi: 10.1007/b107410
- Hwang, H., Kim, D., y Kim, H. (2024, febrero). A deep-learning-based quality control evaluation method for ct phantom images. *Applied Sciences*, 14(5), 1971. Descargado de <http://dx.doi.org/10.3390/app14051971> doi: 10.3390/app14051971

-
- Johns, H. E., y Cunningham, J. R. (1983). *The physics of radiology*. Charles C Thomas Pub Limited.
- K. Albus, A. C. o. R. (2025). *Phantom overview: Ct (revised 3-21-2025)*. Descargado de <https://accreditationssupport.acr.org/support/solutions/articles/11000053945-phantom-overview-ct-revised-3-21-2025-> (Recuperado el 9 de julio de 2025)
- Kallio, J. (2016). *Decreasing lead time of vacuum process of x-ray tube head production by 50 %* (Diplomityö). Aalto-Yliopisto, School of Engineering - Insinööritieteiden korkeakoulu, Department of Engineering - Koneenrakennustekniikan laitos, Espoo, Finland.
- Kaplan, D. M., Rosenfield, A. T., y Smith, R. C. (1997, septiembre). Advances in the imaging of renal infection. *Infectious Disease Clinics of North America*, 11(3), 681–705. Descargado de [http://dx.doi.org/10.1016/S0891-5520\(05\)70380-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0891-5520(05)70380-9) doi: 10.1016/s0891-5520(05)70380-9
- Karadeniz, M. F., y Weber, G. W. (2018, enero). Iterative methods for tomography problems: implementation to a cross-well tomography problem. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 300, 012060. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1088/1757-899X/300/1/012060> doi: 10.1088/1757-899x/300/1/012060
- Katie Albus, A. C. o. R. (2022). *Phantom testing: Ct (revised 11-9-2022)* [Manual de software informático]. Descargado de <https://accreditationssupport.acr.org/support/solutions/articles/11000056197> (Consultado el 4 de agosto de 2025)
- Khan, F., y Gibbons, J. (2014). *Khan's the physics of radiation therapy*. Wolters Kluwer Health. Descargado de <https://books.google.co.cr/books?id=nSNBAwAAQBAJ>
- Korn, A., Bender, B., Fenchel, M., Spira, D., Schabel, C., Thomas, C., ... Brodoefel, H. (2013, septiembre). Sinogram affirmed iterative reconstruction in head ct: Improvement of objective and subjective image quality with concomitant radiation dose reduction. *European Journal of Radiology*, 82(9), 1431–1435. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2013.03.011> doi: 10.1016/j.ejrad.2013.03.011
- Kramers, H. A. (1923, noviembre). Xciii. on the theory of x-ray absorption and of the continuous x-ray spectrum. *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*, 46(275), 836–871. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1080/14786442308565244> doi: 10.1080/14786442308565244

- Laguittton, D., y Parrish, W. (1977, octubre). Experimental spectral distribution versus kramers' law for quantitative x-ray fluorescence by the fundamental parameters method. *X-Ray Spectrometry*, 6(4), 201–203. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1002/xrs.1300060409> doi: 10.1002/xrs.1300060409
- Langer, S. G., Carter, S. J., Haynor, D. R., Maravella, K. R., Mattes, D., Strandness, E. D., y Stewart, B. K. (2001, noviembre). Image acquisition: Ultrasound, computed tomography, and magnetic resonance imaging. *World Journal of Surgery*, 25(11), 1428–1437. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1007/s00268-001-0128-y> doi: 10.1007/s00268-001-0128-y
- Lyra, M., y Ploussi, A. (2011). Filtering in spect image reconstruction. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2011, 1–14. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1155/2011/693795> doi: 10.1155/2011/693795
- Maddox, E. (2020). *Asi_mtf: Imagej macro to calculate the modulation transfer function (mtf)*. https://github.com/emx77/ASI_MTF. (Amsterdam Scientific Instruments B.V.)
- Malkus, A., y Szczykutowicz, T. P. (2017, abril). A method to extract image noise level from patient images in ct. *Medical Physics*, 44(6), 2173–2184. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1002/mp.12240> doi: 10.1002/mp.12240
- McCollough, C. H., Bruesewitz, M. R., McNitt-Gray, M. F., Bush, K., Ruckdeschel, T., Payne, J. T., ... Zeman, R. K. (2004). 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*, 31(9), 2423–2442. Descargado de <https://doi.org/10.1118/1.1769632> doi: 10.1118/1.1769632
- Medical Device Network. (2019). *Biograph vision pet/ct system*. Descargado de <https://www.medicaldevice-network.com/projects/biograph-vision-pet-ct-system/> (Recuperado el 14 de julio de 2025)
- Michael, G. (2001, octubre). X-ray computed tomography. *Physics Education*, 36(6), 442–451. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9120/36/6/301> doi: 10.1088/0031-9120/36/6/301
- Mittal, B., Rana, N., Rawat, D., Parmar, M., Dhawan, D., y Bhati, A. (2015). Evaluation of external beam hardening filters on image quality of computed tomography and single photon emission computed tomography/computed tomography. *Journal of Medical Physics*, 40(4), 198. Descargado de <http://dx.doi.org/10.4103/0971-6203.170790> doi: 10.4103/0971-6203.170790
- Munshi, P. (1992, agosto). Error analysis of tomographic filters. i: Theory. *NDT amp; E International*, 25(4–5), 191–194. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1016/>

- 0963-8695(92)90160-I doi: 10.1016/0963-8695(92)90160-i
- Nie, P., Li, H., Duan, Y., Wang, X., Ji, X., Cheng, Z., . . . Chen, J. (2014, marzo). Impact of sinogram affirmed iterative reconstruction (safire) algorithm on image quality with 70 kvp-tube-voltage dual-source ct angiography in children with congenital heart disease. *PLoS ONE*, 9(3), e91123. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0091123> doi: 10.1371/journal.pone.0091123
- Organismo Internacional de Energía Atómica. (2021). *Protocolos de control de calidad para radiodiagnóstico en américa latina y el caribe* (Inf. Téc. n.º IAEA-TECDOC-1958). Viena: Organismo Internacional de Energía Atómica. Descargado de <https://www.iaea.org/es/publications/14712/protocolos-de-control-de-calidad-para-radiodiagnostico-en-america-latina-y-el-caribe>
- Özge Onur, T. (2021, mayo). An application of filtered back projection method for computed tomography images. *International Review of Applied Sciences and Engineering*, 12(2), 194–200. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1556/1848.2021.00231> doi: 10.1556/1848.2021.00231
- PhantomLab SMARI. (2023). *Ct acr 464*. Descargado de https://help-smari.phantomlab.com/hc/en-us/articles/17273045337107-CT-ACR-464#h_01H1WKT2YSDVQ2GJ05TAC53GCV (Recuperado el 9 de julio de 2025)
- Quintero, J. S., y Landrove, M. M. (2011). Determinación in vitro del Índice de conformidad para la evaluación de planes de tratamiento 3d en radiocirugía estereotáctica intracraneal. Descargado de <http://rgdoi.net/10.13140/RG.2.2.31848.39686> doi: 10.13140/RG.2.2.31848.39686
- Radiology Oncology Systems. (s.f.). *Siemens pet/ct scanner guide*. (Recuperado el 9 de julio de 2025, de <https://www.oncologysystems.com/resources/pet-ct-scanner-guides/siemens-petct/>)
- Ramachandran, K. M. (2015). Nonparametric tests. En *Mathematical statistics with applications in r* (pp. 589–637). Elsevier. doi: 10.1016/B978-0-12-417113-8.00012-6
- Riffenburgh, R. H. (2012). Tests on ranked data. En *Statistics in medicine* (pp. 221–248). Academic Press. doi: 10.1016/B978-0-12-384864-2.00011-1
- Roa, A. M. A., Andersen, H. K., y Martinsen, A. C. T. (2015). Ct image quality over time: Comparison of image quality for six different ct scanners over a six-year period. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 16(2), 350–363. Descargado de <https://doi.org/10.1120/jacmp.v16i2.5147> doi: 10.1120/jacmp.v16i2.5147
- Salazar, J., Liesenfelt, M., Cui, S., Dugan, E., Belcher, J., y Baciak, J. E. (2010). Measurement of the modulation transfer function for a backs-

- catter radiography system used in nondestructive examination. En *Ieee nuclear science symposium conference record*. Orlando, FL: IEEE. (Available at: https://loram.com/wp-content/uploads/Measurement_of_the_Modulation_Transfer_Function_for_Backscatter_Radiography_System_Used_in_Nondestructive_Examination.pdf)
- Samei, E., Bakalyar, D., Boedeker, K. L., Brady, S., Fan, J., Leng, S., ... Wang, J. (2019). *Performance evaluation of computed tomography systems*. Alexandria, VA: American Association of Physicists in Medicine.
- Schneider, C. A., Rasband, W. S., y Eliceiri, K. W. (2012). Nih image to imagej: 25 years of image analysis. *Nature Methods*, 9, 671–675. doi: 10.1038/nmeth.2089
- Seibert, J. A. (2004). X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. part 1: Basic principles of x-ray production. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 32(3), 139–147. Descargado de <https://tech.snmjournals.org/content/32/3/139>
- Siemens Healthineers. (2023). *Biograph vision pet/ct brochure*. Descargado de https://marketing.webassets.siemens-healthineers.com/29135ac8e7d52de3/8b64a2477e30/siemens-healthineers_MI_biograph-vision-petct-brochure.pdf (Recuperado el 9 de julio de 2025)
- Starck, G., Lönn, L., Cederblad, , Forssell-Aronsson, E., Sjöström, L., y Alpsten, M. (2002, febrero). A method to obtain the same levels of ct image noise for patients of various sizes, to minimize radiation dose. *The British Journal of Radiology*, 75(890), 140–150. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1259/bjr.75.890.750140> doi: 10.1259/bjr.75.890.750140
- Sun Nuclear Corporation. (2020). *Ct acr 464 phantom*. Descargado de https://www.sunnuclear.com/uploads/documents/datasheets/Diagnostic/CTACRPhantom_121520.pdf (Recuperado el 9 de julio de 2025)
- Sun Nuclear Corporation. (2023). *3 dimensional torso phantom: User guide*. <https://cdn.sunnuclear.com/support/res/ed5f0c55f6a5471fa5038ad5f42622d8?Expires=1752528717&Signature=...> (Consultado en 2025)
- Sun Nuclear Corporation. (2025). *Ct acr 464 phantom*. Descargado de <https://www.sunnuclear.com/products/ct-acr-464-phantom> (Recuperado el 9 de julio de 2025)
- Tisch, C., Brencicova, E., Schwendener, N., Lombardo, P., Jackowski, C., y Zech, W.-D. (2019, febrero). Hounsfield unit values of liver pathologies in unenhanced post-mortem computed tomography. *International Journal of Legal Medicine*, 133(6), 1861–1867. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1007/s00414-019-02016-1>

- doi: 10.1007/s00414-019-02016-1
- U.S. Food and Drug Administration. (s.f.). *Device listing: Biograph vision; biograph vision 450; biograph vision 450 edge; biograph vision 600; biograph vision 600 edge*. Descargado de <https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfRL/rl.cfm?lid=612475&lpcd=JAK> (Recuperado el 9 de julio de 2025)
- U.S. Food and Drug Administration. (2019). *510(k) substantial equivalence determination letter: Biograph vision pet/ct (k190900)*. Descargado de https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf19/K190900.pdf (Recuperado el 9 de julio de 2025)
- Verdun, F. R., Racine, D., Ott, J. G., Tapiovaara, M. J., Toroi, P., Bochud, F. O., ... Edyvean, S. (2015). Image quality in ct: From physical measurements to model observers. *Physica Medica*, *31*(8), 820–829. doi: 10.1016/j.ejmp.2015.08.007
- Wang, Q., Tran, C., Burns, P., y Namazi, N. M. (2024). Best practices for measuring the modulation transfer function of video endoscopes. *Sensors*, *24*(15), 5075. Descargado de <https://doi.org/10.3390/s24155075> doi: 10.3390/s24155075
- Weinreb, O. (1924, noviembre). Vacuum measurements on x-ray tubes. *Radiology*, *3*(5), 396–398. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1148/3.5.396> doi: 10.1148/3.5.396
- Wilcox, R. R. (2003). Rank-based and nonparametric methods. En *Applying contemporary statistical techniques* (pp. 557–608). Academic Press. doi: 10.1016/B978-012751541-0/50036-5

Apéndice A

Pruebas estadísticas

Para los datos analizados con estas pruebas se emplearon 6 corte de la región central de modulo de uniformidad del ACR 464 y se hizo lo mismo para el modulo 1 para obtener las mediciones del NCT. Como en estas pruebas se analiza el efecto de la IS, para todas la pruebas se contó con 3 muestras de 6 mediciones de para parámetro de calidad de imagen evaluado.

Cuadro A.1: Prueba de Friedman (efecto global de la intensidad IS)

Uniformidad (1 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.00940	Diferencia entre intensidades
Br40	0.03020	No se rechaza H_0
Br51	0.03020	No se rechaza H_0
Br60	0.60653	No se rechaza H_0
Uniformidad (5 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.51342	No se rechaza H_0
Br40	0.13534	No se rechaza H_0
Br51	0.31140	No se rechaza H_0
Br60	0.11456	No se rechaza H_0

Cuadro A.2: Prueba de Friedman (efecto global de la intensidad IS sobre el Ruido)

Ruido (1 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.00248	Diferencia entre intensidades
Br40	0.00248	Diferencia entre intensidades
Br51	0.00248	Diferencia entre intensidades
Br60	0.00248	Diferencia entre intensidades
Ruido (5 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.00248	Diferencia entre intensidades
Br40	0.00248	Diferencia entre intensidades
Br51	0.00248	Diferencia entre intensidades
Br60	0.00248	Diferencia entre intensidades

Cuadro A.3: Prueba de Friedman (efecto global de la intensidad IS sobre el Número CT en Hueso)

Hueso (1 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.6065	Sin efecto estadístico claro
Br40	0.3114	Sin efecto estadístico claro
Br51	0.0025	Diferencia entre intensidades
Br60	0.0025	Diferencia entre intensidades
Hueso (5 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.8465	Sin efecto estadístico claro
Br40	0.5134	Sin efecto estadístico claro
Br51	0.0302	Sin efecto estadístico claro
Br60	0.0057	Diferencia entre intensidades

Cuadro A.4: Prueba de Friedman (efecto global de la IS sobre el NCT en Polietileno)

Polietileno (1 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.3114	Sin efecto estadístico claro
Br40	0.5134	Sin efecto estadístico claro
Br51	0.3114	Sin efecto estadístico claro
Br60	0.3114	Sin efecto estadístico claro
Polietileno (5 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.0155	Sin efecto estadístico claro
Br40	0.1146	Sin efecto estadístico claro
Br51	0.5134	Sin efecto estadístico claro
Br60	0.8465	Sin efecto estadístico claro

Cuadro A.5: Prueba de Friedman (efecto global de la intensidad IS sobre el Número CT en Acrílico)

Acrílico (1 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.1835	Sin efecto estadístico claro
Br40	0.5682	Sin efecto estadístico claro
Br51	0.3114	Sin efecto estadístico claro
Br60	0.5134	Sin efecto estadístico claro
Acrílico (5 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.0057	Diferencia entre intensidades
Br40	0.6065	Sin efecto estadístico claro
Br51	0.8465	Sin efecto estadístico claro
Br60	0.6065	Sin efecto estadístico claro

Cuadro A.6: Prueba de Friedman (efecto global de la intensidad IS sobre el Número CT en Agua)

Agua (1 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.9575	Sin efecto estadístico claro
Br40	0.8465	Sin efecto estadístico claro
Br51	0.6065	Sin efecto estadístico claro
Br60	0.6065	Sin efecto estadístico claro
Agua (5 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.4013	Sin efecto estadístico claro
Br40	0.1542	Sin efecto estadístico claro
Br51	0.8465	Sin efecto estadístico claro
Br60	0.5134	Sin efecto estadístico claro

Cuadro A.7: Prueba de Friedman (efecto global de la intensidad IS sobre el Número CT en Aire)

Aire (1 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.0025	Diferencia entre intensidades
Br40	0.0025	Diferencia entre intensidades
Br51	0.0025	Diferencia entre intensidades
Br60	0.0025	Diferencia entre intensidades
Aire (5 mm)	Friedman_p	Conclusión
Br34	0.8465	Sin efecto estadístico claro
Br40	0.3114	Sin efecto estadístico claro
Br51	0.0094	Diferencia entre intensidades
Br60	0.0025	Diferencia entre intensidades

Apéndice B

Script de Python

Cálculo de MTF al 10 %, 30 %, 50 % y 70 %

Este código procesa los datos contenidos en una carpeta que incluye 1156 archivos CSV, cada uno correspondiente a una combinación específica de corte, filtro, nivel de intensidad, número de imagen y región de interés (ROI).

Los archivos siguen una nomenclatura estructurada:

- **I{x}**: número de grupo, por ejemplo: I{x}=1 es 1 mm - Br34 - 1 y I{x}= 24 es 5 mm - Br60 - 5 (1 a 24),
- **C{y}**: número de imagen dentro del grupo I{x} (1 a 6),
- **R{z}**: número de ROI dentro de la imagen C{y} en un grupo I{x} (1 a 4).

Por lo tanto, la lógica de la estructura es:

- **I1_C1_R1** corresponde a un corte de **1 mm**, con filtro **Br34**, intensidad **1**, primera imagen y primera ROI.
- **I24_C6_R4** corresponde a un corte de **5 mm**, con filtro **Br60**, intensidad **5**, sexta imagen y cuarta ROI.

El programa realiza los siguientes pasos principales:

1. **Lectura y organización de los datos:** Carga los archivos y extrae las curvas correspondientes a cada combinación de parámetros (corte, filtro, intensidad, imagen y ROI).

2. **Cálculo de frecuencias MTF:** Interpola las curvas para calcular las frecuencias espaciales correspondientes a niveles de MTF específicos: **10 %**, **30 %**, **50 %** y **70 %**. Si el valor calculado excede la frecuencia de Nyquist, se ajusta automáticamente a este límite máximo.
3. **Conversión de unidades:** Convierte las frecuencias normalizadas (ciclos/píxel) a **líneas por centímetro (lp/cm)** para facilitar la interpretación de los resultados.
4. **Exportación de resultados:** Genera un archivo Excel consolidado denominado `resumen_MTF_10_30_50_70.xlsx` que contiene los valores calculados para cada MTF para cada roi, en cada corte de cada grupo.

Este proceso se utiliza principalmente para evaluar la **resolución espacial** de un equipo de tomografía computarizada mediante el **phantom ACR 464**, proporcionando una medida objetiva de la calidad de imagen a través de los valores de MTF.

```

1 import pandas as pd
2 import numpy as np
3 import glob
4 import os
5
6 # Parámetros de la imagen
7 fov_cm = 41.8
8 n_pixeles = 512
9 nyquist = 1 # frecuencia normalizada (ciclos/píxel)
10 factor_lp_per_cm = n_pixeles / (2 * fov_cm)
11 nyquist_lp_cm = factor_lp_per_cm
12
13 carpeta_csv = r'C:\Users\calip\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\RE'
14
15 resultados = []
16
17 def interpolar_frecuencia(x_data, y_data, objetivo):
18     """
19     x_data: frecuencia normalizada (ciclos/píxel)
20     y_data: MTF (0..1)
21     objetivo: nivel MTF objetivo (p.ej., 0.1, 0.3, 0.5, 0.7)
22     """

```

```

23     for i in range(len(y_data) - 1):
24         # Detecta cruce por el objetivo (arriba->abajo o abajo->arriba)
25         if (y_data[i] >= objetivo and y_data[i + 1] <= objetivo) or (y_data[i]
26             <= objetivo and y_data[i + 1] >= objetivo):
27             x0, y0 = x_data[i], y_data[i]
28             x1, y1 = x_data[i + 1], y_data[i + 1]
29             if y1 == y0:
30                 return float(x0)
31             else:
32                 return float(x0 + (objetivo - y0) * (x1 - x0) / (y1 - y0))
33     return np.nan
34
35 def convertir_y_cortar(freq_norm):
36     """
37     Convierte una frecuencia normalizada (ciclos/píxel) a lp/cm y la limita a
38     Nyquist.
39     Retorna (lp/cm, lp/cm cortada por Nyquist).
40     """
41     if np.isnan(freq_norm):
42         return np.nan, np.nan
43     f_lp = freq_norm * factor_lp_per_cm
44     f_cortada = f_lp if freq_norm <= nyquist else nyquist_lp_cm
45     return np.round(f_lp, 9), np.round(f_cortada, 9)
46
47 for archivo in glob.glob(os.path.join(carpeta_csv, '*.csv')):
48     df = pd.read_csv(archivo)
49
50     # Asume: columna 2 = frecuencia normalizada, columna 3 = MTF
51     x_data = df.iloc[:, 1].astype(float)
52     y_data = df.iloc[:, 2].astype(float)
53
54     # Interpolaciones para MTF10/30/50/70
55     freq_10 = interpolar_frecuencia(x_data, y_data, 0.1)
56     freq_30 = interpolar_frecuencia(x_data, y_data, 0.3)
57     freq_50 = interpolar_frecuencia(x_data, y_data, 0.5)
58     freq_70 = interpolar_frecuencia(x_data, y_data, 0.7)
59
60     # Conversión a lp/cm y corte a Nyquist

```

```

59     freq_10_lp, freq_10_lp_cortada = convertir_y_cortar(freq_10)
60     freq_30_lp, freq_30_lp_cortada = convertir_y_cortar(freq_30)
61     freq_50_lp, freq_50_lp_cortada = convertir_y_cortar(freq_50)
62     freq_70_lp, freq_70_lp_cortada = convertir_y_cortar(freq_70)
63
64     # Extraer info del nombre de archivo: I{x}_C{y}_R{z}
65     archivo_nuevo = os.path.splitext(os.path.basename(archivo))[0]
66     partes = archivo_nuevo.split('_')
67     i_str = partes[0][1:] # I{x}
68     c_str = partes[1][1:] # C{y}
69     r_str = partes[2][1:] # R{z}
70
71     i = int(i_str)
72     y = int(c_str)
73     z = int(r_str)
74
75     # Calcular h, Br(k), Int(m)
76     h = 1 if i <= 12 else 5
77     pos = i - 1 if i <= 12 else i - 13
78     br = (pos // 3) + 1
79     m = (pos % 3) + 1
80
81     # Nombre completo y grupo
82     nombre_completo = f"Corte{h} mm_Br{br}_Int{m}_{y}_{z}"
83     grupo_prom = f"Corte{h} mm_Br{br}_Int{m}_{y}"
84
85     resultados.append({
86         'Archivo': nombre_completo,
87
88         'Frecuencia_MTF10_Nyq': np.round(freq_10, 9),
89         'Frecuencia_MTF10_lp_cm': freq_10_lp,
90         'Frecuencia_MTF10_lp_cm_cortada': freq_10_lp_cortada,
91
92         'Frecuencia_MTF30_Nyq': np.round(freq_30, 9),
93         'Frecuencia_MTF30_lp_cm': freq_30_lp,
94         'Frecuencia_MTF30_lp_cm_cortada': freq_30_lp_cortada,
95
96         'Frecuencia_MTF50_Nyq': np.round(freq_50, 9),

```

```

97         'Frecuencia_MTF50_lp_cm': freq_50_lp,
98         'Frecuencia_MTF50_lp_cm_cortada': freq_50_lp_cortada,
99
100        'Frecuencia_MTF70_Nyq': np.round(freq_70, 9),
101        'Frecuencia_MTF70_lp_cm': freq_70_lp,
102        'Frecuencia_MTF70_lp_cm_cortada': freq_70_lp_cortada,
103
104        'GrupoPromedio': grupo_prom
105    })
106
107 # Crear DataFrame
108 df_result = pd.DataFrame(resultados)
109
110 # Promedios por grupo (alineados correctamente con cada nivel MTF)
111 df_result['Promedio_MTF10_por_Grupo'] = (
112     df_result.groupby('GrupoPromedio')['Frecuencia_MTF10_lp_cm_cortada'].tran_
113     sform('mean').round(9)
114 )
115 df_result['Promedio_MTF30_por_Grupo'] = (
116     df_result.groupby('GrupoPromedio')['Frecuencia_MTF30_lp_cm_cortada'].tran_
117     sform('mean').round(9)
118 )
119 df_result['Promedio_MTF50_por_Grupo'] = (
120     df_result.groupby('GrupoPromedio')['Frecuencia_MTF50_lp_cm_cortada'].tran_
121     sform('mean').round(9)
122 )
123 df_result['Promedio_MTF70_por_Grupo'] = (
124     df_result.groupby('GrupoPromedio')['Frecuencia_MTF70_lp_cm_cortada'].tran_
125     sform('mean').round(9)
126 )
127
128 # Guardar Excel
129 salida = os.path.join(carpeta_csv, 'resumen_MTF_10_30_50_70.xlsx')
130 df_result.drop(columns=['GrupoPromedio']).to_excel(salida, index=False)
131
132 print("Listo. Archivo guardado como 'resumen_MTF_10_30_50_70.xlsx' con MTF10,
133       30, 50 y 70 y promedios por grupo.")

```

Promedio del MTF10,30,50 y 70 entre ROIs (ACR 464)

- Recorre los CSV ($I\{x\}_C\{y\}_R\{z\}$) y toma las frecuencias MTF en **10 %**, **30 %**, **50 %** y **70 %**.
- Convierte de ciclos/píxel a **lp/cm** y **recorta a Nyquist** cuando corresponde.
- Agrupa por **corte** (1/5 mm), **filtro** (Br34/Br40/Br51/Br60), **intensidad SA-FIRE** (1/3/5) e **imagen** (1-6).
- Calcula, por grupo, el **promedio** y la **desviación estándar** del MTF entre las **4 ROIs**.
- Exporta `resumen_MTF_10_30_50_70_desviacionestandar.xlsx` con los resultados consolidados.

Aplicación: estimación robusta de la **calidad de imagen** (en especial MTF10) con el **phantom ACR 464** para comparar configuraciones.

```

1 import pandas as pd
2 import numpy as np
3 import glob
4 import os
5
6 # Parámetros de la imagen
7 fov_cm = 41.8
8 n_pixeles = 512
9 nyquist = 1 # frecuencia normalizada (ciclos/píxel)
10 factor_lp_per_cm = n_pixeles / (2 * fov_cm)
11 nyquist_lp_cm = factor_lp_per_cm
12
13 carpeta_csv = r'C:\Users\cal1p\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\RE'
14
15 resultados = []
16
17 def interpolar_frecuencia(x_data, y_data, objetivo):
18     """
19     x_data: frecuencia normalizada (ciclos/píxel)
20     y_data: MTF (0..1)
21     objetivo: nivel MTF objetivo (p.ej., 0.1, 0.3, 0.5, 0.7)

```

```

22     """
23     for i in range(len(y_data) - 1):
24         # Detecta cruce por el objetivo (arriba->abajo o abajo->arriba)
25         if (y_data[i] >= objetivo and y_data[i + 1] <= objetivo) or (y_data[i]
26         <= objetivo and y_data[i + 1] >= objetivo):
27             x0, y0 = x_data[i], y_data[i]
28             x1, y1 = x_data[i + 1], y_data[i + 1]
29             if y1 == y0:
30                 return float(x0)
31             else:
32                 return float(x0 + (objetivo - y0) * (x1 - x0) / (y1 - y0))
33     return np.nan
34
35 def convertir_y_cortar(freq_norm):
36     """
37     Convierte una frecuencia normalizada (ciclos/píxel) a lp/cm y la limita a
38     Nyquist.
39     Retorna (lp/cm, lp/cm cortada por Nyquist).
40     """
41     if np.isnan(freq_norm):
42         return np.nan, np.nan
43     f_lp = freq_norm * factor_lp_per_cm
44     f_cortada = f_lp if freq_norm <= nyquist else nyquist_lp_cm
45     return np.round(f_lp, 9), np.round(f_cortada, 9)
46
47 for archivo in glob.glob(os.path.join(carpeta_csv, '*.csv')):
48     df = pd.read_csv(archivo)
49
50     # Asume: column 2 = frecuencia normalizada, column 3 = MTF
51     x_data = df.iloc[:, 1].astype(float)
52     y_data = df.iloc[:, 2].astype(float)
53
54     # Interpolaciones para MTF10/30/50/70
55     freq_10 = interpolar_frecuencia(x_data, y_data, 0.1)
56     freq_30 = interpolar_frecuencia(x_data, y_data, 0.3)
57     freq_50 = interpolar_frecuencia(x_data, y_data, 0.5)
58     freq_70 = interpolar_frecuencia(x_data, y_data, 0.7)

```

```

58     # Conversión a lp/cm y corte a Nyquist
59     freq_10_lp, freq_10_lp_cortada = convertir_y_cortar(freq_10)
60     freq_30_lp, freq_30_lp_cortada = convertir_y_cortar(freq_30)
61     freq_50_lp, freq_50_lp_cortada = convertir_y_cortar(freq_50)
62     freq_70_lp, freq_70_lp_cortada = convertir_y_cortar(freq_70)
63
64     # Extraer info del nombre de archivo: I{x}_C{y}_R{z}
65     archivo_nuevo = os.path.splitext(os.path.basename(archivo))[0]
66     partes = archivo_nuevo.split('_')
67     i_str = partes[0][1:] # I{x}
68     c_str = partes[1][1:] # C{y}
69     r_str = partes[2][1:] # R{z}
70
71     i = int(i_str)
72     y = int(c_str)
73     z = int(r_str)
74
75     # Calcular h, Br(k), Int(m)
76     h = 1 if i <= 12 else 5
77     pos = i - 1 if i <= 12 else i - 13
78     br = (pos // 3) + 1
79     m = (pos % 3) + 1
80
81     # Nombre completo y grupo
82     nombre_completo = f"Corte{h} mm_Br{br}_Int{m}_{y}_{z}"
83     grupo_prom = f"Corte{h} mm_Br{br}_Int{m}_{y}"
84
85     resultados.append({
86         'Archivo': nombre_completo,
87
88         'Frecuencia_MTF10_Nyq': np.round(freq_10, 9),
89         'Frecuencia_MTF10_lp_cm': freq_10_lp,
90         'Frecuencia_MTF10_lp_cm_cortada': freq_10_lp_cortada,
91
92         'Frecuencia_MTF30_Nyq': np.round(freq_30, 9),
93         'Frecuencia_MTF30_lp_cm': freq_30_lp,
94         'Frecuencia_MTF30_lp_cm_cortada': freq_30_lp_cortada,
95

```

```

96         'Frecuencia_MTF50_Nyq': np.round(freq_50, 9),
97         'Frecuencia_MTF50_lp_cm': freq_50_lp,
98         'Frecuencia_MTF50_lp_cm_cortada': freq_50_lp_cortada,
99
100        'Frecuencia_MTF70_Nyq': np.round(freq_70, 9),
101        'Frecuencia_MTF70_lp_cm': freq_70_lp,
102        'Frecuencia_MTF70_lp_cm_cortada': freq_70_lp_cortada,
103
104        'GrupoPromedio': grupo_prom
105    })
106
107    # Crear DataFrame
108    df_result = pd.DataFrame(resultados)
109
110    # Promedios por grupo (alineados correctamente con cada nivel MTF)
111    df_result['Promedio_MTF10_por_Grupo'] = (
112        df_result.groupby('GrupoPromedio')['Frecuencia_MTF10_lp_cm_cortada'].tran
113        sform('mean').round(9)
114    )
115    df_result['Promedio_MTF30_por_Grupo'] = (
116        df_result.groupby('GrupoPromedio')['Frecuencia_MTF30_lp_cm_cortada'].tran
117        sform('mean').round(9)
118    )
119    df_result['Promedio_MTF50_por_Grupo'] = (
120        df_result.groupby('GrupoPromedio')['Frecuencia_MTF50_lp_cm_cortada'].tran
121        sform('mean').round(9)
122    )
123    df_result['Promedio_MTF70_por_Grupo'] = (
124        df_result.groupby('GrupoPromedio')['Frecuencia_MTF70_lp_cm_cortada'].tran
125        sform('mean').round(9)
126    )
127
128    # Guardar Excel
129    salida = os.path.join(carpeta_csv, 'resumen_MTF_10_30_50_70.xlsx')
130    df_result.drop(columns=['GrupoPromedio']).to_excel(salida, index=False)
131
132    print("Listo. Archivo guardado como 'resumen_MTF_10_30_50_70.xlsx' con MTF10,
133          30, 50 y 70 y promedios por grupo.")

```

Promedio entre ROIs (ACR 464)

- Recorre todos los CSV (convención I{x}_C{y}_R{z}) y los procesa en bloques de 4 archivos (ROIs R1–R4) por imagen, es decir saca el promedio de MTF entre los 4 ROIs por imagen.
- Verifica que las tablas del bloque tengan **idénticas dimensiones**; si hay bloque incompleto o formas distintas, se omite.
- Calcula el **promedio elemento a elemento** de las columnas numéricas y guarda un archivo por imagen en promedios_4_archivos (promedio_{n}.csv).
- Salida esperada con datos completos: **144** promedios (24×6) — una serie promediada por imagen para construir la curva MTF.

```

1 import pandas as pd
2 import os
3 import glob
4
5 # Carpeta con archivos CSV
6 carpeta_csv = r'C:\Users\callp\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\RE'
7 archivos = sorted(glob.glob(os.path.join(carpeta_csv, '*.csv')))
8
9 # Crear carpeta para resultados
10 carpeta_resultados = os.path.join(carpeta_csv, 'promedios_4_archivos')
11 os.makedirs(carpeta_resultados, exist_ok=True)
12
13 # Recorrer en bloques de 4 archivos
14 for i in range(0, len(archivos), 4):
15     bloque = archivos[i:i+4]
16     if len(bloque) < 4:
17         print(f" Bloque incompleto ({len(bloque)} archivos), se omite:",
18               bloque)
19         continue
20
21     # Leer los 4 archivos como DataFrames
22     dfs = [pd.read_csv(f) for f in bloque]
23
24     # Verificar que todos tengan las mismas dimensiones

```

```

24     if not all(df.shape == dfs[0].shape for df in dfs):
25         print(f" Bloque con archivos de diferente forma. Se omite:\n{bloque}")
26         continue
27
28     # Promedio de todas las columnas numéricas, fila a fila
29     promedio_df = sum(dfs) / len(dfs)
30
31     # Guardar el archivo promediado
32     nombre_archivo = f'promedio_{i//4 + 1}.csv'
33     ruta_archivo = os.path.join(carpeta_resultados, nombre_archivo)
34     promedio_df.to_csv(ruta_archivo, index=False)
35
36     print(f" Guardado: {nombre_archivo}")
37
38 print(" Todos los promedios generados.")

```

Promedio entre imágenes (ACR 464)

- Toma los **144** CSV generados previamente (promedios_4_archivos) y los procesa en bloques de **6** (una combinación de corte-filtro-SAFIRE).
- Verifica que las tablas del bloque tengan **idénticas dimensiones**; si el bloque es incompleto o no coincide, se omite.
- Calcula el **promedio elemento a elemento** de las 6 imágenes y guarda el resultado en promedios_6_archivos como promedio_{n}.csv.
- Salida esperada: **24** archivos promedio (uno por combinación), que constituyen los **puntos consolidados** para la curva MTF por combinación, tras promediar entre los ROIs en cada imagen y entre las 6 imágenes para una combinación de reconstrucción dada.

```

1 import pandas as pd
2 import os
3 import glob
4
5 # Carpeta con archivos CSV

```

```
6 carpeta_csv =
    r'C:\Users\calip\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\RE\promedios_4_archivos'
7 archivos = sorted(glob.glob(os.path.join(carpetas_csv, '*.csv')))
8
9 # Crear carpeta para resultados
10 carpeta_resultados = os.path.join(carpetas_csv, 'promedios_6_archivos')
11 os.makedirs(carpetas_resultados, exist_ok=True)
12
13 # Recorrer en bloques de 6 archivos
14 for i in range(0, len(archivos), 6):
15     bloque = archivos[i:i+6]
16     if len(bloque) < 6:
17         print(f" Bloque incompleto ({len(bloque)} archivos), se omite:",
18             bloque)
19         continue
20
21     # Leer los 6 archivos como DataFrames
22     dfs = [pd.read_csv(f) for f in bloque]
23
24     # Verificar que todos tengan las mismas dimensiones
25     if not all(df.shape == dfs[0].shape for df in dfs):
26         print(f" Bloque con archivos de diferente forma. Se omite:\n{bloque}")
27         continue
28
29     # Promedio de todas las columnas numéricas, fila a fila
30     promedio_df = sum(dfs) / len(dfs)
31
32     # Guardar el archivo promediado
33     nombre_archivo = f'promedio_{i//6 + 1}.csv'
34     ruta_archivo = os.path.join(carpetas_resultados, nombre_archivo)
35     promedio_df.to_csv(ruta_archivo, index=False)
36
37     print(f" Guardado: {nombre_archivo}")
38
39 print(" Todos los promedios generados entre las 6 imagenes.")
```

Curvas MTF por filtro (ACR 464)

- Lee los CSV promediados (promedios_6_archivos) y forma **grupos** con el mismo **corte** (1.0/5.0 mm) y **intensidad SAFIRE** (1/3/5), variando solo el **filtro BR** (Br34/Br40/Br51/Br60).
- Convierte la frecuencia espacial a **lp/cm** y obtiene por interpolación las frecuencias de cruce en **MTF10/30/50/70** (MTF10 sin restricción; otros niveles con $x_{\min} = 0,15$); recorta a **Nyquist** si aplica.
- Grafica, por grupo, las **curvas MTF** de cada filtro y traza líneas horizontales en 10/30/50/70 %. Anota solo el **valor intermedio** (mediano) por nivel MTF.
- Calcula, por nivel MTF, la **diferencia porcentual** entre filtros ($\Delta\%$ min-max) y muestra la **máxima** en un recuadro del gráfico.
- Guarda una imagen PNG por grupo en **Curvas MTF/PorFiltro** con el título “Corte de reconstrucción {grosor} mm – SAFIRE {nivel}”.

```

1 import pandas as pd
2 import os
3 import glob
4 import matplotlib.pyplot as plt
5 import numpy as np
6 import re
7 from matplotlib.lines import Line2D
8
9 # ===== Configuración =====
10 # Fila inicial (1-based) de los DATOS a usar. Con 4, se omiten las 3 primeras
   filas.
11 START_ROW_1BASED = 4
12
13 # Usa los mismos valores que ves en el gráfico para calcular el %:
14 CALC_WITH_DISPLAY_NUMBERS = True    # True => usa valores redondeados a
   DECIMALS_LABEL
15 DECIMALS_LABEL = 1                  # decimales que se muestran en las
   etiquetas de los puntos
16 # =====
17

```

```

18 # Rutas
19 carpeta_promedios = r'C:\Users\calip\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\RE\promedio_
    s_4_archivos\promedios_6_archivos'
20 carpeta_graficos = r'C:\Users\calip\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\RE\Curvas
    MTF\PorFiltro'
21 os.makedirs(carpeta_graficos, exist_ok=True)
22
23 # Factor de conversión a lp/cm y Nyquist
24 factor_lp_cm = 512 / (2 * 41.8)
25 frecuencia_nyquist = factor_lp_cm
26
27 # Interpolación general (con restricción x_min)
28 def interpolar_frecuencia(x, y, objetivo, x_min=0.15):
29     for i in range(len(y) - 1):
30         if x[i] < x_min or x[i+1] < x_min:
31             continue
32         if (y[i] - objetivo) * (y[i+1] - objetivo) <= 0:
33             x0, y0 = x[i], y[i]
34             x1, y1 = x[i + 1], y[i + 1]
35             if y1 == y0:
36                 return x0 * factor_lp_cm
37             freq_interp = x0 + (objetivo - y0) * (x1 - x0) / (y1 - y0)
38             return freq_interp * factor_lp_cm
39     return np.nan
40
41 # Interpolación sin restricción para MTF10
42 def interpolar_mtf10(x, y, objetivo=0.1):
43     for i in range(len(y) - 1):
44         if (y[i] - objetivo) * (y[i+1] - objetivo) <= 0:
45             x0, y0 = x[i], y[i]
46             x1, y1 = x[i + 1], y[i + 1]
47             if y1 == y0:
48                 return x0 * factor_lp_cm
49             freq_interp = x0 + (objetivo - y0) * (x1 - x0) / (y1 - y0)
50             return freq_interp * factor_lp_cm
51     return np.nan
52
53 # Ordenar los archivos numéricamente

```

```

54 def extraer_numero(archivo):
55     nombre = os.path.splitext(os.path.basename(archivo))[0]
56     match = re.search(r'promedio_(\d+)', nombre)
57     return int(match.group(1)) if match else -1
58
59 archivos = sorted(glob.glob(os.path.join(carpeta_promedios, '*.csv')),
60                   key=extraer_numero)
61
62 # Niveles MTF (graficar y calcular)
63 niveles_mtf = [0.1, 0.3, 0.5, 0.7]
64 etiquetas_mtf = {0.1: 'MTF10', 0.3: 'MTF30', 0.5: 'MTF50', 0.7: 'MTF70'}
65 colores_mtf = {0.1: 'tab:purple', 0.3: 'tab:gray', 0.5: 'black', 0.7:
66               'tab:red'}
67 estilos_mtf = {0.1: ':', 0.3: '--', 0.5: '--', 0.7: '-.'}
68
69 # Colores por filtro BR (para distinguir curvas dentro de cada grupo)
70 colores_filtro = {'Br34': 'tab:blue', 'Br40': 'tab:green', 'Br51':
71                  'tab:orange', 'Br60': 'tab:purple'}
72
73 # Diccionario de nombres personalizados
74 brs = ['Br34', 'Br40', 'Br51', 'Br60']
75 nombres_mapeo = {}
76 for idx in range(1, 25): # De promedio_1 a promedio_24
77     grosor = '1.0' if idx <= 12 else '5.0'
78     br_index = ((idx - 1) % 12) // 3
79     intensidad = ((idx - 1) % 3) + 1
80     nombre_archivo = f"{grosor}-{brs[br_index]}-{intensidad}"
81     nombres_mapeo[f"promedio_{idx}"] = nombre_archivo
82
83 # SAFIRE -> IS (solo para mostrar)
84 safire_map = {1: 'IS 1', 2: 'IS 3', 3: 'IS 5'}
85
86 # Grupos personalizados (misma EDC e IS; cambian FR/BR)
87 grupos_personalizados = [
88     [1, 4, 7, 10], # 1.0 mm, IS 1: Br34/Br40/Br51/Br60
89     [2, 5, 8, 11], # 1.0 mm, IS 3
90     [3, 6, 9, 12], # 1.0 mm, IS 5
91     [13, 16, 19, 22], # 5.0 mm, IS 1

```

```

89     [14, 17, 20, 23], # 5.0 mm, IS 3
90     [15, 18, 21, 24], # 5.0 mm, IS 5
91 ]
92
93 def escoger_intermedio(sorted_pairs):
94     """
95     Recibe lista ORDENADA por frecuencia: [(br, f_exact, f_disp), ...]
96     Devuelve la tupla 'intermedia' a graficar/anotar.
97     - Si n es impar: el del centro.
98     - Si n es par: el más cercano al promedio de los dos valores centrales.
99     En empate, se elige el inferior (índice n//2 - 1).
100    """
101    n = len(sorted_pairs)
102    if n == 0:
103        return None
104    if n == 1:
105        return sorted_pairs[0]
106    if n % 2 == 1:
107        return sorted_pairs[n // 2]
108    low = sorted_pairs[n // 2 - 1][1]
109    high = sorted_pairs[n // 2][1]
110    target = 0.5 * (low + high)
111    dl = abs(sorted_pairs[n // 2 - 1][1] - target)
112    dh = abs(sorted_pairs[n // 2][1] - target)
113    return sorted_pairs[n // 2 - 1] if dl <= dh else sorted_pairs[n // 2]
114
115 # GRAFICAR por cada grupo
116 for n_grafico, grupo in enumerate(grupos_personalizados, start=1):
117     plt.figure(figsize=(10, 6))
118     curva_handles = []
119
120     # Preparar título a partir del primer integrante del grupo
121     etiqueta0 = nombres_mapeo.get(f"promedio_{grupo[0]}",
122     f"promedio_{grupo[0]}")
123     try:
124         grosor_tit, br0, inten_tit = etiqueta0.split('-')
125         inten_tit = int(inten_tit)
126         inten_txt = safire_map.get(inten_tit, f"IS {inten_tit}")

```

```

126     except:
127         grosor_tit, inten_txt = "?", "IS ?"
128
129     # Diccionarios para frecuencias por MTF y por FR (exactas y redondeadas)
130     freqs_exact = {m: {} for m in niveles_mtf}    # {mtf: {br: f_exact}}
131     freqs_disp  = {m: {} for m in niveles_mtf}    # {mtf: {br: f_redondeado}}
132
133     # índice inicial 0-based para usar datos desde la fila indicada
134     start_idx = START_ROW_1BASED - 1
135
136     for idx_arch in grupo:
137         archivo = os.path.join(carpeta_promedios, f'promedio_{idx_arch}.csv')
138         if not os.path.exists(archivo):
139             print(f" Archivo no encontrado: promedio_{idx_arch}.csv")
140             continue
141
142         df = pd.read_csv(archivo)
143         if 'Spatial_fre' not in df.columns or 'hist' not in df.columns:
144             print(f" Columnas faltantes en: promedio_{idx_arch}.csv")
145             continue
146
147         nombre_base = f'promedio_{idx_arch}'
148         nombre_full = nombres_mapeo.get(nombre_base, nombre_base)    # ej:
149         "1.0-Br34-1"
150         try:
151             grosor, br, intensidad = nombre_full.split('-')
152             intensidad = int(intensidad)
153         except:
154             grosor, br, intensidad = grosor_tit, "Br??", inten_tit
155
156         # Usar datos a partir de la fila indicada
157         df_use = df.iloc[start_idx:]
158         x_raw = df_use['Spatial_fre'].to_numpy()
159         y      = df_use['hist'].to_numpy(dtype=float)
160         x      = x_raw * factor_lp_cm
161
162         # Curva principal por FR/BR (rotulación de curvas = BrXX)
163         etiqueta_curva = br

```

```

163     h_curve, = plt.plot(
164         x, y,
165         label=etiqueta_curva,
166         color=colores_filtro.get(br, None),
167         linewidth=2, alpha=0.95,
168     )
169     if etiqueta_curva not in [h.get_label() for h in curva_handles]:
170         curva_handles.append(h_curve)
171
172     # Guardar cruces por MTF (NO dibujar puntos aún: solo el intermedio se
graficará)
173     for mtf in niveles_mtf:
174         if mtf == 0.1:
175             f = interpolar_mtf10(x_raw, y, objetivo=mtf)
176             if np.isnan(f) or f > frecuencia_nyquist:
177                 f = frecuencia_nyquist
178             else:
179                 f = interpolar_frecuencia(x_raw, y, mtf, x_min=0.15)
180
181             if not np.isnan(f):
182                 f_exact = float(f)
183                 f_disp = round(f_exact, DECIMALS_LABEL)
184                 freqs_exact[mtf][br] = f_exact
185                 freqs_disp[mtf][br] = f_disp
186
187     # Líneas horizontales (leyenda MTF)
188     for mtf in niveles_mtf:
189         plt.axhline(y=mtf, color=colores_mtf[mtf], linestyle=estilos_mtf[mtf],
190             linewidth=1.2)
191
192     # Etiquetar/Graficar SOLO el valor intermedio por MTF
193     for mtf in niveles_mtf:
194         pares = []
195         for br, fex in freqs_exact[mtf].items():
196             pares.append((br, fex, freqs_disp[mtf][br]))
197         if not pares:
198             continue
199         pares.sort(key=lambda t: t[1])

```

```

199     elegido = escoger_intermedio(pares)
200     if elegido is None:
201         continue
202     br_sel, f_sel_exact, f_sel_disp = elegido
203
204     # Graficar solo el punto intermedio y su etiqueta
205     plt.scatter([f_sel_exact], [mtf], s=30, color=colores_mtf[mtf],
zorder=3)
206     plt.annotate(f"{f_sel_disp:.{DECIMALS_LABEL}f}", (f_sel_exact, mtf),
207                 textcoords="offset points", xytext=(0, 8),
208                 ha='center', fontsize=8, color='dimgray')
209
210     # Cálculo de % por nivel (min/max entre FR) y selección del máximo del
grupo
211     usar = freqs_disp if CALC_WITH_DISPLAY_NUMBERS else freqs_exact
212     max_porcentaje = -np.inf
213     max_mtf_label = None
214     resumen_texto = []
215     for mtf in niveles_mtf:
216         vals_dict = usar[mtf] # { 'Br34': f, 'Br40': f, ... }
217         if len(vals_dict) >= 2:
218             vmin = min(vals_dict.values())
219             vmax = max(vals_dict.values())
220             if vmin > 0:
221                 pct = (vmax / vmin - 1.0) * 100.0
222                 resumen_texto.append(f"{etiquetas_mtf[mtf]}: {pct:.2f}%
(min={vmin:.{DECIMALS_LABEL}f}, max={vmax:.{DECIMALS_LABEL}f})")
223                 if pct > max_porcentaje:
224                     max_porcentaje = pct
225                     max_mtf_label = mtf
226             else:
227                 resumen_texto.append(f"{etiquetas_mtf[mtf]}: N/D")
228
229     # Recuadro con el mayor % del grupo
230     if np.isfinite(max_porcentaje) and max_mtf_label is not None:
231         texto_caja = (f"Mayor diferencia entre FR\n"
232                      f" {etiquetas_mtf[max_mtf_label]}:
{max_porcentaje:.2f}%")

```

```

233         plt.gca().text(
234             0.02, 0.02, texto_caja,
235             transform=plt.gca().transAxes,
236             fontsize=9, ha='left', va='bottom',
237             bbox=dict(boxstyle="round", facecolor="white", alpha=0.75,
edgecolor='lightgray')
238         )
239
240     # Estética (título)
241     plt.xlabel('Frecuencia espacial (lp/cm)')
242     plt.ylabel('MTF')
243     plt.title(f'EDC {grosor_tit} mm - {inten_txt}') # IS n
244     plt.grid(True, alpha=0.25)
245
246     # Leyenda 1: Curvas (FR)
247     leg1 = plt.legend(handles=curva_handles, title='FR', fontsize=9,
loc='upper right')
248     plt.gca().add_artist(leg1)
249
250     # Leyenda 2: Niveles MTF (líneas proxy)
251     proxy_lines = [Line2D([0], [0], color=colores_mtf[m],
linestyle=estilos_mtf[m], linewidth=1.5) for m in niveles_mtf]
252     labels_mtf = [etiquetas_mtf[m] for m in niveles_mtf]
253     plt.legend(proxy_lines, labels_mtf, fontsize=9, loc='lower right')
254
255     plt.tight_layout()
256
257     # Guardar
258     nombre_grafico = f'grafico_hist_grupo_{n_grafico}.png'
259     ruta_salida = os.path.join(carpeta_graficos, nombre_grafico)
260     plt.savefig(ruta_salida, dpi=300)
261     plt.close()
262
263     # Consola
264     print(f" Guardado: {nombre_grafico}")
265     print(f"    EDC {grosor_tit} mm - {inten_txt} | Datos desde fila
{START_ROW_1BASED} | "
266           f"Cálculo con {'valores del gráfico' if CALC_WITH_DISPLAY_NUMBERS
else 'valores exactos'}")

```

```

267     for linea in resumen_texto:
268         print("    ", linea)
269     if np.isfinite(max_porcentaje) and max_mtf_label is not None:
270         print(f"    Mayor %: {max_porcentaje:.2f}% @
{etiquetas_mtf[max_mtf_label]}")
271     else:
272         print("    Mayor %: N/D")
273
274 print(" Gráficos por FR listos: título/leyendas ajustados (EDC, IS, FR) y solo
se etiqueta el punto intermedio por MTF.")

```

Curvas MTF por intensidad (ACR 464)

- Lee los CSV promediados (promedios_6_archivos) y agrupa por **mismo corte** (1.0/5.0 mm) y **mismo filtro BR** (Br34/Br40/Br51/Br60), variando solo la **intensidad SAFIRE** (1/3/5).
- Convierte la frecuencia a **lp/cm** y obtiene, por interpolación, las frecuencias para **MTF10/30/50/70**; MTF10 sin restricción y el resto con $x_{\min} = 0,15$, recortando a **Nyquist** si aplica.
- Grafica, por grupo, las **curvas MTF** de cada intensidad; traza líneas en 10/30/50/70 % y anota solo el **valor intermedio** por nivel MTF.
- Calcula la **diferencia porcentual** (min-max) entre intensidades por nivel MTF y destaca la **máxima** en el gráfico.
- Guarda un PNG por grupo en Curvas MTF/PorIntensidad con el título: “*Corte {mm} – Filtro {BR}*”.

```

1 import pandas as pd
2 import os
3 import glob
4 import matplotlib.pyplot as plt
5 import numpy as np
6 import re
7 from matplotlib.lines import Line2D
8

```

```

9 # ===== Configuración =====
10 # Fila inicial (1-based) de los DATOS a usar. Con 4, se omiten las 3 primeras
    filas.
11 START_ROW_1BASED = 4
12
13 # Usa los mismos valores que ves en el gráfico para calcular el %:
14 CALC_WITH_DISPLAY_NUMBERS = True    # True => usa valores redondeados a
    DECIMALS_LABEL
15 DECIMALS_LABEL = 1                  # decimales que se muestran en las
    etiquetas de los puntos
16 # =====
17
18 # Rutas
19 carpeta_promedios = r'C:\Users\cal1p\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\RE\promedio_
    s_4_archivos\promedios_6_archivos'
20 carpeta_graficos = r'C:\Users\cal1p\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\RE\Curvas
    MTF\PorIntensidad'
21 os.makedirs(carpeta_graficos, exist_ok=True)
22
23 # Factor de conversión a lp/cm y Nyquist
24 factor_lp_cm = 512 / (2 * 41.8)
25 frecuencia_nyquist = factor_lp_cm
26
27 # Interpolación general (con restricción x_min)
28 def interpolar_frecuencia(x, y, objetivo, x_min=0.15):
29     for i in range(len(y) - 1):
30         if x[i] < x_min or x[i+1] < x_min:
31             continue
32         if (y[i] - objetivo) * (y[i+1] - objetivo) <= 0:
33             x0, y0 = x[i], y[i]
34             x1, y1 = x[i + 1], y[i + 1]
35             if y1 == y0:
36                 return x0 * factor_lp_cm
37             freq_interp = x0 + (objetivo - y0) * (x1 - x0) / (y1 - y0)
38             return freq_interp * factor_lp_cm
39     return np.nan
40
41 # Interpolación sin restricción para MTF10

```

```

42 def interpolarmtf10(x, y, objetivo=0.1):
43     for i in range(len(y) - 1):
44         if (y[i] - objetivo) * (y[i+1] - objetivo) <= 0:
45             x0, y0 = x[i], y[i]
46             x1, y1 = x[i + 1], y[i + 1]
47             if y1 == y0:
48                 return x0 * factor_lp_cm
49             freq_interp = x0 + (objetivo - y0) * (x1 - x0) / (y1 - y0)
50             return freq_interp * factor_lp_cm
51     return np.nan
52
53 # Ordenar los archivos numéricamente
54 def extraer_numero(archivo):
55     nombre = os.path.splitext(os.path.basename(archivo))[0]
56     match = re.search(r'promedio_(\d+)', nombre)
57     return int(match.group(1)) if match else -1
58
59 archivos = sorted(glob.glob(os.path.join(carpeta_promedios, '*.csv')),
60                  key=extraer_numero)
61
62 # Niveles MTF (graficar y calcular)
63 niveles_mtf = [0.1, 0.3, 0.5, 0.7]
64 etiquetas_mtf = {0.1: 'MTF10', 0.3: 'MTF30', 0.5: 'MTF50', 0.7: 'MTF70'}
65 colores_mtf = {0.1: 'tab:purple', 0.3: 'tab:gray', 0.5: 'black', 0.7:
66                'tab:red'}
67 estilos_mtf = {0.1: ':', 0.3: '--', 0.5: '--', 0.7: '-.'}
68
69 # Curvas por intensidad (IS) - etiquetas cortas 1, 3, 5
70 colores_curvas = {1: 'tab:blue', 2: 'tab:green', 3: 'tab:orange'}
71 etiquetas_curvas = {1: "1", 2: "3", 3: "5"} # <- sin "IS " aquí
72
73 # Diccionario de nombres personalizados (Br se mantiene)
74 brs = ['Br34', 'Br40', 'Br51', 'Br60']
75 nombres_mapeo = {}
76 for idx, path in enumerate(archivos, start=1):
77     grosor = '1.0' if idx <= 12 else '5.0'
78     br_index = ((idx - 1) % 12) // 3
79     intensidad = ((idx - 1) % 3) + 1

```

```

78     nombre_archivo = f"{grosor}-{brs[br_index]}-{intensidad}"
79     nombres_mapeo[f"promedio_{idx}"] = nombre_archivo
80
81 # Procesar por bloques de 3 (misma combinación EDC/FR)
82 for i in range(0, len(archivos), 3):
83     bloque = archivos[i:i+3]
84     if len(bloque) < 3:
85         print(f" Bloque incompleto ({len(bloque)} archivos), se omite:",
86               bloque)
87         continue
88
89 plt.figure(figsize=(10, 6))
90 curva_handles = []
91
92 # Título
93 nombre_base0 = os.path.splitext(os.path.basename(bloque[0]))[0]
94 etiqueta0 = nombres_mapeo.get(nombre_base0, nombre_base0)
95 try:
96     grosor_tit, br_tit, _ = etiqueta0.split('-')
97 except:
98     grosor_tit, br_tit = "?", "?"
99
100 # Guardaremos: exactos y "visuales" (redondeados a DECIMALS_LABEL)
101 freqs_exact = {m: {} for m in niveles_mtf} # {mtf: {intensidad:
102     f_exact}}
103 freqs_disp = {m: {} for m in niveles_mtf} # {mtf: {intensidad:
104     f_redondeado}}
105
106 # índice inicial 0-based para usar datos desde la fila indicada
107 start_idx = START_ROW_1BASED - 1
108
109 for archivo in bloque:
110     df = pd.read_csv(archivo)
111     nombre_base = os.path.splitext(os.path.basename(archivo))[0]
112     etiqueta = nombres_mapeo.get(nombre_base, nombre_base)
113     try:
114         grosor, br, intensidad = etiqueta.split('-')
115         intensidad = int(intensidad)

```

```

113         except:
114             intensidad = 1
115
116         if 'Spatial_fre' not in df.columns or 'hist' not in df.columns:
117             print(f" Columnas faltantes en: {archivo}")
118             continue
119
120         # Usar datos a partir de la fila indicada
121         df_use = df.iloc[start_idx:]
122         x_raw = df_use['Spatial_fre'].to_numpy()
123         y      = df_use['hist'].to_numpy(dtype=float)
124         x      = x_raw * factor_lp_cm
125
126         # Curva por intensidad (IS) - etiquetas 1, 3, 5
127         h_curve, = plt.plot(
128             x, y,
129             label=etiquetas_curvas.get(intensidad, str(intensidad)),
130             color=colores_curvas.get(intensidad, 'tab:blue'),
131             linewidth=2, alpha=0.95,
132         )
133         if etiquetas_curvas.get(intensidad, str(intensidad)) not in
134         [h.get_label() for h in curva_handles]:
135             curva_handles.append(h_curve)
136
137         # Puntos MTF (dibujamos todos los puntos; más abajo solo etiquetamos
138         el intermedio)
139         for mtf in niveles_mtf:
140             if mtf == 0.1:
141                 f = interpolar_mtf10(x_raw, y, objetivo=mtf)
142                 if np.isnan(f) or f > frecuencia_nyquist:
143                     f = frecuencia_nyquist
144             else:
145                 f = interpolar_frecuencia(x_raw, y, mtf, x_min=0.15)
146
147             if not np.isnan(f):
148                 f_exact = float(f)
149                 f_disp  = round(f_exact, DECIMALS_LABEL)

```

```

149         freqs_exact[mtf][intensidad] = f_exact
150         freqs_disp[mtf][intensidad] = f_disp
151
152         plt.scatter([f_exact], [mtf], s=25, color=colores_mtf[mtf],
zorder=3)
153
154     # Líneas horizontales
155     for mtf in niveles_mtf:
156         plt.axhline(y=mtf, color=colores_mtf[mtf], linestyle=estilos_mtf[mtf],
linewidth=1.2)
157
158     # Etiquetar SOLO el valor intermedio (entre min y max) por MTF
159     for mtf in niveles_mtf:
160         vals = list(freqs_exact[mtf].items()) # [(intensidad, f_exact)]
161         if len(vals) >= 3:
162             vals.sort(key=lambda kv: kv[1]) # ordena por frecuencia
163             inten_med, f_med_exact = vals[1] # el del medio
164             f_med_disp = freqs_disp[mtf][inten_med]
165             plt.annotate(f"{f_med_disp:.{DECIMALS_LABEL}f}", (f_med_exact,
mtf),
166
167                             textcoords="offset points", xytext=(0, 8),
168                             ha='center', fontsize=8, color='dimgray')
169
170     # Cálculo de % por nivel (elige exactos o visuales)
171     usar = freqs_disp if CALC_WITH_DISPLAY_NUMBERS else freqs_exact
172     max_porcentaje = -np.inf
173     max_mtf_label = None
174     resumen_texto = []
175
176     for mtf in niveles_mtf:
177         vals_dict = usar[mtf] # {intensidad: freq}
178         if len(vals_dict) >= 2:
179             vmin = min(vals_dict.values())
180             vmax = max(vals_dict.values())
181             if vmin > 0:
182                 pct = (vmax / vmin - 1.0) * 100.0
183                 resumen_texto.append(f"{etiquetas_mtf[mtf]}: {pct:.2f}%
(min={vmin:.{DECIMALS_LABEL}f}, max={vmax:.{DECIMALS_LABEL}f})")

```

```

183         if pct > max_porcentaje:
184             max_porcentaje = pct
185             max_mtf_label = mtf
186     else:
187         resumen_texto.append(f"{etiquetas_mtf[mtf]}: N/D")
188
189     if np.isfinite(max_porcentaje) and max_mtf_label is not None:
190         texto_caja = (f"Mayor diferencia entre IS\n"
191                      f" {etiquetas_mtf[max_mtf_label]}:
192                      {max_porcentaje:.2f}%")
193         plt.gca().text(
194             0.02, 0.02, texto_caja,
195             transform=plt.gca().transAxes,
196             fontsize=9, ha='left', va='bottom',
197             bbox=dict(boxstyle="round", facecolor="white", alpha=0.75,
198                     edgecolor='lightgray')
199         )
200
201     # Estética
202     plt.xlabel('Frecuencia espacial (lp/cm)')
203     plt.ylabel('MTF')
204     plt.title(f'EDC {grosor_tit} mm - FR {br_tit}')
205     plt.grid(True, alpha=0.25)
206
207     # Leyendas
208     leg1 = plt.legend(handles=curva_handles, title='IS', fontsize=9,
209                     loc='upper right') # entradas: 1, 3, 5
210     plt.gca().add_artist(leg1)
211
212     proxy_lines = [Line2D([0], [0], color=colores_mtf[m],
213                          linestyle=estilos_mtf[m], linewidth=1.5) for m in niveles_mtf]
214     labels_mtf = [etiquetas_mtf[m] for m in niveles_mtf]
215     plt.legend(proxy_lines, labels_mtf, fontsize=9, loc='lower right')
216
217     plt.tight_layout()
218
219     # Guardar
220     nombre_grafico = f'grafico_hist_{i//3 + 1}.png'

```

```

217     ruta_salida = os.path.join(carpeta_graficos, nombre_grafico)
218     plt.savefig(ruta_salida, dpi=300)
219     plt.close()
220
221     # Consola
222     print(f" Guardado: {nombre_grafico}")
223     print(f"      EDC {grosor_tit} mm - FR {br_tit} | Datos desde fila
{START_ROW_1BASED} | "
224           f"Cálculo con {'valores del gráfico' if CALC_WITH_DISPLAY_NUMBERS
else 'valores exactos'}")
225     for linea in resumen_texto:
226         print("      ", linea)
227     if np.isfinite(max_porcentaje) and max_mtf_label is not None:
228         print(f"      Mayor %: {max_porcentaje:.2f}% @
{etiquetas_mtf[max_mtf_label]}")
229     else:
230         print("      Mayor %: N/D")
231
232 print(" Listo: MTF10/30/50/70 desde la fila indicada. Solo se etiqueta el
valor intermedio por MTF.")

```

MTF variando el EDC (ACR 464)

- Compara pares promedio_i vs. promedio_i+12 (i=1..12), manteniendo **filtro BR** e **intensidad SAFIRE** fijos y variando solo el **EDC** (1.0 mm vs 5.0 mm).
- Convierte la frecuencia a **lp/cm** y obtiene por interpolación **MTF10/30/50/70**; MTF10 sin restricción y el resto con $x_{\min} = 0,15$, recortando a **Nyquist** si aplica.
- Grafica ambas curvas (cortes 1.0 y 5.0 mm), traza líneas en 10/30/50/70% y anota solo el **punto intermedio** por nivel MTF.
- Calcula el $\Delta\%$ (min-max) entre cortes por nivel MTF y destaca el **mayor** en el gráfico.
- Exporta un PNG por par en Curvas MTF/PorCorte.

```

1 import pandas as pd
2 import os

```

```

3 import matplotlib.pyplot as plt
4 import numpy as np
5 import re
6 from matplotlib.lines import Line2D
7
8 # ===== Configuración =====
9 START_ROW_1BASED = 4
10 CALC_WITH_DISPLAY_NUMBERS = True    # True => usa valores redondeados a
    DECIMALS_LABEL
11 DECIMALS_LABEL = 1                  # decimales mostrados en etiquetas
12 # =====
13
14 # Rutas
15 carpeta_promedios = r'C:\Users\callp\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\RE\promedio_
    s_4_archivos\promedios_6_archivos'
16 carpeta_graficos = r'C:\Users\callp\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\RE\Curvas
    MTF\PorCorte'
17 os.makedirs(carpeta_graficos, exist_ok=True)
18
19 # Factor de conversión a lp/cm y Nyquist
20 factor_lp_cm = 512 / (2 * 41.8)
21 frecuencia_nyquist = factor_lp_cm
22
23 # Interpolación general (con restricción x_min)
24 def interpolar_frecuencia(x, y, objetivo, x_min=0.15):
25     for i in range(len(y) - 1):
26         if x[i] < x_min or x[i+1] < x_min:
27             continue
28         if (y[i] - objetivo) * (y[i+1] - objetivo) <= 0:
29             x0, y0 = x[i], y[i]
30             x1, y1 = x[i + 1], y[i + 1]
31             if y1 == y0:
32                 return x0 * factor_lp_cm
33             freq_interp = x0 + (objetivo - y0) * (x1 - x0) / (y1 - y0)
34             return freq_interp * factor_lp_cm
35     return np.nan
36
37 # Interpolación sin restricción para MTF10

```

```

38 def interpoliar_mtf10(x, y, objetivo=0.1):
39     for i in range(len(y) - 1):
40         if (y[i] - objetivo) * (y[i+1] - objetivo) <= 0:
41             x0, y0 = x[i], y[i]
42             x1, y1 = x[i + 1], y[i + 1]
43             if y1 == y0:
44                 return x0 * factor_lp_cm
45             freq_interp = x0 + (objetivo - y0) * (x1 - x0) / (y1 - y0)
46             return freq_interp * factor_lp_cm
47     return np.nan
48
49 # Ordenar los archivos numéricamente (si hicieras glob)
50 def extraer_numero(archivo):
51     nombre = os.path.splitext(os.path.basename(archivo))[0]
52     match = re.search(r'promedio_(\d+)', nombre)
53     return int(match.group(1)) if match else -1
54
55 # Niveles MTF (graficar y calcular)
56 niveles_mtf = [0.1, 0.3, 0.5, 0.7]
57 etiquetas_mtf = {0.1: 'MTF10', 0.3: 'MTF30', 0.5: 'MTF50', 0.7: 'MTF70'}
58 colores_mtf = {0.1: 'tab:purple', 0.3: 'tab:gray', 0.5: 'black', 0.7:
    'tab:red'}
59 estilos_mtf = {0.1: ':',          0.3: '--',          0.5: '--',          0.7: '-.'}
60
61 # Colores por EDC (antes "corte")
62 colores_corte = {'1.0': 'tab:blue', '5.0': 'tab:orange'}
63
64 # Diccionario de nombres personalizados
65 # (Br34/Br40/Br51/Br60 se mantienen tal cual)
66 brs = ['Br34', 'Br40', 'Br51', 'Br60']
67 nombres_mapeo = {}
68 for idx in range(1, 25):
69     grosor = '1.0' if idx <= 12 else '5.0'
70     br_index = ((idx - 1) % 12) // 3
71     intensidad = ((idx - 1) % 3) + 1
72     nombre_archivo = f"{grosor}-{brs[br_index]}-{intensidad}"
73     nombres_mapeo[f"promedio_{idx}"] = nombre_archivo
74

```

```

75 # SAFIRE -> IS para el texto mostrado
76 safire_map = {1: 'IS 1', 2: 'IS 3', 3: 'IS 5'}
77
78 def escoger_intermedio(sorted_pairs):
79     """
80     Recibe lista ORDENADA por frecuencia: [(label, f_exact, f_disp), ...]
81     Devuelve la tupla 'intermedia' a graficar/anotar.
82     - Si n es impar: el del centro.
83     - Si n es par: el más cercano al promedio de los dos valores centrales.
84     En empate, el inferior.
85     """
86     n = len(sorted_pairs)
87     if n == 0:
88         return None
89     if n == 1:
90         return sorted_pairs[0]
91     if n % 2 == 1:
92         return sorted_pairs[n // 2]
93     low = sorted_pairs[n // 2 - 1][1]
94     high = sorted_pairs[n // 2][1]
95     target = 0.5 * (low + high)
96     dl = abs(sorted_pairs[n // 2 - 1][1] - target)
97     dh = abs(sorted_pairs[n // 2][1] - target)
98     return sorted_pairs[n // 2 - 1] if dl <= dh else sorted_pairs[n // 2]
99
100 # Comparar promedio_i con promedio_{i+12} para i de 1 a 12
101 for i in range(1, 13):
102     plt.figure(figsize=(10, 6))
103     curva_handles = []
104
105     # Archivos del par
106     archivos_par = [f"promedio_{i}.csv", f"promedio_{i + 12}.csv"]
107
108     # Para título: toma metadatos del primero (FR e IS), y etiqueta EDC
109     1.0/5.0
110     etiqueta_i = nombres_mapeo.get(f"promedio_{i}", f"promedio_{i}")
111     try:
112         grosor_i, br_tit, inten_i = etiqueta_i.split('-')

```

```

112     inten_i = int(inten_i)
113     inten_txt = safire_map.get(inten_i, f"IS {inten_i}")
114 except:
115     br_tit, inten_txt = "FR??", "IS ?"
116
117     # Diccionarios para frecuencias por MTF y por EDC (exactas y redondeadas)
118     freqs_exact = {m: {} for m in niveles_mtf}
119     freqs_disp = {m: {} for m in niveles_mtf}
120
121     # índice inicial 0-based para usar datos desde la fila indicada
122     start_idx = START_ROW_1BASED - 1
123
124     # --- Dibujar curvas (1.0 mm y 5.0 mm) y recolectar cruces MTF ---
125     for archivo_nombre in archivos_par:
126         ruta_archivo = os.path.join(carpeta_promedios, archivo_nombre)
127         if not os.path.exists(ruta_archivo):
128             print(f" Archivo no encontrado: {ruta_archivo}")
129             continue
130
131         df = pd.read_csv(ruta_archivo)
132         if 'Spatial_fre' not in df.columns or 'hist' not in df.columns:
133             print(f" Columnas faltantes en: {archivo_nombre}")
134             continue
135
136         nombre_key = archivo_nombre.replace('.csv', '')
137         meta = nombres_mapeo.get(nombre_key, nombre_key) # ej: "1.0-Br34-1"
138         try:
139             grosor, br_now, inten_now = meta.split('-')
140         except:
141             grosor, br_now, inten_now = "?", br_tit, "?"
142
143         # Usar datos a partir de la fila indicada
144         df_use = df.iloc[start_idx:]
145         x_raw = df_use['Spatial_fre'].to_numpy()
146         y = df_use['hist'].to_numpy(dtype=float)
147         x = x_raw * factor_lp_cm
148
149         # Curva por EDC -> etiquetas cortas ("1.0 mm", "5.0 mm")

```

```

150     etiqueta_curva = f"{grosor} mm"
151     h_curve, = plt.plot(
152         x, y,
153         label=etiqueta_curva,
154         color=colores_corte.get(grosor, None),
155         linewidth=2, alpha=0.95,
156     )
157     if etiqueta_curva not in [h.get_label() for h in curva_handles]:
158         curva_handles.append(h_curve)
159
160     # Guardar cruces por MTF (NO dibujar puntos aún)
161     for mtf in niveles_mtf:
162         if mtf == 0.1:
163             f = interpolar_mtf10(x_raw, y, objetivo=mtf)
164             if np.isnan(f) or f > frecuencia_nyquist:
165                 f = frecuencia_nyquist
166             else:
167                 f = interpolar_frecuencia(x_raw, y, mtf, x_min=0.15)
168
169             if not np.isnan(f):
170                 f_exact = float(f)
171                 f_disp = round(f_exact, DECIMALS_LABEL)
172                 freqs_exact[mtf][grosor] = f_exact
173                 freqs_disp[mtf][grosor] = f_disp
174
175     # Líneas horizontales MTF
176     for mtf in niveles_mtf:
177         plt.axhline(y=mtf, color=colores_mtf[mtf], linestyle=estilos_mtf[mtf],
178             linewidth=1.2)
179
180     # Etiquetar/Graficar SOLO el valor intermedio por MTF (entre 1.0 mm y 5.0
181     mm)
182     for mtf in niveles_mtf:
183         pares = []
184         for g, fex in freqs_exact[mtf].items():
185             pares.append((g, fex, freqs_disp[mtf][g]))
186         if not pares:
187             continue

```

```

186     pares.sort(key=lambda t: t[1])
187     elegido = escoger_intermedio(pares)
188     if elegido is None:
189         continue
190     g_sel, f_sel_exact, f_sel_disp = elegido
191
192     # Graficar solo el punto intermedio y su etiqueta
193     plt.scatter([f_sel_exact], [mtf], s=30, color=colores_mtf[mtf],
194               zorder=3)
195     plt.annotate(f"{f_sel_disp:.{DECIMALS_LABEL}f}", (f_sel_exact, mtf),
196               textcoords="offset points", xytext=(0, 8),
197               ha='center', fontsize=8, color='dimgray')
198
199     # Cálculo de % por nivel (min/max entre EDC) y selección del máximo del
200     par
201     usar = freqs_disp if CALC_WITH_DISPLAY_NUMBERS else freqs_exact
202     max_porcentaje = -np.inf
203     max_mtf_label = None
204     resumen_texto = []
205     for mtf in niveles_mtf:
206         vals_dict = usar[mtf] # {'1.0': f, '5.0': f}
207         if len(vals_dict) >= 2:
208             vmin = min(vals_dict.values())
209             vmax = max(vals_dict.values())
210             if vmin > 0:
211                 pct = (vmax / vmin - 1.0) * 100.0
212                 resumen_texto.append(
213                     f"{etiquetas_mtf[mtf]}: {pct:.2f}% "
214                     f"(min={vmin:.{DECIMALS_LABEL}f},
215                     max={vmax:.{DECIMALS_LABEL}f})"
216                 )
217             if pct > max_porcentaje:
218                 max_porcentaje = pct
219                 max_mtf_label = mtf
220         else:
221             resumen_texto.append(f"{etiquetas_mtf[mtf]}: N/D")
222
223     # Recuadro con el mayor % del par

```

```

221     if np.isfinite(max_porcentaje) and max_mtf_label is not None:
222         texto_caja = (f"Mayor diferencia entre EDC\n"
223                        f" {etiquetas_mtf[max_mtf_label]}:"
224                        f"{max_porcentaje:.2f}%")
225         plt.gca().text(
226             0.02, 0.02, texto_caja,
227             transform=plt.gca().transAxes,
228             fontsize=9, ha='left', va='bottom',
229             bbox=dict(boxstyle="round", facecolor="white", alpha=0.75,
230                       edgecolor='lightgray')
231         )
232
233     # Estética
234     plt.xlabel('Frecuencia espacial (lp/cm)')
235     plt.ylabel('MTF')
236     plt.title(f'FR {br_tit} - {inten_txt}') # BrXX se mantiene
237     plt.grid(True, alpha=0.25)
238
239     # Leyenda 1: Curvas (EDC) -> ahora entradas cortas "1.0 mm" / "5.0 mm"
240     leg1 = plt.legend(handles=curva_handles, title='EDC', fontsize=9,
241                      loc='upper right')
242     plt.gca().add_artist(leg1)
243
244     # Leyenda 2: Niveles MTF (líneas proxy)
245     proxy_lines = [Line2D([0], [0], color=colores_mtf[m],
246                           linestyle=estilos_mtf[m], linewidth=1.5) for m in niveles_mtf]
247     labels_mtf = [etiquetas_mtf[m] for m in niveles_mtf]
248     plt.legend(proxy_lines, labels_mtf, fontsize=9, loc='lower right')
249
250     plt.tight_layout()
251
252     # Guardar gráfico
253     nombre_grafico = f'grafico_hist_comparacion_{i}.png'
254     ruta_salida = os.path.join(carpeta_graficos, nombre_grafico)
255     plt.savefig(ruta_salida, dpi=300)
256     plt.close()
257
258     # Consola

```

```

255     print(f" Guardado: {nombre_grafico}")
256     print(f"    FR {br_tit} - {inten_txt} | Datos desde fila
{START_ROW_1BASED} | "
257           f"Cálculo con {'valores del gráfico' if CALC_WITH_DISPLAY_NUMBERS
else 'valores exactos'}")
258     for linea in resumen_texto:
259         print("    ", linea)
260     if np.isfinite(max_porcentaje) and max_mtf_label is not None:
261         print(f"    Mayor %: {max_porcentaje:.2f}% @
{etiquetas_mtf[max_mtf_label]}")
262     else:
263         print("    Mayor %: N/D")
264
265 print(" Gráficos generados comparando i vs i+12 (1..12), solo se etiqueta el
punto intermedio por MTF y se reporta el % máximo.")

```

Efecto de la intensidad SAFIRE en ruido y uniformidad (ACR 464)

Este análisis indaga, de forma directa y concisa, si la **intensidad del algoritmo SAFIRE** influye en el *ruido* y *uniformidad*. El script toma bloques de 18 mediciones, los organiza en tres grupos de 6 (uno por cada nivel de SAFIRE) y aplica la *prueba de Friedman* para medidas repetidas. Se reportan el estadístico y el valor p , destacando diferencias cuando $p < 0,01$, y se guarda un resumen en Excel para su revisión.

```

1 import pandas as pd
2 from scipy.stats import friedmanchisquare
3 import os
4
5 # Ruta al archivo original
6 file_path = r"C:\Users\cal1p\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\Resultados\ analisis _
uniformidad_resultados.csv"
7
8 # Extraer carpeta destino
9 carpeta_destino = os.path.dirname(file_path)
10
11 # Leer columnas específicas (ejemplo: C y E = índices 2 y 4)

```

```

12 column_indices = [2, 4]
13 materiales = ['Uniformidad', 'Ruido']
14
15 # Leer CSV
16 df = pd.read_csv(file_path, usecols=column_indices)
17 df.columns = materiales
18
19 print(" Archivo cargado con las siguientes columnas:")
20 print(df.head())
21
22 # Análisis
23 resultados = []
24 for material in df.columns:
25     datos = df[material].dropna().reset_index(drop=True)
26     total = len(datos)
27     print(f"\n Analizando material: {material} - Total datos: {total}")
28
29     for i in range(0, total, 18):
30         if i + 18 <= total:
31             g1 = datos[i:i+6]
32             g2 = datos[i+6:i+12]
33             g3 = datos[i+12:i+18]
34
35             # Verificar los bloques (solo el primero por material)
36             if i == 0:
37                 print(f"   Verificando bloque {i+1}-{i+18}")
38                 print("   G1:", list(g1))
39                 print("   G2:", list(g2))
40                 print("   G3:", list(g3))
41
42             # Friedman
43             stat_f, p_f = friedmanchisquare(g1, g2, g3)
44             resultado = {
45                 'Material': material,
46                 'Bloque': f"{i+1}-{i+18}",
47                 'Friedman_stat': stat_f,
48                 'Friedman_p': p_f,
49                 'Significativo': p_f < 0.01

```

```
50         }
51
52         if p_f < 0.01:
53             resultado["Conclusión"] = "Diferencia detectada (Friedman)"
54         else:
55             resultado["Conclusión"] = "Sin efecto estadístico claro"
56
57         resultados.append(resultado)
58
59 # Exportar resultados
60 df_resultados = pd.DataFrame(resultados)
61 archivo_salida = os.path.join(
62     r"C:\Users\calip\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\Resultados\Pruebas
63     estadísticas",
64     "resultados_friedman_uniformidad_ruido.xlsx"
65 )
66 df_resultados.to_excel(archivo_salida, index=False)
67
68 # Confirmar exportación
69 if os.path.exists(archivo_salida):
70     print(f"\n Resultados guardados correctamente en:\n{archivo_salida}")
71 else:
72     print(" Error al guardar el archivo.")
73
74 # Bloque de prueba artificial (opcional, solo con Friedman)
75 print("\n Prueba artificial para validar funcionamiento del test:")
76 g1 = [1, 2, 3, 4, 5, 6]
77 g2 = [1.1, 2.1, 3.1, 4.1, 5.1, 6.1]
78 g3 = [10, 11, 12, 13, 14, 15]
79
80 stat, p = friedmanchisquare(g1, g2, g3)
81 print(f"Friedman de prueba: p = {p:.4f}")
```

Efecto de la intensidad SAFIRE en los números CT (ACR 464)

Este análisis verifica si la **intensidad de SAFIRE** altera los **números CT** de los materiales del *phantom ACR 464* (Hueso, Polietileno, Acrílico, Agua y Aire). El script lee las series por material, organiza cada **18** mediciones en **tres grupos** de 6 (uno por nivel de SAFIRE) y aplica la **prueba de Friedman** ($\alpha = 0,01$) para detectar diferencias entre intensidades. Se reportan estadístico y valor p por material/bloque y se guarda un resumen en Excel.

```

1 import pandas as pd
2 from scipy.stats import friedmanchisquare
3 import os
4
5 # Ruta al archivo original
6 file_path = r"C:\Users\calip\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\Resultados\resultad_
  os_materiales_todos.csv"
7
8 # Extraer carpeta destino
9 carpeta_destino = os.path.dirname(file_path)
10
11 # Leer columnas C, E, G, I, K = índices 2, 4, 6, 8, 10
12 column_indices = [2, 4, 6, 8, 10]
13 materiales = ['Hueso', 'Polietileno', 'Acrílico', 'Agua', 'Aire']
14
15 # Leer CSV
16 df = pd.read_csv(file_path, usecols=column_indices)
17 df.columns = materiales
18
19 print(" Archivo cargado con las siguientes columnas:")
20 print(df.head())
21
22 ALPHA = 0.01 # umbral de significancia para Friedman
23
24 # Análisis
25 resultados = []
26 for material in df.columns:
27     datos = df[material].dropna().reset_index(drop=True)
```

```

28     total = len(datos)
29     print(f"\n Analizando material: {material} - Total datos: {total}")
30
31     for i in range(0, total, 18):
32         if i + 18 <= total:
33             g1 = datos[i:i+6]
34             g2 = datos[i+6:i+12]
35             g3 = datos[i+12:i+18]
36
37             # Verificar los bloques (solo el primero por material)
38             if i == 0:
39                 print(f"    Verificando bloque {i+1}-{i+18}")
40                 print("    G1:", list(g1))
41                 print("    G2:", list(g2))
42                 print("    G3:", list(g3))
43
44             # Friedman (3 grupos emparejados)
45             stat_f, p_f = friedmanchisquare(g1, g2, g3)
46
47             resultado = {
48                 'Material': material,
49                 'Bloque': f"{i+1}-{i+18}",
50                 'Friedman_stat': stat_f,
51                 'Friedman_p': p_f,
52                 'Significativo': p_f < ALPHA
53             }
54
55             if p_f < ALPHA:
56                 resultado["Conclusión"] = "Diferencia detectada (Friedman)"
57             else:
58                 resultado["Conclusión"] = "Sin efecto estadístico claro"
59
60             resultados.append(resultado)
61
62 # Exportar resultados
63 df_resultados = pd.DataFrame(resultados)
64
65 salida_dir = r"C:\Users\cal1p\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\Resultados\Pruebas
    estadísticas"

```

```

66 os.makedirs(salida_dir, exist_ok=True)
67 archivo_salida = os.path.join(salida_dir,
    "resultados_friedman_sin_posthoc.xlsx")
68
69 df_resultados.to_excel(archivo_salida, index=False)
70
71 # Confirmar exportación
72 if os.path.exists(archivo_salida):
73     print(f"\n Resultados guardados correctamente en:\n{archivo_salida}")
74 else:
75     print(" Error al guardar el archivo.")

```

Uniformidad y ruido (ACR 464)

El script recorre los `Corte*.csv`, toma las primeras 54 filas y, en cada imagen, evalúa seis grupos de nueve ROIs (ocho periféricas y una central). La **uniformidad** se calcula como el máximo $|\bar{I}_{\text{perif}} - \bar{I}_{\text{central}}|$, marcando *Cumple* si < 5 HU. El **ruido** se toma como la `StdDev` de la ROI central y se expresa en % respecto a 1000 HU; *Cumple* si $< 2,728\%$. Los resultados se guardan en `analisis_uniformidad_resultados.csv`. Para la evaluación de calidad de imagen se empleó la medición de la **imagen central**.

```

1 import os
2 import pandas as pd
3
4 folder = r'C:\Users\calip\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\Resultados'
5 archivos = [f for f in os.listdir(folder) if f.startswith('Corte') and
    f.endswith('.csv')]
6
7 resultados = []
8
9 for archivo in archivos:
10     path = os.path.join(folder, archivo)
11     df = pd.read_csv(path)
12     df.columns = df.columns.str.strip()
13
14     # Solo toma las primeras 54 filas después del encabezado
15     datos = df.iloc[0:54].reset_index(drop=True)

```

```

16
17     # Solo procesa si hay al menos 54 filas
18     if len(datos) < 54:
19         print(f"{archivo} tiene menos de 54 filas de datos.")
20         continue
21
22     for grupo in range(6):
23         start = grupo * 9
24         end = start + 9
25         grupo_datos = datos.iloc[start:end].reset_index(drop=True)
26         if len(grupo_datos) < 9:
27             continue
28         mean_central = grupo_datos.iloc[8]['Mean']
29         diferencias = grupo_datos.iloc[:8]['Mean'] - mean_central
30         max_dif = diferencias.abs().max()
31         cumple_uniformidad = 'Cumple' if max_dif < 5 else 'No cumple'
32         stddev_central = grupo_datos.iloc[8]['StdDev']
33
34         # Nuevo criterio para el ruido
35         porcentaje_ruido = (stddev_central / 1000) * 100
36         cumple_stddev = 'Cumple' if porcentaje_ruido < 2.728 else 'No cumple'
37
38         resultados.append({
39             'Archivo': archivo,
40             'Grupo': grupo + 1,
41             'Max_Dif_Uniformidad': max_dif,
42             'Cumple_Uniformidad': cumple_uniformidad,
43             'StdDev_Central': stddev_central,
44             'Porcentaje_Ruido': porcentaje_ruido,
45             'Cumple_StdDev': cumple_stddev
46         })
47
48     # Guardar resultados en CSV
49     df_resultados = pd.DataFrame(resultados)
50     df_resultados.to_csv(
51         os.path.join(folder, ' analisis_uniformidad_resultados.csv'), index=False,
52         float_format='%.3f')

```

```
53 print(df_resultados)
```

NCT por material (ACR 464)

El script recorre los CSV de resultados, toma las filas a partir del registro de materiales y, para cada **corte**, extrae los **números CT** (Mean) de **Hueso, Polietileno, Acrílico, Agua y Aire**. Cada valor se contrasta con rangos de referencia (HU) y se etiqueta OK/NO; luego consolida todo en `resultados_materiales_todos.csv`. Aunque procesa todos los cortes disponibles, para reportar la **calidad de imagen** se consideró el **corte central** de cada combinación.

```
1 import pandas as pd
2 import os
3
4 folder = r"C:\Users\calip\OneDrive\Desktop\Datos\DICOM\Resultados"
5
6 criterios = {
7     "Hueso": (850, 970),
8     "Polietileno": (-107, -84),
9     "Acrílico": (110, 135),
10    "Agua": (-7, 7),
11    "Aire": (-1005, -970)
12 }
13 materiales = ["Hueso", "Polietileno", "Acrílico", "Agua", "Aire"]
14
15 # Lista para guardar todos los resultados juntos
16 todos_los_resultados = []
17
18 for filename in os.listdir(folder):
19     if filename.lower().endswith(".csv"):
20         file_path = os.path.join(folder, filename)
21         df = pd.read_csv(file_path)
22         df.columns = df.columns.str.strip()
23
24         # Solo desde la fila 55 (índice 54) en adelante
25         df_ct = df.iloc[54:].reset_index(drop=True)
```

```

27         if 'Mean' not in df_ct.columns:
28             print(f"Advertencia: En {filename} no existe columna 'Mean'.
Columnas reales: {df_ct.columns.tolist()}")
29             continue
30
31         n_cortes = len(df_ct) // 5
32
33         for corte in range(n_cortes):
34             corte_result = {
35                 "Archivo": filename,
36                 "Corte": corte + 1
37             }
38             for j, mat in enumerate(materiales):
39                 idx = corte * 5 + j
40                 valor = df_ct.iloc[idx]["Mean"]
41                 lim_inf, lim_sup = criterios[mat]
42                 cumple = lim_inf <= valor <= lim_sup
43
44                 # Columna con valor numérico
45                 corte_result[mat] = round(valor, 2)
46                 # Columna con OK / NO
47                 corte_result[f"{mat}_eval"] = "OK" if cumple else "NO"
48
49             todos_los_resultados.append(corte_result)
50
51         if len(df_ct) % 5 != 0:
52             print(f"¡Ojo! En {filename} hay {len(df_ct) % 5} fila(s) extra que
no se analizaron.")
53
54 # Guardar CSV
55 resultados_df = pd.DataFrame(todos_los_resultados)
56 output_file = os.path.join(folder, "resultados_materiales_todos.csv")
57 resultados_df.to_csv(output_file, index=False)
58 print(f"¡Archivo global guardado: {output_file}!")

```

Apéndice C

Macros de ImageJ

Uniformidad y números CT (ACR 464)

Esta macro automatiza la extracción de uniformidad, ruido y números CT recorriendo todas las combinaciones de **corte** (1 mm, 5 mm), **filtro BR** (1–4) e **intensidad SAFIRE** (1–3). Para cada combinación abre la secuencia correspondiente, carga las ROIs desde `Uniformidad.zip` y `CT number.zip`, y mide conjuntos de ROIs a lo largo de **6 cortes** seleccionados según el espesor (1 mm: #856–861 y #935–940; 5 mm: #170–175 y #185–190). Tras cada bloque de medidas, limpia el *ROI Manager* y guarda dos archivos por combinación: `.csv` con resultados y `.txt` con la información de la serie, usando el patrón `Corte{corte}_Br{br}_Int{int}`. Con ello genera, de forma reproducible, las tablas necesarias para evaluar uniformidad y NCT en las $2 \times 4 \times 3 = 24$ configuraciones.

```

1 corteList = newArray("1 mm", "5 mm");
2 grupo = 1; // Contador de grupo
3
4 for (k = 0; k < corteList.length; k++) {                                // Recorre los cortes
5     corte = corteList[k];
6
7     for (br = 1; br <= 4; br++) {
8         for (i = 0; i < 3; i++) {
9             intensidad = i + 1;
10            imagenesDir =
                "C:/Users/cal1p/OneDrive/Desktop/Datos/DICOM/Imagenes/Thorax - Corte " + corte
                + " - Br-" + br + " - Intensidad " + intensidad + "/Imagenes/";
11

```

```
12         // Selecciona los rangos de imágenes según el corte
13         if (corte == "1 mm") {
14             startTest1 = 856; endTest1 = 861;
15         } else if (corte == "5 mm") {
16             startTest1 = 170; endTest1 = 175;
17         }
18
19         File.openSequence(imagenesDir, "start=" + startTest1);
20 run("ROI Manager...");
21 roiManager("Open", "C:/Users/calip/OneDrive/Desktop/Datos/Uniformidad.zip");
22 roiManager("Select", 0);
23 roiManager("Select", newArray(0,1));
24 roiManager("Select", newArray(0,1,2));
25 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3));
26 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3,4));
27 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3,4,5));
28 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3,4,5,6));
29 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3,4,5,6,7));
30 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3,4,5,6,7,8));
31 roiManager("Measure");
32 run("Next Slice [>]");
33 roiManager("Measure");
34 run("Next Slice [>]");
35 roiManager("Measure");
36 run("Next Slice [>]");
37 roiManager("Measure");
38 run("Next Slice [>]");
39 roiManager("Measure");
40 run("Next Slice [>]");
41 roiManager("Measure");
42 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3,4,5));
43 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3,4,5,6));
44 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3,4,5,6,7));
45 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3,4,5,6,7,8));
46 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3,4,5,6,7,8,9));
47 roiManager("Deselect");
48 roiManager("Delete");
49
```

```
50 if (corte == "1 mm") {
51     startTest1 = 935; endTest1 = 940;
52 } else if (corte == "5 mm") {
53     startTest1 = 185; endTest1 = 190;
54 }
55
56 File.openSequence(imagenesDir, "start=" + startTest1);
57 roiManager("Open", "C:/Users/callp/OneDrive/Desktop/Datos/CT number.zip");
58 roiManager("Select", 0);
59 roiManager("Select", newArray(0,1));
60 roiManager("Select", newArray(0,1,2));
61 roiManager("Select", 4);
62 roiManager("Select", 0);
63 roiManager("Select", newArray(0,1));
64 roiManager("Select", newArray(0,1,2));
65 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3));
66 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3,4));
67 roiManager("Measure");
68 run("Next Slice [>]");
69 roiManager("Measure");
70 run("Next Slice [>]");
71 roiManager("Measure");
72 run("Next Slice [>]");
73 roiManager("Measure");
74 run("Next Slice [>]");
75 roiManager("Measure");
76 run("Next Slice [>]");
77 roiManager("Measure");
78 roiManager("Select", 0);
79 roiManager("Select", newArray(0,1));
80 roiManager("Select", newArray(0,1,2));
81 roiManager("Select", 4);
82 roiManager("Select", 0);
83 roiManager("Select", newArray(0,1));
84 roiManager("Select", newArray(0,1,2));
85 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3));
86 roiManager("Select", newArray(0,1,2,3,4));
87 roiManager("Deselect");
```

```

88 roiManager("Delete");
89 run("Close");
90 saveAs("Results",
    "C:/Users/calip/OneDrive/Desktop/Datos/DICOM/Resultados/Corte" + corte + "_Br"
    + br + "_Int" + intensidad + ".csv");
91 run("Show Info...");
92 saveAs("Text", "C:/Users/calip/OneDrive/Desktop/Datos/DICOM/Resultados/Corte"
    + corte + "_Br" + br + "_Int" + intensidad + ".txt");
93 run("Clear Results");
94
95 }
96
97 }
98
99 }

```

MTF para resolución espacial (ACR 464)

Esta macro recorre sistemáticamente todas las combinaciones de **espesor de corte** (1 mm, 5 mm), **filtro BR** (1–4) e **intensidad** (1–3). Para cada combinación abre la serie correspondiente, carga el conjunto de ROIs *Resolucion Espacial.zip* y, en **seis cortes** predefinidos según el espesor, ejecuta el plugin MTF sobre **cuatro ROIs** por corte. En cada paso guarda la **metadata** de la imagen (.txt) y los **resultados del MTF** (.csv) con el patrón {grupo}-{slice}-{roi}, limpia el *ROI Manager*/ventanas temporales y continúa con la siguiente combinación. El procedimiento genera, de forma reproducible, los archivos necesarios para construir las curvas MTF por ROI y evaluar la **resolución espacial** en las $2 \times 4 \times 3 = 24$ configuraciones, abarcando 6 cortes y 4 ROIs por configuración.

```

1 corteList = newArray("1 mm", "5 mm");
2 grupo = 1; // Contador de grupo
3
4 for (k = 0; k < corteList.length; k++) {
5     corte = corteList[k];
6
7     for (br = 1; br <= 4; br++) {
8         for (i = 0; i < 3; i++) {

```

```

9             intensidad = i + 1;
10            imagenesDir =
"C:/Users/cal1p/OneDrive/Desktop/Datos/DICOM/Imagenes/Thorax - Corte " + corte
+ " - Br-" + br + " - Intensidad " + intensidad + "/Imagenes/";
11
12            // Selecciona los rangos de imágenes según el corte
13            if (corte == "1 mm") {
14                startTest1 = 856; endTest1 = 861;
15            } else if (corte == "5 mm") {
16                startTest1 = 170; endTest1 = 175;
17            }
18
19            File.openSequence(imagenesDir, "start=" + startTest1);
20
21            run("ROI Manager...");
22            roiManager("Open",
"C:/Users/cal1p/OneDrive/Desktop/Datos/Resolucion Espacial.zip");
23
24            for (slice = 1; slice <= (endTest1 - startTest1 + 1); slice++) {
25                setSlice(slice);
26                for (roi = 0; roi < 4; roi++) {
27                    // Nombre base para archivos
28                    nombreBase =
"C:/Users/cal1p/OneDrive/Desktop/Datos/DICOM/RE/" + grupo + "-" + slice + "-"
+ (roi+1);
29
30                    // Selecciona imagen original y guarda su metadata
31                    selectImage("Imagenes");
32                    run("Show Info...");
33                    saveAs("Text", nombreBase + ".txt");
34
35                    // Ejecuta análisis MTF para el ROI
36                    roiManager("Select", roi);
37                    run("MTF");
38                    saveAs("Results", nombreBase + ".csv");
39
40                    // Cierra ventanas extra generadas por el plugin MTF
41                    while (nImages > 1) {

```

```
42         selectImage(nImages);
43         close();
44     }
45     selectImage("Imagenes");
46 }
47 }
48 roiManager("Deselect"); roiManager("Delete");
49 run("Clear Results");
50 close();
51 grupo = grupo + 1; // Avanza el grupo para el siguiente ciclo
52 }
53 }
54 }
```

3D Torso

Para obtener la información de ruido, uniformidad y número CT para 3D Torso, se emplearon modificaciones de los códigos de ImageJ antes presentados con los respectivos ROIs