
Desarrollo de un fantoma clínico mediante impresión 3D para control de calidad en tomografía computarizada

Ángel Josué Nij Culajay



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ciencias y Humanidades

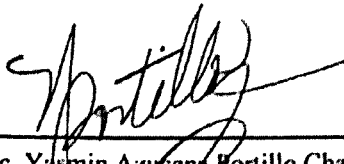


**Desarrollo de un fantoma clínico mediante impresión
3D para control de calidad en tomografía
computarizada**

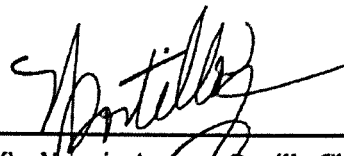
Trabajo de graduación en modalidad de tesis presentado por
Ángel Josué Nij Culajay
para optar al grado académico de Licenciado en Física

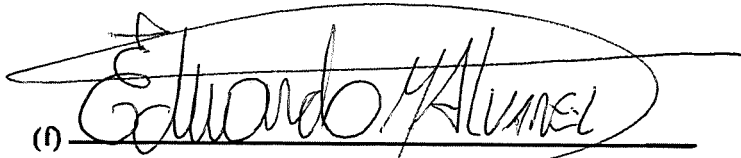
Guatemala, 26 de noviembre de 2025

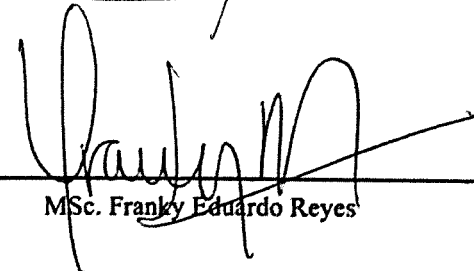
Vo.Bo.:

(f) 
MSc. Yasmin Azucena Portillo Chang

Tribunal Examinador:

(f) 
MSc. Yasmin Azucena Portillo Chang

(f) 
MSc. Eduardo Alvarez

(f) 
MSc. Franky Eduardo Reyes

Fecha de aprobación: Guatemala , 26 de noviembre del 2025.

El presente trabajo, Desarrollo de un fantoma clínico mediante impresión 3D, surge del interés por explorar el potencial de la impresión 3D en el área de la física médica. Esta tecnología llamó mi atención a mediados de la carrera, debido a la libertad creativa que propone y la posibilidad de materializar ideas como la fabricación de equipos de laboratorio o dispositivos que permitan realizar mediciones en el ámbito de la física.

Durante el desarrollo de este proyecto fue necesario abordar temas como el análisis de imágenes médicas, la caracterización de parámetros físicos de calidad y el uso de software especializado para la evaluación de imágenes. Conforme investigaba cada uno de estos temas, mi interés por ellos aumentó aún más. Esta tesis representa mi aporte, desde un enfoque accesible, a la mejora del control de calidad en equipos de imagenología médica.

Asimismo, dedico este trabajo principalmente a mi familia, en especial a mi madre Silvia, a mi hermano Luis y a mi hermana Gabriela, por su apoyo incondicional y por darme la motivación necesaria para completar cada etapa de este proyecto. También a la memoria de mi padre, Luis Felipe, que en paz descanse, quien siempre procuró brindarme las mejores oportunidades para estudiar.

El desarrollo del proyecto fue posible gracias al apoyo recibido en distintas etapas del proceso. La orientación técnica, el acceso a recursos y las palabras de ánimo fueron importantes para concretar este trabajo.

Quiero aprovechar la oportunidad para expresar mi agradecimiento a mi asesora, MSc. Yasmin Portillo, por su apoyo y atención desde el momento en que le compartí la idea del proyecto, así como por su ayuda para establecer contacto con otros profesionales y su acompañamiento durante el proceso de medición. Agradezco profundamente al MSc. Franky Reyes por su apoyo constante en cada etapa de este trabajo, en especial por su colaboración en las pruebas realizadas en sus impresoras y por facilitarme documentos técnicos para el diseño del maniquí. Les agradezco sinceramente el tiempo que me dedicaron, incluso dentro de su jornada laboral, para asesorarme y resolver mis dudas. Contar con la guía de ambos permitió que el proyecto se llevara a cabo de manera adecuada.

Finalmente, quiero agradecer al Departamento de Física de la Universidad del Valle de Guatemala y, en especial, al Director MSc. Eduardo Álvarez, por su apoyo y guía durante toda la carrera.

Glosario de términos y abreviaturas

Término / Abreviatura	Descripción
AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina (American Association of Physicists in Medicine)
ACR	Colegio Americano de Radiología (American College of Radiology)
QA	Aseguramiento de la calidad (<i>quality assurance</i>)
CNR	Relación contraste-ruido (<i>contrast-to-noise ratio</i>)
QC	Control de calidad (<i>quality control</i>)
CTDI ₁₀₀	Índice de dosis en tomografía computarizada para una longitud de integración de 100 mm (<i>computed tomography dose index 100</i>)
CTDI _{vol}	Índice de dosis volumétrico en tomografía computarizada (<i>volume computed tomography dose index</i>)
ESF	Función de dispersión de borde (<i>edge spread function</i>)
HU	Unidades hounsfield (<i>hounsfield units</i>)
IAEA / OIEA	Organismo Internacional de Energía Atómica (International Atomic Energy Agency)
LSF	Función de dispersión lineal (<i>line spread function</i>)
MDF	Modelado por deposición fundida (<i>fused deposition modeling</i>)
MTF	Función de transferencia de modulación (<i>modulation transfer function</i>)
OBJ (.OBJ)	Formato de archivo para geometría 3D (<i>object file format</i>)
PETG	Polietileno tereftalato glicol (<i>polyethylene terephthalate glycol</i>)
PSF	Función de dispersión puntual (<i>point spread function</i>)
SNR	Relación señal-ruido (<i>signal-to-noise ratio</i>)
STL (.STL)	Formato de archivo estándar para impresión 3D (<i>StereoLithography</i>)
TC	Tomografía computarizada
TEC-DOC 1958	Documento técnico del OIEA sobre control de calidad en tomografía computarizada

Prefacio	IV
Glosario	IV
Lista de figuras	IX
Lista de cuadros	X
Resumen	XI
1. Introducción	1
2. Objetivos	2
2.1. Objetivo general	2
2.2. Objetivos específicos	2
3. Justificación	3
4. Antecedentes	4
5. Marco teórico	6
5.1. Imagenología médica	6
5.2. Fantomas	7
5.3. Tomografía computarizada	9
5.3.1. Características del equipo de tomografía computarizada.	10
5.3.2. Sistema de reconstrucción de imagen	14
5.4. Calidad de la imagen	18
5.4.1. Resolución espacial.	19
5.4.2. Artefactos	27
5.4.3. Ruido	29
5.4.4. Contraste	29
5.4.5. Razón contraste-ruido	30
5.5. Control de calidad	31
5.5.1. Estándares internacionales	31
5.5.2. Pruebas de control de calidad	32
5.5.3. CTDI	33
5.5.4. DLP	35
5.6. Impresión 3D	35

5.6.1. Modelado por deposición fundida	36
6. Materiales y métodos	37
6.0.1. Impresora 3D	37
6.0.2. Diseño del fantoma	39
6.0.3. Costos de fabricación del fantoma	43
6.0.4. Adquisición de imágenes	43
6.0.5. Medición de CTDI	44
6.0.6. Cálculo $CTDI_{VOL}$	44
6.0.7. Exportación y visualización de imágenes	44
6.0.8. Análisis cuantitativo: resolución espacial	44
6.0.9. Análisis cuantitativo: bajo contraste	46
6.0.10. Análisis cuantitativo: uniformidad	46
7. Resultados	47
7.1. Calidad de las piezas	47
7.2. Resultados de impresión	49
7.3. Precisión dimensional	51
7.4. Evaluación del fantoma	52
7.5. Resultados de pruebas	55
8. Discusión de resultados	65
9. Conclusiones	71
10.Recomendaciones	72
Bibliografía	74
Anexos	75
A. Planos de construcción del fantoma	75
B. Proceso de calibración de la impresora	81
C. Cálculos del CTDI	87

5.1. A) Fotografía del fantoma ACR. B) Diagrama de los 4 módulos incluidos en el fantoma.	8
5.2. A) Fotografía del fantoma Catphan 700 Housing, B) Dos de los módulos dentro del fantoma correspondiente a geometría y resolución respectivamente	8
5.3. Crecimiento del uso clínico de la tomografía computarizada (CT) en Estados Unidos entre 1980 y 2006	10
5.4. Esquema de los componentes principales para un tubo de Rayos X	11
5.5. Arreglo de detectores utilizado en un equipo de TC	12
5.6. Sistema TC de tercera generación	13
5.7. Esquema de colimadores en un equipo de TC	14
5.8. Principio de atenuación de un haz de rayos X, donde cada elemento puede tener un coeficiente de atenuación diferente	15
5.9. Transformada de Radon	15
5.10. Representación del teorema de corte central. Al aplicar la transformada de Radon a una función $F(x, y)$ obtenemos la proyección g_θ . Al aplicarle la transformada Fourier obtenemos $G(w)$. En la mitad derecha, se toma la transformada de Fourier bidimensional de la porción naranja de $F(x, y)$ paralela a la línea de proyección. Esta transformada de Fourier bidimensional también equivale a la función G naranja representada en la parte superior de la imagen	16
5.11. Reconstrucción de imagen utilizando FBP, con 10, 100 y 1000 proyecciones respectivamente	17
5.12. Representación de un píxel y un volumen de tejido (vóxel)	17
5.13. La medida de cuán pequeño puede ser observado un objeto en una imagen, es lo que se conoce como resolución espacial	20
5.14. Representación de la PSF	21
5.15. Representación de una PSF invariante estacionaria (arriba) y una no estacionaria (abajo)	22
5.16. Representación de la función LSF	23
5.17. Representación de la ESF	24
5.18. Al aumentar el número de ciclos, la señal medida disminuye	26
5.19. Representación de la MTF	27
5.20. Algunos ejemplos de artefactos en imágenes médicas	28
5.21. Sección del fantoma Catphan para bajo contraste	30
5.22. Mediciones para CNR	31
5.23. Colocación de un fantoma en la camilla del tomógrafo	32

5.24. Ilustración de los fantomas utilizados calcular el CTDI. En la parte superior se muestra el fantoma de cuerpo o tórax de 32 cm. En la parte inferior se muestra un fantoma de cabeza de 16 cm	34
5.25. Ilustración del modelado por deposición fundida	36
6.1. Fotografía de la impresora Creality Ender 3 V3 Plus	37
6.2. Rollo de filamento PETG Blanco	38
6.3. Propuestas de impresión para el fantoma	39
6.4. A) Diseño del fantoma de 16 cm de diámetro. B) Vista esquemática del fantoma . . .	40
6.5. A) Diseño de la prueba para CTDI, B) Diseño de los soportes para las cámaras de ionización	41
6.6. Diseño de los insertos para el fantoma de cabeza	42
7.1. Fotografía del error de contorno de algunos fantomas	47
7.2. Fotografía de error de impresión	48
7.3. Fotografía de las filtraciones de agua en los fantomas impresos	48
7.4. Fotografía de la base rota en uno de los fantomas	49
7.5. Prototipo Final del fantoma de 16 cm A) fantoma con los dos orificios para las cámaras de ionización B) fantoma con el inserto de bajo contraste C) Vista lateral del fantoma D) fantoma lleno de agua	49
7.6. Pruebas impresas en 3D para el fantoma de cabeza	50
7.7. Fotografía del módulo de bajo contraste	50
7.8. Fotografía del módulo de resolución espacial	51
7.9. Imágenes del escaneo del fantoma. A) corte axial, B) corte coronal, C) corte sagital .	52
7.10. Inserto de bajo contraste utilizado en la evaluación. Se muestran las posiciones de los cuatro grupos: Grupo 1 (borde blanco), Grupo 2 (borde azul oscuro), Grupo 3 (borde celeste) y Grupo 4 (borde azul claro, exterior)	53
7.11. Imagen del inserto de Resolución Espacial	53
7.13. Arreglo experimental para la medición de radiación	54
7.12. Imagen del inserto de baja uniformidad	54
7.14. Escala de grises para el bloque de pares de línea de 0.1 lp/mm	55
7.15. Escala de grises para el bloque de pares de línea de 0.2 lp/mm	56
7.16. Escala de grises para el bloque de pares de línea de 0.3 lp/mm	56
7.17. Escala de grises para el bloque de pares de línea de 0.4 lp/mm	56
7.18. Escala de grises para el bloque de pares de línea de 0.5 lp/mm	57
7.19. Escala de grises para el bloque de pares de línea de 0.7 lp/mm	57
7.20. Escala de grises para el bloque de pares de línea de 1 lp/mm	57
7.21. Reducción de la amplitud de la señal recibida respecto a la frecuencia espacial medida en lp/mm	58
7.22. Regiones utilizadas para realizar el análisis de A) PSF , B) ESF	58
7.23. Gráfico en 2D de la escala de grises de la marca puntual producida por el alambre de latón	59
7.24. Gráfico en 3D de la escala de grises de la marca puntual producida por el alambre de latón	59
7.25. Gráfico de MTF producido por el alambre de latón	60
7.26. A) Resultados de la ESF de la Figura 7.22,(A). B) Resultados para la LSF al derivar la ESF. C) Resultados para la MTF a partir de la LSF	60
7.27. Comparación de las gráficas de MTF obtenidas de cada inserto	61
7.28. Regiones utilizadas para el análisis de la uniformidad del agua	62
B.1. Modelo para la calibración de temperatura (Izquierda). Resultado del modelo impreso (Derecha)	81
B.2. Modelo para la calibración de la velocidad del ventilador (izquierda). Resultado de impresión (derecha)	82

B.3. Modelo utilizado para la calibración de la retracción de la impresora	83
B.4. Resultados de impresión	83
B.5. Modelo utilizado para la calibración de la presión lineal de la impresora	84
B.6. Resultados de impresión	84
B.7. Modelo utilizado para la calibración del flujo de impresión.	85
B.8. Resultados de impresión	85
B.9. Impresión del cilindro hueco utilizado el perfil de impresión calibrado	86

Lista de cuadros

5.1. Pruebas comunes de control de calidad en tomografía computarizada	33
6.1. Características técnicas del filamento PETG blanco y transparente	38
6.2. Parámetros de impresión utilizados para el filamento PETG	39
6.3. Costos unitarios, cantidades y total estimado para la fabricación del fantoma.	43
6.4. Parámetros del protocolo utilizado en el escaneo helicoidal del fantoma	43
7.1. Dimensiones obtenidas de los cuatro fantomas impresos en 3D y comparación con las dimensiones teóricas. La incertidumbre es de ± 0.1 mm.	51
7.2. Dimensiones obtenidas del inserto de bajo contraste. La incertidumbre es de ± 0.1 mm.	51
7.3. Dimensiones obtenidas del inserto de resolución espacial. La incertidumbre es de ± 0.1 mm.	52
7.4. Resultados de la lectura de dosis en la fantoma diseñado.	55
7.5. Resultados de dosis obtenidos con el fantoma desarrollado	55
7.6. Datos para cada grupo de cilindros y sus respectivos grosores, valores de gris, desvia- ción estándar y SNR	61
7.7. Datos para grupo de cilindros y sus respectivos valores en la escala de grises de cada región interés en el inserto y en el fondo con su desviación estándar y el calculo de la CNR	62
7.8. Resultados de unidades Hounsfield en distintas posiciones y su variación.	63
7.9. Resultados de las unidades Hounsfield con el ruido obtenido.	63
7.10. Datos de UH para el PETG.	63
7.11. Resumen de la funcionalidad del fantoma diseñado.	63
7.12. Resumen de la funcionalidad del fantoma diseñado.	64

En este trabajo de investigación se presenta el desarrollo de un fantoma clínico mediante impresión 3D por medio de la técnica de modelado por deposición fundida, con el objeto de evaluar parámetros básicos de control de calidad en tomografía computarizada. El diseño del fantoma simula las dimensiones de un módulo de cabeza e incorpora insertos para realizar pruebas de resolución espacial, uniformidad, contraste y ruido. Además, en una sección adicional, se incorporó una cavidad central y periférica para mediciones disimétricas utilizando una cámara de ionización RADCAL 10X6-3CT.

Las adquisiciones se realizaron en un tomógrafo Canon Aquilion Lightning, utilizando un protocolo clínico estándar para estudios de cabeza. Las imágenes fueron exportadas y analizadas con los software RadiAnt Dicom Viewer e ImageJ, donde se emplearon regiones de interés para cuantificar los parámetros de calidad.

Los resultados obtenidos se mantuvieron dentro de rangos aceptables según la literatura consultada y el estándar TEC-DOC 1958, ya que, en cuanto a la uniformidad del material impreso, se observó una buena homogeneidad en el PETG, con una variación interna no mayor a 5 unidades Hounsfield (UH) entre regiones medidas, lo que confirma una distribución uniforme del material durante la impresión. Además, el análisis de uniformidad en una sección de agua mostró una diferencia máxima de 2 UH, valor que cumple los criterios establecidos para dicha prueba.

En la prueba de bajo contraste, los cilindros de mayor diámetro y menor grosor alcanzaron una relación señal-ruido superior a 30, mientras que los más pequeños presentaron valores mínimos de alrededor de 8.7. A pesar de estas diferencias, todos los cilindros fueron visibles, lo que demuestra que el diseño del inserto permite evaluar adecuadamente la sensibilidad del sistema frente a objetos con bajo contraste.

En cuanto a la resolución espacial, se determinó que el límite máximo de resolución alcanzado fue de 0.7 lp/mm, valor condicionado principalmente por el diámetro de la boquilla utilizada en la impresión 3D. Además, la prueba preliminar de $CTDI_{100}$ demostró la compatibilidad del fantoma para realizar mediciones disimétricas.

Estos resultados permiten concluir que la tecnología de impresión 3D es una alternativa viable para el desarrollo de fantomas útiles en procesos de control de calidad en imagenología médica.

La tomografía computarizada (TC) es una herramienta altamente utilizada en el diagnóstico médico por imágenes. Su uso ha crecido de manera significativa debido a su capacidad para generar imágenes del cuerpo humano. Sin embargo, este avance también ha traído consigo un aumento en la preocupación por las dosis de radiación recibidas por los pacientes, así como por la calidad de las imágenes obtenidas.

Para asegurar que los equipos de TC funcionen de la mejor manera y que brinden imágenes confiables con la menor dosis posible, es necesario realizar controles de calidad. Un aspecto importante de estos controles es el uso de fantasmas, que son objetos diseñados para simular tejidos humanos y evaluar el rendimiento del sistema de imagen. Los fantasmas comerciales cumplen esta función, pero suelen ser costosos y poco accesibles para muchos centros, especialmente para usos académicos o de investigación con recursos limitados.

En este contexto, la impresión 3D se puede utilizar como una alternativa para la fabricación de fantasmas personalizados, accesibles y de bajo costo. La técnica de modelado por deposición fundida (MDF) permite diseñar y fabricar piezas con geometrías específicas, utilizando materiales que pueden ajustarse a diferentes propiedades de atenuación.

Este trabajo tiene como objetivo principal desarrollar un fantoma clínico utilizando impresión 3D y la técnica de MDF, capaz de evaluar parámetros básicos de calidad en tomografía computarizada, como la resolución espacial, uniformidad, contraste y ruido. Además, se busca la construcción de un modelo que permita realizar una prueba preliminar de dosis mediante el índice de dosis en tomografía.

Este trabajo incluye el diseño, impresión, montaje y validación de los insertos necesarios para cada prueba. A través del análisis de los resultados obtenidos y su comparación con referencias establecidas en la literatura y en documentos como el TEC-DOC 1958 del OIEA, se busca demostrar la viabilidad en la producción de estos fantasmas y proporcionar información para futuros desarrollos más complejos en esta línea.

2.1. Objetivo general

Desarrollar un fantoma clínico de cabeza mediante impresión 3D para el control de calidad en tomografía computarizada.

2.2. Objetivos específicos

- Diseñar y fabricar un fantoma de cabeza mediante la técnica de modelado por deposición fundida (MDF).
- Construir un fantoma de cabeza que permita realizar la prueba de dosis mediante el índice de dosis en tomografía.

El control de calidad en tomografía computarizada es importante para garantizar la precisión de las imágenes obtenidas así como la seguridad del paciente. Sin embargo, la evaluación de parámetros como la resolución, el contraste y la dosis de radiación depende de fantomas comerciales, que pueden ser costosos, difíciles de adquirir y limitados en su capacidad de personalización.

Es por ello que se requieren herramientas que permitan una evaluación eficiente de la calidad de imagen y la detección de artefactos, minimizando errores en el diagnóstico. La falta de acceso a fantomas adecuados podría comprometer la optimización de los protocolos de TC, afectando la precisión de los estudios y aumentando la exposición innecesaria a la radiación.

Además, para garantizar un control de calidad adecuado, se deben seguir los protocolos establecidos por diferentes organizaciones, siendo uno de ellos los lineamientos del IAEA-TECDOC 1958, que proporcionan directrices sobre la evaluación de la calidad en imágenes médicas y la seguridad radiológica para América Latina y el Caribe.

El desarrollo de un fantoma clínico mediante impresión 3D permitirá obtener un modelo accesible y reproducible para evaluar la calidad de imagen en TC. Esto no solo facilitará la calibración y optimización de los equipos, sino que también contribuirá a la reducción de costos en centros de investigación y hospitales con recursos limitados.

Como se mencionó anteriormente, los fantomas son modelos físicos que reproducen las propiedades de los tejidos humanos con fines de calibración y aseguramiento de calidad en sistemas de TC, y la impresión 3D ha permitido fabricar fantomas personalizados de geometría compleja y composiciones controladas, de manera más rápida y barata que las técnicas tradicionales.

Por ejemplo, Wu et al. fabricaron un fantoma multiusos similar al del ACR (American College of Radiology), con una carcasa acrílica e insertos internos impresos en 3D para evaluar la resolución espacial, la detectabilidad de bajo contraste, la uniformidad y la exactitud geométrica de la imagen en simuladores de TC [34].

Los insertos internos incluían un compartimento de agua o cera para la prueba de uniformidad, una rejilla de alta resolución capaz de medir hasta 5 pares de línea por centímetro, y varillas de diversos diámetros para bajo contraste. En las pruebas de validación con el simulador de TC, el fantoma cumplió los criterios de control de calidad (CC) establecidos por la ACR[34].

Por otro lado, existen fantomas antropomórficos que intentan reproducir la anatomía completa o parcial de un paciente. La impresión 3D permite generar geometrías realistas basadas en tomografías de pacientes. Por ejemplo, Mei et al, utilizaron imágenes de TC de un paciente para diseñar un modelo tridimensional y fabricar un fantoma cervical. Al comparar las unidades Hounsfield (UH) del fantoma impreso con las imágenes originales del paciente, reportaron una diferencia inferior a 12 UH en tejidos blandos. Sin embargo, indican que la precisión final depende de la resolución de impresión y de los materiales disponibles para imitar adecuadamente cada tipo de tejido[22].

Otro ejemplo ilustrativo es el proyecto alemán de fantomas de mujer embarazada impreso en 3D. Se utilizaron filamentos que involucraban plásticos mezclados con partículas minerales para los tejidos blandos y resina epoxi con $BaSO_4$ para el hueso. Los resultados mostraron que los tejidos blandos y el hueso trabecular del fantoma impreso eran equivalentes a un fantoma convencional en geometría, contraste y dosis absorbida[14].

Esto permitió comparar medidas de dosis fetal simuladas con las obtenidas en TC real, obteniendo buena concordancia. La limitación más notable fue que no existen materiales de impresión 3D que reproduzcan el hueso cortical de muy alta densidad[14].

A continuación, los estudios citados tienen como aplicación principal la radioterapia, pero se han considerado aquí por su relevancia metodológica. Estos aportan información útil sobre los materiales de impresión, los parámetros de configuración de las impresoras 3D y las estrategias empleadas para

reproducir densidades y geometrías específicas. Esta información permite establecer una base técnica para el diseño de fantomas, incluso si la finalidad en este trabajo está centrada en radiodiagnóstico.

Por ejemplo, Kadoya et al, crearon un fantoma de cabeza y cuello segmentando datos de TC reales y usando poliláctico (PLA) con un 100 % de relleno para tejidos blandos, mientras rellenaban cavidades óseas con yeso para simular hueso. En este caso, los valores promedio obtenidos en el fantoma (≈ 13 HU para tejido blando, 440 HU para hueso) fueron cercanos a los del paciente original (≈ 12 HU, 772 HU) validando su uso en el control de calidad en radioterapia [20].

De forma similar, How et al. diseñaron un fantoma torácico impreso en 3D para el control en radioterapia de cuerpos de pacientes (incluyendo tórax y feto). Emplearon PLA con densidad controlada (80 % interno para simulación de tejido blando, 26 % para pulmón) y añadieron $BaSO_4$ en una resina epoxi para reproducir la atenuación ósea[17].

Aunque las aplicaciones de estos estudios están orientadas a fines dosimétricos, sirven como referencia técnica para establecer un perfil de impresión y materiales base. Además, aporta información sobre la distribución de densidades internas y el uso de aditivos para ajustar la atenuación, factores importantes al momento del diseño de fantomas para radiodiagnóstico[17].

De esta manera, se puede observar que la impresión 3D aporta ventajas claras como la personalización y flexibilidad, al poder fabricar fantomas a medida de cualquier paciente o necesidad[22]. Además, reduce costos y tiempos frente a fantomas comerciales; por ejemplo, un mismo equipo puede imprimir rápidamente varios diseños antes de su uso clínico y también facilita reproducir geometrías complejas como los órganos con huecos, embarazos o tumores irregulares que los fantomas estándar no cubren [22][14].

Sin embargo, existe una gran cantidad de complicaciones técnicas. La resolución de la impresión limita los detalles finos y puede generar imprecisiones geométricas. También hay deformaciones mecánicas en piezas grandes, y las dimensiones de la cama de impresión limitan el tamaño máximo de los fantomas. Otro aspecto importante son los materiales, aunque se han logrado buenos acuerdos de atenuación para muchos tejidos, ningún material 3D imita perfectamente todas las propiedades del tejido humano. En particular, el hueso cortical muy denso no tiene equivalente en filamento o resina común[22][14].

5.1. Imagenología médica

La imagenología médica tiene sus orígenes en 1895, con el descubrimiento de los rayos X por Wilhelm Conrad Roentgen. Este hallazgo marcó el inicio de una revolución en la medicina, ya que por primera vez fue posible observar el interior del cuerpo humano sin necesidad de intervención quirúrgica. A partir de entonces, la tecnología en este campo ha evolucionado de forma acelerada, incorporando nuevas técnicas y modalidades que han transformado el diagnóstico médico. Lo que comenzó como simples radiografías bidimensionales ha dado paso a estudios altamente especializados, como la tomografía computarizada, la resonancia magnética y la medicina nuclear, que permiten una visualización más detallada y precisa de estructuras internas [30].

En esta rama, se emplea principalmente el espectro electromagnético más allá de la luz visible para obtener imágenes del interior del cuerpo. Los rayos X, por ejemplo, son importantes en radiografías simples, mamografías y estudios más complejos como la tomografía computarizada. Por su parte, los rayos gamma se utilizan en medicina nuclear, en técnicas como la gammagrafía y la tomografía por emisión de positrones (PET). Cada una de estas modalidades aprovecha diferentes propiedades físicas de la energía para interactuar con los tejidos del cuerpo humano y así generar imágenes útiles para el diagnóstico [10].

Cada técnica depende de la energía y la tecnología empleada para la adquisición de la imagen, lo que da lugar a distintas modalidades. Exceptuando la medicina nuclear, todas estas técnicas requieren que la energía utilizada interactúe con el tejido penetrado, ya que dicha interacción es la fuente principal de información para la formación de la imagen [10]. Si bien la utilidad de esta información está relacionada con la calidad de la técnica, también depende en gran medida de las condiciones en las que se adquiere la imagen. En términos generales, administrar una mayor cantidad de radiación o aumentar los tiempos de exposición puede mejorar la calidad y el nivel de detalle de la imagen. Sin embargo, la seguridad del paciente es la máxima prioridad, por lo que la obtención de imágenes requiere un equilibrio entre la calidad diagnóstica y la dosis de energía utilizada, minimizando riesgos sin comprometer la efectividad del estudio.

Dado que medir directamente la dosis de radiación en los pacientes no es práctico en cada procedimiento, se recurre al uso de fantomas (también conocidos como maniqués en algunos contextos). Estos son dispositivos físicos que están hechos con materiales que imitan las propiedades de absorción y dispersión de los tejidos humanos, lo que permite simular de manera controlada cómo se compor-

taría el cuerpo frente a distintas técnicas de imagen. Los fantomas se utilizan para calibrar equipos, ajustar parámetros técnicos, evaluar la calidad de imagen y estimar dosis absorbidas sin necesidad de exponer a una persona. Gracias a estas simulaciones, es posible desarrollar protocolos más seguros, mejorar el rendimiento de los dispositivos médicos y garantizar que los estudios realizados ofrezcan la mejor calidad posible sin exceder los límites aceptables de exposición [21].

Cada centro hospitalario es libre de utilizar el instrumento de calibración que mejor se adapte a sus necesidades y recursos. Esto significa que no existe un único modelo de fantoma o protocolo universalmente obligatorio, sino que cada institución puede implementar herramientas diferentes siempre que estas permitan validar de forma adecuada el desempeño de sus equipos de imagen médica. Lo importante es que los procedimientos y evaluaciones cumplan con las recomendaciones de organismos internacionales, como la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM), que establecen estándares sobre calidad de imagen, seguridad del paciente y control de dosis.

De esta forma, incluso en centros con recursos limitados, se pueden adaptar soluciones que garanticen que los equipos operen dentro de parámetros seguros y eficaces para el diagnóstico.

5.2. Fantomas

Un fantoma (del inglés *phantom*) es un objeto que se utiliza para simular las propiedades del cuerpo humano durante pruebas con equipos de imagen médica, como la tomografía computarizada o en radioterapia [21]. En otras palabras, es un instrumento que permite evaluar el funcionamiento de los equipos sin exponer a una persona a radiación.

Uno de los materiales de referencia más comunes en el diseño de fantomas es el agua, debido a que su comportamiento frente a la radiación es muy similar al de los tejidos blandos del cuerpo. Por esta razón, muchos fantomas utilizan compartimentos llenos de agua o están diseñados para imitar su respuesta radiológica. Sin embargo, puede haber problemas prácticos al usar agua con algunos detectores, por lo que se han desarrollado fantomas sólidos hechos con materiales que imitan el agua o los tejidos. Para que un material se considere equivalente al tejido, debe tener una densidad de electrones similar, ya que esto influye directamente en cómo interactúa la radiación con la materia en estudios con fotones de alta energía [21].

En el contexto de la tomografía computarizada, los fantomas utilizados en las pruebas de calidad pueden clasificarse según su función específica. De acuerdo con el IAEA TECDOC 1958, se agrupan en tres categorías principales [31]:

- **Fantomas de desempeño de imagen:** se utilizan para verificar la calidad de imagen del tomógrafo, incluyendo la resolución de alto y bajo contraste, y el nivel de ruido.
- **Fantomas de precisión geométrica:** permiten evaluar la exactitud en la localización de estructuras dentro de la imagen y el alineamiento del láser del equipo.
- **Fantomas dosimétricos y cuantitativos:** se usan para medir la dosis entregada por el equipo (como el índice de dosis CTDI) o para comprobar la precisión de los valores numéricos en la imagen (números CT).

Algunos fantomas vienen incluidos con el tomógrafo al momento de su instalación, mientras que otros deben adquirirse por separado según las necesidades del centro médico. Entre los modelos más conocidos se encuentran el fantoma de acreditación del ACR y el Catphan 700. El primero está fabricado con un material llamado *Solid Water* (Figura 5.1, A), que imita el comportamiento

del agua frente a la radiación pero con mayor estabilidad. Este fantoma cuenta con varios módulos que permiten evaluar parámetros como la precisión en el posicionamiento, el grosor del corte, la alineación de luces, la uniformidad de los números CT y la resolución tanto de alto como de bajo contraste (Figura 5.1, B). Está diseñado específicamente para cumplir con los requisitos del programa de acreditación del American College of Radiology (ACR) [31].

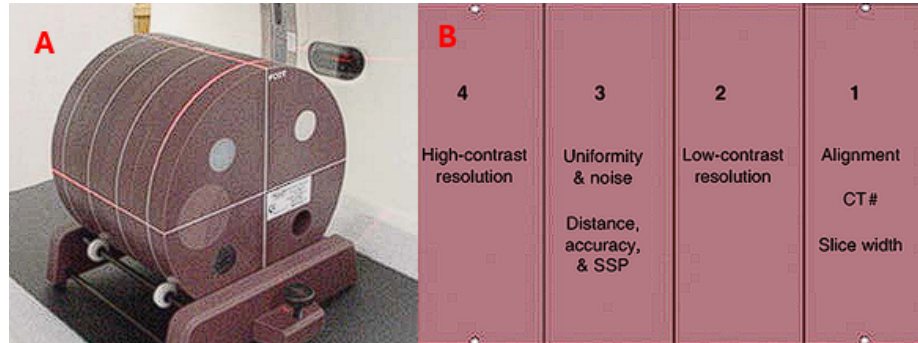


Figura 5.1: A) Fotografía del fantoma ACR. B) Diagrama de los 4 módulos incluidos en el fantoma.

Fuente: [31]

Por otro lado, el Catphan 700 es un fantoma comercial diseñado para evaluar tomógrafos avanzados que permiten capturar imágenes de grandes volúmenes del cuerpo en poco tiempo, como los equipos de tomografía multicorte (Figura 5.2, A). Contiene distintos módulos: uno para revisar la geometría del corte, otro con patrones de resolución de hasta 30 pares de líneas por centímetro y un módulo con esferas de bajo contraste. También incluye un inserto especial que permite medir cómo cambian la resolución y la forma del corte a lo largo del área escaneada (Figura 5.2,B) [31].

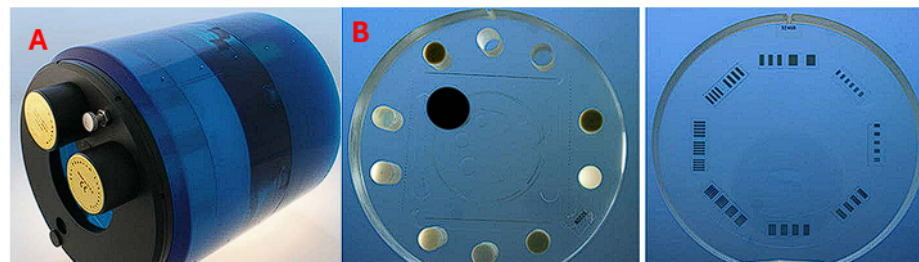


Figura 5.2: A) Fotografía del fantoma Catphan 700 Housing, B) Dos de los módulos dentro del fantoma correspondiente a geometría y resolución respectivamente

Fuente: [31]

Además de estos modelos técnicos, existen los fantomas antropomórficos, que reproducen la forma del cuerpo humano. Un ejemplo clásico es el Alderson Rando Phantom, que representa un torso y está compuesto por materiales que simulan tejidos como músculo, hueso, pulmón y aire. Este tipo de fantoma se puede dividir en secciones para insertar detectores o películas, lo que lo hace útil en pruebas de dosis y en simulaciones clínicas más realistas [21].

5.3. Tomografía computarizada

La tomografía computarizada (TC) es una técnica de imagen médica que combina el uso de rayos X con procesamiento digital para obtener imágenes detalladas del interior del cuerpo. Desde su introducción en la práctica clínica en la década de 1970, ha transformado el diagnóstico médico al permitir la visualización de cortes axiales del cuerpo humano.

Esta modalidad ha evolucionado notablemente desde sus primeras aplicaciones clínicas en la década de 1970. Los primeros escáneres producían imágenes con matrices de 80×80 píxeles y solo 3 bits de profundidad, y requerían más de cuatro minutos para adquirir una sola imagen. Actualmente, los escáneres modernos pueden generar más de 200 imágenes por segundo, con resoluciones espaciales isotrópicas que permiten reconstrucciones tridimensionales detalladas en cortes axiales, coronales y sagitales [10].

Uno de los avances más importantes y recientes en esta tecnología es el desarrollo de la tomografía computarizada helicoidal (spiral CT o MSCT por sus siglas en inglés), que fue posible gracias a la implementación de la tecnología de aros deslizantes. Este sistema permite la rotación continua del tubo de rayos X mientras el paciente se desplaza a través del escáner, a diferencia de los sistemas convencionales que escaneaban por cortes individuales. Esto no solo reduce significativamente el tiempo de adquisición de las imágenes, sino que también permite realizar barridos volumétricos y aplicar tecnología multicorte. El número de cortes adquiridos por rotación del tubo depende directamente del número de filas de detectores, lo que ha dado lugar al desarrollo de escáneres multidetectores de 64, 128, 256 e incluso 320 cortes. Estos dispositivos pueden generar cortes de menos de 1 mm de grosor en fracciones de segundo, mejorando la resolución espacial y la capacidad para detectar estructuras pequeñas con mayor precisión [11].

Con la incorporación del escaneo helicoidal en la década de 1980 y la llegada de los sistemas multidetectores en los años 90, la tomografía computarizada experimentó una transformación significativa en cuanto a velocidad y versatilidad. Estos avances permitieron reducir considerablemente los tiempos de adquisición de imágenes, lo que no solo mejoró la calidad diagnóstica, sino que también aumentó la eficiencia operativa de los equipos. Como resultado, su uso en la práctica clínica creció de forma exponencial (ver Figura 5.3), ya que, al disminuir el tiempo necesario para cada estudio, más pacientes podían ser atendidos diariamente.

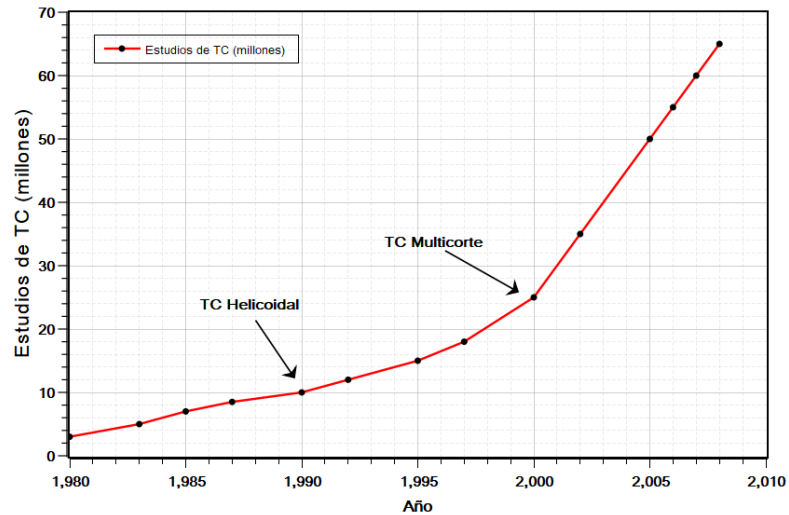


Figura 5.3: Crecimiento del uso clínico de la tomografía computarizada (CT) en Estados Unidos entre 1980 y 2006

Fuente: [10]

En Guatemala, el uso de tomógrafos ha crecido notablemente en los últimos años, lo cual ha ampliado el acceso a diagnósticos más precisos en distintas regiones del país. Por ejemplo, en 2023 y 2024 se instalaron nuevos equipos de tomografía en hospitales departamentales como los de Huehuetenango y San Marcos, lo que ha representado un avance significativo en la capacidad de diagnóstico por imagen [12][15]. Esta expansión también implica una mayor necesidad en cuanto al control de calidad y la optimización del uso de estos equipos, especialmente en áreas donde los recursos son limitados y cada estudio debe aprovecharse al máximo.

5.3.1. Características del equipo de tomografía computarizada.

El funcionamiento básico de un tomógrafo se basa en la rotación de un tubo de rayos X alrededor del paciente, mientras que un conjunto de detectores recoge las señales atenuadas. Luego, un software reconstruye esta información en imágenes transversales, que pueden visualizarse en diferentes planos o incluso como modelos tridimensionales.

Tubo de Rayos X

El tubo de rayos X es el componente central en la producción de radiación dentro de un sistema de tomografía computarizada. Genera radiación de Bremsstrahlung y Rayos X característicos a través de la aceleración de electrones hacia un ánodo.

El control de los parámetros del tubo, como la corriente y el voltaje, influye directamente en la calidad de la imagen obtenida.

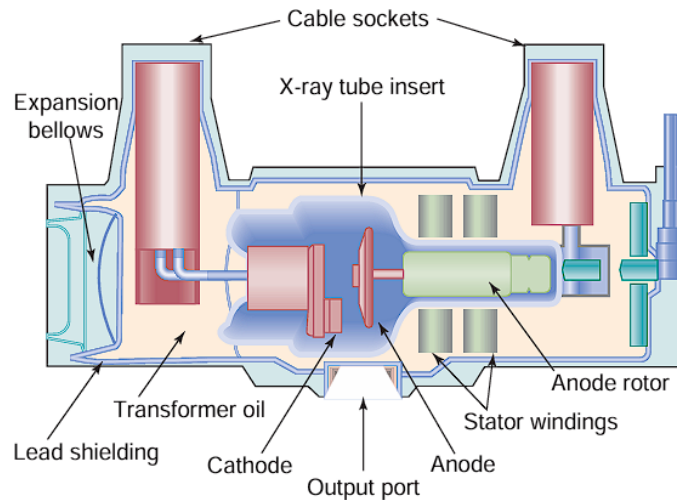


Figura 5.4: Esquema de los componentes principales para un tubo de Rayos X

Fuente: [10]

En términos generales, los componentes dentro del tubo son los siguientes:

- **Cátodo/Ánodo:** el cátodo emite electrones hacia el ánodo, donde ocurre la interacción que produce los rayos X. Los electrones, al impactar en el ánodo, generan radiación de frenado (Bremsstrahlung) y, en ocasiones, rayos X característicos, dependiendo de la energía de los electrones.
- **Rotor/Estator:** estos componentes permiten que el ánodo gire a alta velocidad para disipar el calor generado durante la interacción de los electrones con el material del ánodo.
- **Ampolla al vacío del tubo de rayos X:** la envoltura del tubo actúa como un contenedor sellado que mantiene el vacío necesario para que los electrones viajen libremente desde el cátodo hacia el ánodo sin interferencias de gases o partículas.
- **Conectores de cables:** permiten la conexión del tubo con los sistemas eléctricos que controlan los parámetros de operación, como el voltaje y la corriente.

Todos estos se encuentran contenidos dentro de una cubierta que protege al personal y al equipo de la radiación dispersa [10].

Detectores

Los escáneres actuales de tomografía computarizada son arreglos de multidetectores (Figura 5.5) que emplean detectores de estado sólido indirectos, también conocidos como detectores centelleadores. Estos dispositivos utilizan materiales que convierten la radiación ionizante en luz visible, la cual es posteriormente transformada en una señal eléctrica mediante un fotodiodo.

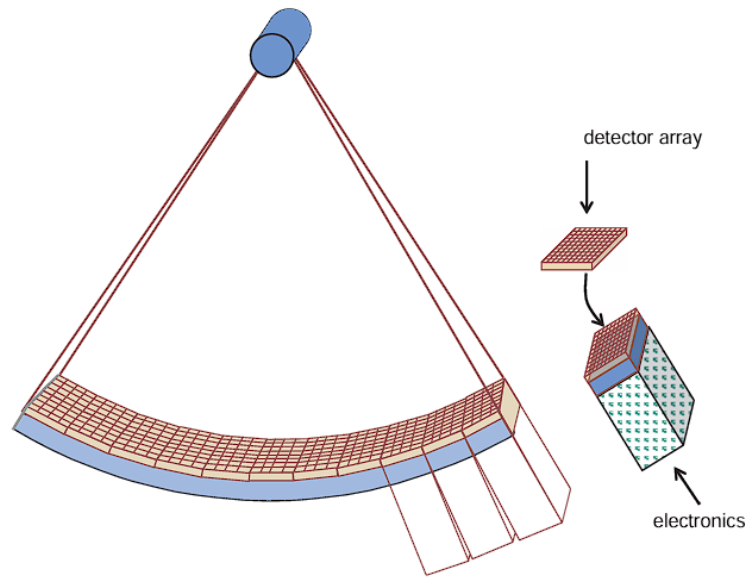


Figura 5.5: Arreglo de detectores utilizado en un equipo de TC

Fuente: [10]

Para evitar la interferencia óptica entre detectores adyacentes, se introduce un material opaco entre ellos que minimiza la pérdida de señal o ruido en los circuitos ópticos o fotónicos producida por la fuga de luz o la dispersión entre componentes ópticos [9].

Los módulos de detectores se montan sobre un bastidor de aluminio integrado al conjunto mecánico rotatorio del equipo, dispuesto en una configuración curva que corresponde aproximadamente al radio de la fuente de rayos X. Este diseño permite una alineación precisa y, en caso de ser necesario, facilita el reemplazo rápido de módulos defectuosos [10].

La disposición y el número de detectores en un tomógrafo influyen directamente en la calidad de la imagen obtenida. Mientras que en las primeras generaciones de equipos los detectores eran escasos y ofrecían una cobertura limitada, los sistemas modernos, como los de tercera generación (Figura 5.6), incorporan arreglos completos que rodean al paciente, lo que permite una cobertura más amplia y una resolución espacial significativamente mejorada. Estos detectores transforman la radiación atenuada al atravesar el cuerpo en señales eléctricas, que luego son procesadas para generar imágenes digitales. La eficiencia con la que se realiza esta conversión es un factor importante para obtener imágenes de alta calidad, con mayor contraste y un menor nivel de ruido.

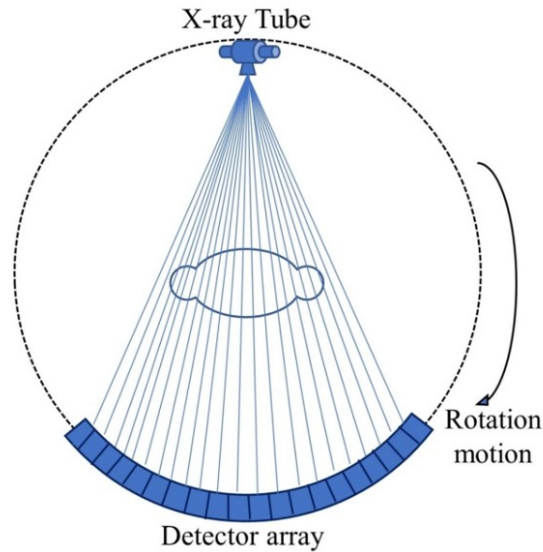


Figura 5.6: Sistema TC de tercera generación

Fuente: [27]

Colimadores

Se trata de un sistema que controla el tamaño y la forma del haz de rayos X que emerge del tubo. Su función principal es limitar la radiación al área de interés, mejorando la calidad de la imagen y reduciendo la exposición innecesaria al paciente [29].

En tomografía computarizada, se emplean dos tipos de colimadores: pre-paciente y post-paciente. El colimador pre-paciente se monta directamente en el tubo de rayos X o en una posición adyacente, lo que limita el área del paciente que intercepta el haz útil y, por tanto, determina la dosis que recibe. Habitualmente consta de múltiples secciones dispuestas para formar un haz de radiación casi paralelo, lo que permite definir con precisión el grosor del corte [18]. Además, este tipo de colimación controla la cobertura anatómica durante la adquisición, mejorando la resolución axial.

Por otro lado, el colimador pre-detector, ubicado entre el paciente y los detectores, restringe el haz de rayos X que alcanza el conjunto de detectores. Su función es reducir la radiación dispersa que podría generar ruido o artefactos, mejorando así el contraste de la imagen. Cuando se encuentra correctamente acoplado con el colimador pre-paciente, ambos elementos definen la profundidad del volumen que contribuye a la formación de cada imagen axial. Esta disposición permite obtener imágenes con mayor nitidez y exactitud anatómica [18].

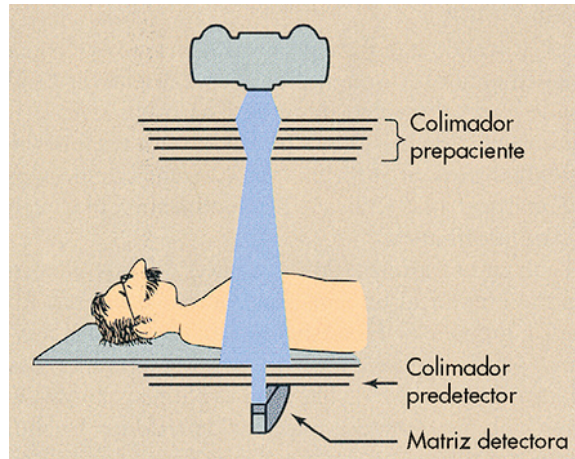


Figura 5.7: Esquema de colimadores en un equipo de TC

Fuente: [11]

Desde un punto de vista físico, los colimadores actúan como filtros direccionales que transforman un haz divergente, en el que los rayos se propagan en múltiples direcciones, en un haz más alineado o cuasi-paralelo. Esto garantiza que los rayos que llegan al detector sigan trayectorias similares, mejorando la resolución y minimizando errores causados por trayectorias no controladas.

En equipos de rayos X convencionales, el ensamblaje de colimadores suele incluir cuchillas de plomo ajustables que definen un campo rectangular. Además, una luz visible simulada por un espejo permite visualizar el campo irradiado. Normativas como la 21 CFR 1020.31 establecen límites en la alineación entre el campo de luz y el campo real de rayos X para garantizar una correcta delimitación del área expuesta [10].

5.3.2. Sistema de reconstrucción de imagen

Una vez que los detectores capturan los datos de atenuación de los rayos X a lo largo de múltiples trayectorias alrededor del paciente, se inicia el proceso de reconstrucción de imagen. Estos datos sin procesar representan la atenuación de los rayos X en diferentes regiones del cuerpo, y la imagen final se presenta como una matriz de intensidades, donde cada elemento representa el nivel de atenuación de los rayos X en una pequeña región del cuerpo [18].

Dicha imagen se forma a partir de una matriz compuesta por cientos de miles de elementos individuales llamados píxeles (del inglés *picture elements*). Los valores asignados a los píxeles en una imagen de TC están asociados con la atenuación del tejido correspondiente o, más específicamente, con su coeficiente de atenuación lineal $\mu(m^{-1})$. El coeficiente de atenuación lineal depende de la composición y la densidad del material y de la energía del fotón, como se observa en la ley de Beer [18]:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (5.1)$$

donde, $I(x)$ es la intensidad del haz de rayos X atenuado, I_0 es el haz de rayos X no atenuado y x es el grosor del material. En la Figura 5.8 se presenta un esquema simplificado para una matriz de 4×4 que representa la medición a lo largo de una línea [18].

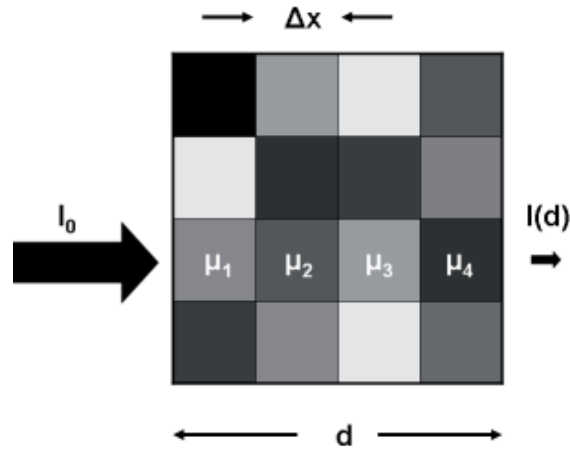


Figura 5.8: Principio de atenuación de un haz de rayos X, donde cada elemento puede tener un coeficiente de atenuación diferente

Fuente: [18]

En esencia, los datos fundamentales que requiere un sistema de tomografía computarizada para generar una imagen provienen de la intensidad de los rayos X atenuados $I(d)$ y no atenuados I_0 , los cuales pueden ser medidos por los detectores durante la adquisición de imágenes.

Una vez adquiridas estas mediciones, el proceso de reconstrucción busca estimar cómo está distribuido el coeficiente de atenuación dentro del cuerpo. Matemáticamente, este proceso se basa en la Transformada de Radon. Esta indica que una imagen representada por una función $f(x, y)$ se puede definir como una serie de integrales de línea a través de $f(x, y)$ en diferentes desplazamientos desde el origen [16]. Esto se muestra en la Figura 5.9 y se define como:

$$R(r, \theta) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - p) dx dy,$$

donde θ es el ángulo de proyección, r la distancia perpendicular a la línea de integración y δ la función delta de Dirac, que selecciona los puntos sobre la línea definida por r y θ

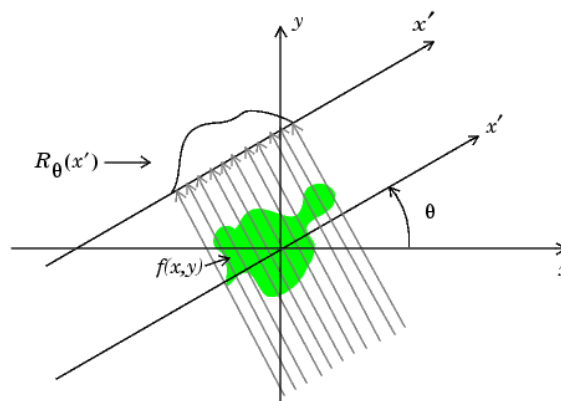


Figura 5.9: Transformada de Radon

Fuente: [16]

En otras palabras, la Transformada de Radon consiste en obtener proyecciones desde distintos ángulos, como si se tomara la sombra de una imagen desde diferentes posiciones.

De esta forma, se puede representar la distribución espacial del coeficiente de atenuación lineal μ , ya que para cada ángulo θ y posición en el detector r se obtiene un valor que representa la cantidad total de atenuación a lo largo de esa línea [16, 2, 7].

Otro aspecto a tener en cuenta es el teorema del corte central, también conocido como teorema de porción de Fourier. Este indica que la transformada de Fourier unidimensional de una función proyectada (es decir, la transformada de Radon) es igual a la transformada de Fourier bidimensional de la función original, evaluada sobre una línea que pasa por el origen y es paralela a la dirección de la proyección [1, 7].

Esto quiere decir que si tomamos la proyección de una imagen y le aplicamos la transformada de Fourier, obtenemos la misma información que si aplicamos la transformada de Fourier bidimensional de la imagen completa, evaluada a lo largo de una línea recta en esa dirección. En otras palabras, cada proyección nos proporciona un “corte” del espacio de frecuencias de la imagen original, y si se obtienen múltiples proyecciones desde diferentes ángulos, es posible reconstruir la imagen original.

Con esto, se da inicio al proceso de reconstrucción. En esencia, la imagen obtenida por TC no es la imagen anatómica final, sino un conjunto de mediciones que conforman lo que se conoce como un sinograma, es decir, el resultado directo de aplicar la Transformada de Radon a la distribución espacial del coeficiente de atenuación $\mu(x, y)$. El objetivo del proceso de reconstrucción es, entonces, obtener la imagen original a partir de este sinograma, lo cual implica calcular la transformada inversa de Radon. Debido a que esta transformada expresa cada proyección como una integral a lo largo de líneas en la imagen, su inversión directa no es sencilla. Aquí es donde el teorema del corte central aparece, al establecer que la transformada de Fourier unidimensional de una proyección corresponde a una sección de la transformada de Fourier bidimensional de la imagen y permite realizar la reconstrucción desde el dominio de la frecuencia. Esto se puede observar de mejor manera en la Figura 5.10 [24, 23, 7, 1].

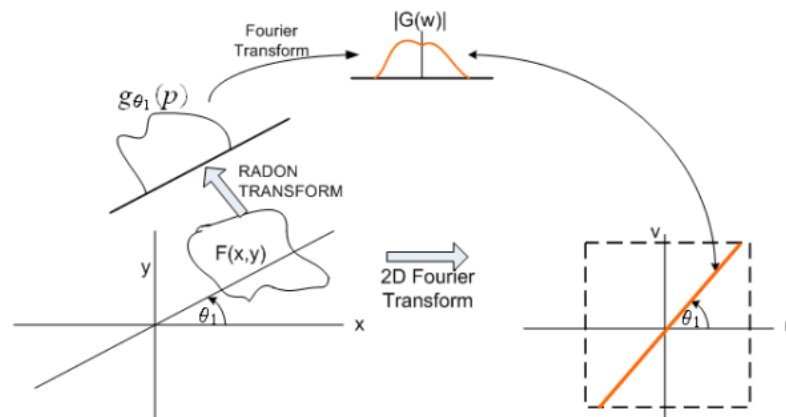


Figura 5.10: Representación del teorema de corte central. Al aplicar la transformada de Radon a una función $F(x, y)$ obtenemos la proyección g_θ . Al aplicarle la transformada Fourier obtenemos $G(w)$. En la mitad derecha, se toma la transformada de Fourier bidimensional de la porción naranja de $F(x, y)$ paralela a la línea de proyección. Esta transformada de Fourier bidimensional también equivale a la función G naranja representada en la parte superior de la imagen

Fuente: [7]

Utilizando este principio, se desarrolló el algoritmo de retroproyección filtrada (Filtered Back-projection, FBP por sus siglas en inglés). En este método, primero se transforma cada proyección al dominio de Fourier, se aplica un filtro, generalmente el filtro de rampa, que compensa la pérdida de detalle introducida por la retroproyección simple, y luego se lleva de vuelta al dominio espacial mediante la retroproyección, sumando las contribuciones de todos los ángulos. Por lo tanto, el algoritmo FBP representa una aproximación computacional eficiente a la inversa de la Transformada de Radon, permitiendo recuperar una imagen detallada de la distribución interna de atenuación del cuerpo a partir del sinograma (Figura 5.11) [24][23][7].

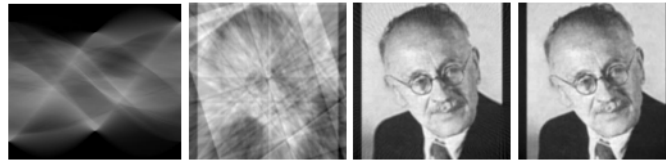


Figura 5.11: Reconstrucción de imagen utilizando FBP, con 10, 100 y 1000 proyecciones respectivamente

Fuente: [7]

Aunque las imágenes individuales son bidimensionales, cada una corresponde en realidad a una sección transversal del volumen corporal del paciente. Es por eso que, en lugar de referirse únicamente a píxeles (que representan una unidad en dos dimensiones), en tomografía se utiliza el término vóxel (elemento de volumen), el cual representa una unidad cúbica de tejido, como se observa en la Figura 5.12 [10].

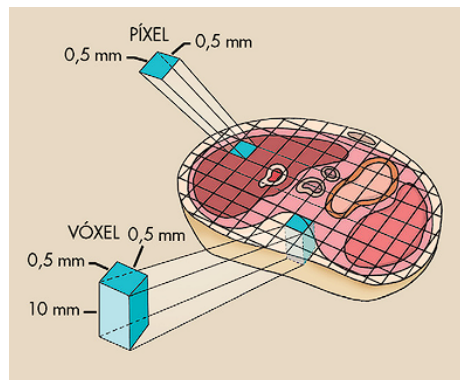


Figura 5.12: Representación de un píxel y un volumen de tejido (vóxel)

Fuente: [11]

Esto significa que la reconstrucción no solo genera imágenes planas, sino que proporciona una base para representar estructuras tridimensionales, permitiendo la visualización en múltiples planos o incluso en modelos volumétricos. En los primeros equipos de TC, la resolución de la imagen estaba limitada a una matriz de 80×80 píxeles, lo que ofrecía un total de 6.400 elementos de imagen. En contraste, los sistemas modernos emplean matrices de 512×512 o incluso 1.024×1.024 , lo cual incrementa notablemente la cantidad de información contenida en cada imagen y mejora su resolución espacial [11].

El tamaño de cada píxel no solo depende del número total de elementos en la matriz, sino también del campo de visión (field of view, FOV por sus siglas en inglés), que define el diámetro del área reconstruida. Si el FOV aumenta mientras se mantiene constante el número de píxeles, el tamaño

físico de cada uno también aumenta, lo que puede reducir el nivel de detalle. Por el contrario, al aumentar la cantidad de píxeles para un FOV fijo, el tamaño de cada píxel disminuye, lo que permite representar estructuras más pequeñas y con mayor precisión [18].

Sin embargo, este aumento en la resolución puede venir acompañado de un incremento en el ruido de imagen, especialmente si no se ajustan adecuadamente los parámetros de adquisición, como el tiempo de exposición o la corriente del tubo de rayos X.

Una característica distintiva de las imágenes generadas por tomografía computarizada es que su escala de grises posee un significado cuantitativo directo. Como se mencionó anteriormente, cada píxel de la imagen visualizada en el monitor corresponde a un vóxel tridimensional en el cuerpo del paciente y su nivel de brillo refleja lo que se conoce como: “un número de TC”. De manera que los valores de brillo en una imagen de TC están relacionados con las propiedades físicas del tejido analizado [11].

Estos números se conocen como Unidades Hounsfield (UH), en honor a Sir Godfrey Hounsfield, que se definen de la siguiente manera:

$$HU(x, y, z) = 1000 \cdot \frac{\mu(x, y, z) - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \quad (5.2)$$

donde, $\mu(x, y, z)$ es el coeficiente de atenuación lineal promedio para un elemento de volumen y μ_{agua} es el coeficiente de atenuación lineal del agua para el espectro de rayos X utilizado. De manera que $HU(x, y, z)$ representa las imágenes de TC en escala de grises en las coordenadas espaciales (x, y, z) [10].

Así, de acuerdo con la ecuación 5.2, un vóxel que contiene agua tiene un valor de 0 UH, mientras que el aire tiene un valor de -1000 UH. Esta escala permite discriminar tejidos con precisión: por ejemplo, la grasa suele oscilar entre -80 y -30 UH, mientras que los tejidos blandos se encuentran aproximadamente entre +30 y +220 UH. Por su parte, estructuras como hueso denso o tejidos con medio de contraste yodado pueden alcanzar valores que superan los +1000 UH.

En resumen, la tomografía computarizada es una técnica de imagen médica que permite obtener cortes detallados del interior del cuerpo mediante el uso de rayos X y computadoras. Su funcionamiento combina diferentes componentes, como el tubo de rayos X, los detectores y el sistema de reconstrucción, que trabajan en conjunto para formar imágenes digitales precisas. A través del uso de unidades Hounsfield, es posible interpretar los niveles de densidad de los tejidos, lo cual facilita un mejor diagnóstico. Gracias a los avances en la tecnología, los tomógrafos actuales ofrecen mayor velocidad, resolución y capacidad de procesamiento, lo que ha permitido que sea una herramienta común en el diagnóstico moderno. Dado su impacto en la práctica clínica, el uso de la tomografía computarizada también ha ido en aumento en distintos países, incluyendo el nuestro.

5.4. Calidad de la imagen

Una imagen médica es una representación visual de una estructura anatómica o una función fisiológica del cuerpo humano. Esta imagen puede adquirirse de forma estática, como en una radiografía convencional, o de manera dinámica, como en los estudios que capturan movimientos internos o cambios en el tiempo, por ejemplo, en una fluoroscopia. En cualquiera de los casos, el objetivo es traducir información física en datos visuales útiles para el diagnóstico o seguimiento de enfermedades.

Sin embargo, ninguna imagen puede representar con total exactitud la realidad. Según el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA): "Ninguna imagen puede representar con total exactitud un objeto o función; en el mejor de los casos, se obtiene una medición con un error asociado, equivalente a la diferencia entre el objeto real y la imagen obtenida. Además, no existen dos

imágenes idénticas, incluso si se adquieren con el mismo sistema y en la misma región anatómica. Esta variabilidad se conoce generalmente como ruido." [18], p.55].

Esto implica que toda imagen médica está sujeta a cierto grado de incertidumbre, tanto por las limitaciones físicas del proceso de adquisición como por factores técnicos y ambientales. Por ejemplo, el error en la medición puede estar relacionado con la resolución del equipo, el tipo de detector, la radiación dispersa, el posicionamiento del paciente o incluso con los algoritmos de reconstrucción y procesamiento de imagen utilizados. A esto se suma el ruido, el cual puede dificultar la interpretación de estructuras finas o cambios sutiles, especialmente en casos donde se requieren comparaciones temporales, como el seguimiento de tumores o lesiones.

Independientemente del método de formación de la imagen, se debe evaluar qué tan fielmente representa la estructura o función del cuerpo. Esta valoración es lo que se conoce como calidad de imagen [18]. De acuerdo con Stewart Carlyle: "No es fácil definir la calidad de una radiografía, ya que es un concepto que no se puede medir con precisión. Se ha identificado un gran número de factores que afectan a la calidad, pero no hay medidas precisas y universalmente aceptadas para juzgarlos. Las características más importantes en la calidad de una radiografía son la resolución espacial, la resolución de contraste, el ruido y los artefactos." [11], p.273].

Como se ha mencionado anteriormente, la calidad de imagen en los estudios médicos depende en gran medida de la tecnología empleada para la adquisición, así como de los parámetros técnicos aplicados durante el proceso. Estos aspectos deben evaluarse considerando las características particulares de cada técnica de imagen.

Para comprender y evaluar de mejor manera la calidad de imagen en tomografía computarizada, es necesario recurrir a ciertos conceptos físicos que describen cómo el sistema responde a diferentes detalles espaciales dentro del objeto escaneado. Estos fundamentos permiten cuantificar propiedades clave como la nitidez, el contraste y la fidelidad de los detalles estructurales presentes en las imágenes obtenidas. A continuación, se introducen las funciones de respuesta espacial del sistema y su relación con la resolución de imagen, como base para el análisis de los principales parámetros que definen la calidad en las imágenes de TC.

5.4.1. Resolución espacial.

La resolución espacial, también conocida como resolución de alto contraste, describe la capacidad de un sistema de imagen para distinguir contornos de objetos pequeños dentro del volumen escaneado. En términos simples, está relacionada con el tamaño mínimo de los detalles que pueden identificarse de manera separada en una imagen, como se observa en la Figura 5.13 [10].

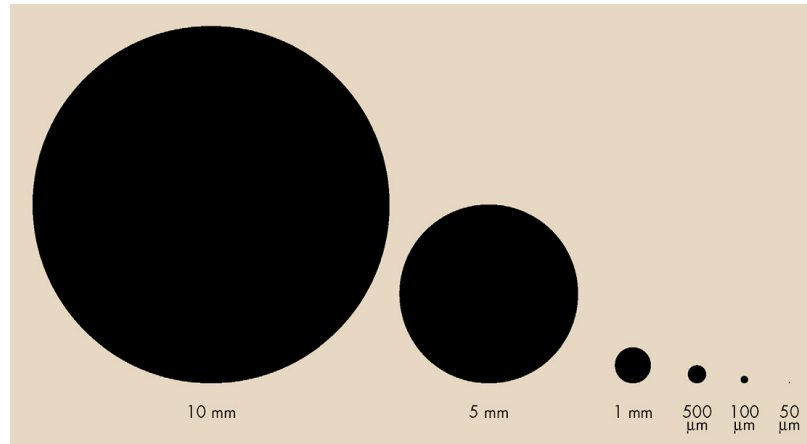


Figura 5.13: La medida de cuán pequeño puede ser observado un objeto en una imagen, es lo que se conoce como resolución espacial

Fuente: [11]

Aunque el tamaño del píxel (y por lo tanto, del vóxel) suele usarse como indicador de la resolución espacial, este no es el único factor determinante ni garantiza por sí solo una mayor capacidad de resolución. La forma en que se adquieren los datos (geometría del escáner), el algoritmo de reconstrucción y el grosor de corte también influyen directamente en el resultado final [18].

De esta forma, aun cuando no se puede distinguir con claridad una estructura más pequeña que el píxel, sí es posible detectarla si presenta un contraste lo suficientemente alto, lo que genera una variación significativa en el valor de gris del píxel correspondiente. En los sistemas digitales modernos, las evaluaciones de resolución espacial suelen realizarse bajo niveles de dosis elevados para reducir el ruido y obtener mediciones más precisas [10].

Por otro lado, la resolución de bajo contraste evalúa la capacidad del sistema para detectar estructuras con diferencias mínimas de señal respecto a su entorno inmediato, siendo una característica distintiva de la tomografía computarizada frente a otras modalidades [18].

Este tipo de resolución está principalmente limitada por el nivel de ruido en la imagen. Para evaluarla, comúnmente se utilizan fantasmas con insertos de bajo contraste y diferente tamaño, cuya visibilidad puede determinarse de forma subjetiva (por un observador humano) u objetiva, calculando la relación señal-ruido (SNR, por sus siglas en inglés) [18].

Para comprender a mayor profundidad los factores que determinan la resolución de imagen en tomografía computarizada, es necesario introducir conceptos del análisis en el dominio espacial. Esto permite describir matemáticamente cómo un sistema de imagen responde ante diferentes estructuras, especialmente aquellas de tamaño reducido.

A través del estudio de funciones como la función de dispersión de punto, la función de dispersión de línea y la función de dispersión de borde, se puede caracterizar el comportamiento del sistema ante estímulos idealizados. Estas funciones forman la base para el análisis cuantitativo de la resolución espacial y sirven como puente hacia herramientas más avanzadas, como la función de transferencia de modulación, que se abordarán más adelante.

Dominio espacial

En radiología, las imágenes médicas se interpretan y analizan principalmente en el dominio espacial, el cual representa las dimensiones físicas de la imagen adquirida. Este dominio abarca desde

imágenes pequeñas, como las utilizadas en mamografías (50 mm × 50 mm), hasta imágenes más grandes como las radiografías de tórax (350 mm × 430 mm). En el caso de modalidades tomográficas, como la tomografía computarizada o la resonancia magnética, el dominio espacial incluye las tres dimensiones del conjunto de cortes obtenidos. Dentro de este dominio, se evalúan diversos parámetros que permiten describir la resolución espacial de un sistema de imagen [10].

En otras palabras, el dominio espacial se refiere a la representación directa de una imagen en función de sus coordenadas físicas, es decir, en el espacio que ocupan sus píxeles o vóxeles. En imágenes bidimensionales, como las radiografías, la imagen se representa como una matriz donde cada elemento (píxel) contiene un valor de intensidad que corresponde a un punto específico en el plano. En cambio, en modalidades tridimensionales como la tomografía computarizada, cada unidad de volumen (vóxel) representa un pequeño bloque en el espacio, con una intensidad que refleja el coeficiente de atenuación promedio dentro de ese volumen. Esta forma de organización refleja cómo se distribuyen los valores de intensidad dentro de la imagen y permite una interpretación visual inmediata [10].

En los sistemas de imagen médica, y particularmente en tomografía computarizada, la capacidad para representar con precisión los detalles espaciales de una estructura depende en gran medida de cómo el sistema responde a estímulos con diferentes características geométricas. Para cuantificar y describir esta respuesta, se recurre al análisis de funciones que modelan la dispersión espacial de la señal, entre las que se encuentran la función de dispersión puntual, la función de línea y la función de respuesta al borde. Estas funciones no solo permiten evaluar la resolución espacial, sino también entender cómo factores físicos y técnicos, como el ruido, el desenfoque o la dispersión afectan la calidad final de la imagen [10].

Función de dispersión puntual

La Función de dispersión puntual (PSF, por sus siglas en inglés) es la medida más básica de las propiedades de resolución de un sistema de imágenes. Esta función describe cómo responde el sistema ante un estímulo puntual, idealmente infinitamente pequeño, y refleja la cantidad de desenfoque que se introduce durante la adquisición de la imagen. Como se puede observar en la Figura 5.14, donde se muestra el estímulo puntual aplicado a un sistema de imágenes (izquierda), y la respuesta del sistema, es decir, la función de dispersión puntual. (derecha) [10][28].

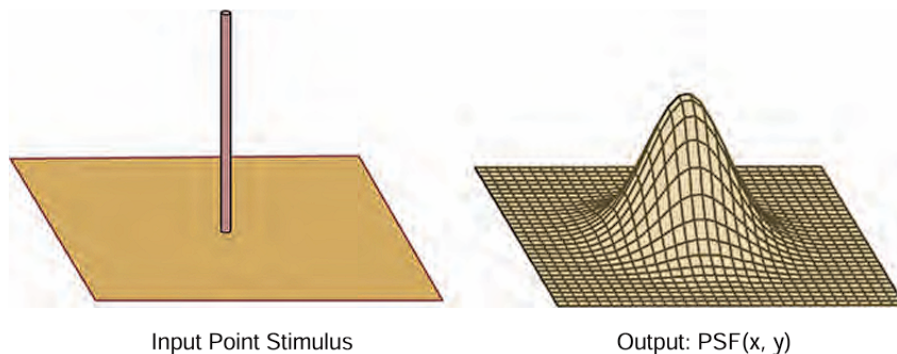


Figura 5.14: Representación de la PSF

Fuente: [10]

En un sistema óptico o de adquisición perfecto, la energía proveniente de una fuente puntual se concentraría en un único punto del plano imagen, generando una reproducción nítida y localizada. Sin embargo, en la práctica, las imperfecciones ópticas, geométricas y físicas, como la difracción, la

dispersión del haz o las limitaciones de los detectores, provocan que esta energía se disperse, generando una distribución difusa alrededor del punto ideal. Esta dispersión es lo que la PSF cuantifica, y puede representarse de manera simétrica o asimétrica dependiendo del sistema, e incluso puede presentar una forma isotrópica (simétrica radialmente) en condiciones ideales o simplificadas [28].

Matemáticamente, la PSF actúa como una función de transferencia: en sistemas lineales e invariantes en el espacio (también llamados isoplanáticos), la imagen generada es el resultado de la convolución entre la escena original y la PSF [10] [28].

Es decir, la PSF determina cómo se distribuye la señal proveniente de cada punto del objeto en la imagen final. Un sistema se considera invariante al desplazamiento (o estacionario) cuando la forma de la PSF se mantiene constante sin importar en qué parte del FOV se ubique el punto de entrada. Por el contrario, si la PSF varía con la posición del objeto, el sistema se denomina no estacionario, como se observa en la Figura 5.15 [10]. De forma general, los sistemas de imágenes médicas se consideran estacionarios, incluso si existen pequeños efectos no estacionarios.

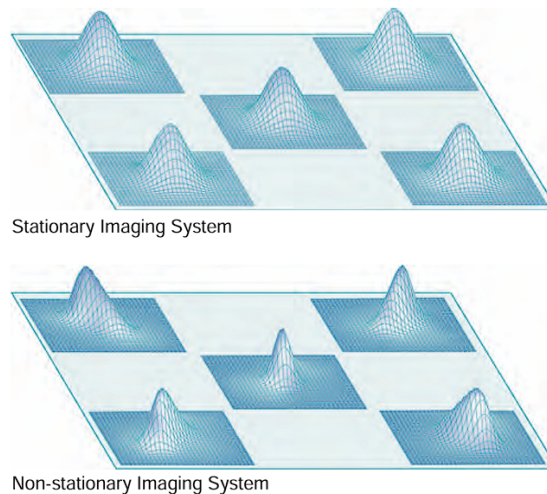


Figura 5.15: Representación de una PSF invariante estacionaria (arriba) y una no estacionaria (abajo)

Fuente: [10]

Además, la PSF puede ser simétrica o asimétrica en su forma en una posición determinada, lo cual depende de la geometría del sistema óptico o detector [28].

Como se mencionó anteriormente, la PSF contiene la información completa sobre la resolución espacial. Para expresarla con un solo número, se puede ignorar la forma de la PSF y simplemente medir su ancho. La forma más común de especificarlo es mediante el valor de Ancho Completo a la Mitad del Máximo (FWHM, por sus siglas en inglés). Sin embargo, tiene una gran desventaja. Por ejemplo, múltiples funciones de dispersión distintas pueden compartir el mismo valor de FWHM sin tener el mismo impacto visual o diagnóstico, lo cual hace que este número no capture adecuadamente la forma completa de la PSF [32].

Desde el punto de vista experimental obtener una PSF precisa es complicado. En imagenología digital, generar una entrada puntual implica utilizar una fuente extremadamente pequeña, como un orificio micrométrico en una lámina de plomo o un alambre fino, con el fin de simular una señal tipo impulso [10]. Este método requiere niveles de exposición elevados para generar una señal medible, y aun así, el resultado suele tener baja relación señal-ruido, ya que la señal útil es mucho menor que en una imagen convencional [32].

Esta dificultad hace que en muchas aplicaciones clínicas o experimentales, se recurra a funciones derivadas más accesibles, como la función de línea o la función de respuesta al borde, que permiten inferir el comportamiento del sistema con procedimientos que permitan contrarrestar de mejor manera el ruido y más fáciles de implementar [32].

Función de dispersión lineal

La función de dispersión lineal (LSF, por sus siglas en inglés) se utiliza para describir la resolución espacial de un sistema de imagen médica. A diferencia de la PSF, esta muestra cómo responde el sistema ante una línea delgada colocada perpendicular al plano de adquisición, como se observa en la Figura 5.16. En términos prácticos, la LSF se obtiene a partir de una sección unidimensional de la PSF, generalmente a lo largo de los ejes del plano de la imagen. Puede considerarse como un perfil de intensidad de la PSF proyectado sobre una línea [10]. Esto hace que su medición sea más sencilla, ya que se puede generar mediante un alambre delgado o un borde metálico colocado dentro del campo de visión del sistema.

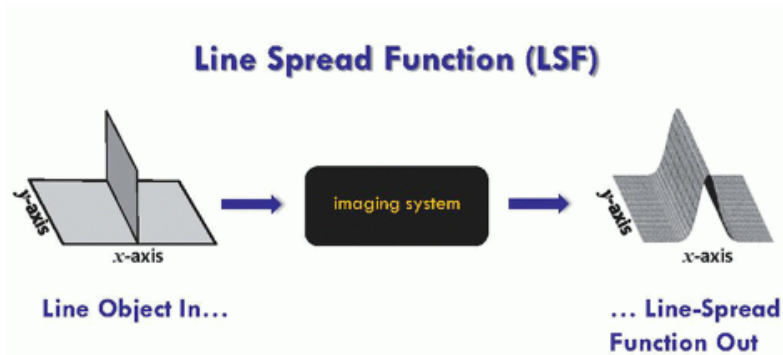


Figura 5.16: Representación de la función LSF

Fuente: [10]

La forma de la LSF refleja el nivel de desenfoque introducido por el sistema durante la adquisición. En condiciones ideales, un borde produciría una transición abrupta de intensidad; sin embargo, debido a factores como las limitaciones del detector, la geometría del haz y la dispersión, esta transición aparece suavizada en la imagen. El perfil de esta transición es lo que se conoce como LSF. En la práctica, se puede obtener derivando la función de respuesta al borde, que representa la variación de intensidad al cruzar un límite entre dos zonas con diferentes niveles de atenuación [10].

Matemáticamente, la LSF conserva muchas propiedades de la PSF, ya que ambos son sistemas isoplanáticos [28]. En este tipo de sistemas, se considera que la respuesta a una señal es la misma sin importar su ubicación en el campo de visión. Esta condición permite aplicar herramientas de análisis como la transformada de Fourier.

La LSF es más accesible de medir que la PSF, ya que no requiere fuentes puntuales, difíciles de implementar en entornos clínicos. Puede evaluarse usando objetos simples, como un alambre delgado, integrados en fantasmas de control de calidad o pruebas rutinarias. Además, la LSF permite derivar la función de transferencia de modulación, la cual describe la respuesta del sistema en el dominio de la frecuencia espacial. Esto facilita el análisis de la capacidad del sistema para diferenciar detalles de distintos tamaños [28].

Función de respuesta al borde

La función de respuesta al borde (ESF, por sus siglas en inglés) representa cómo responde un sistema de imagen médica ante una transición abrupta en intensidad, como la que ocurre en un borde bien definido entre dos regiones de diferente atenuación, (Figura 5.17). A diferencia de la PSF o la LSF, que requieren una fuente puntual o una ranura estrecha para su estimación, la ESF se obtiene al presentar al sistema un borde recto y nítido, y analizar la transición de intensidad que se produce en la imagen generada [10].

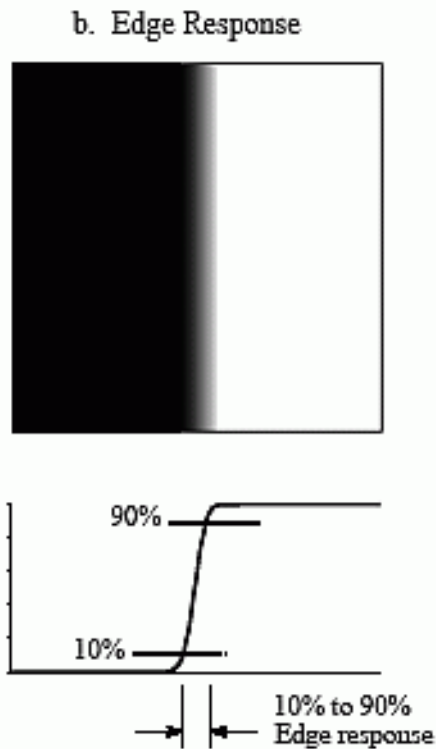


Figura 5.17: Representación de la ESF

Fuente: [32]

La ESF resulta útil en situaciones donde la medición directa de la PSF o LSF no es viable o no proporciona suficiente sensibilidad a ciertos fenómenos. Por ejemplo, cuando se busca evaluar la distribución espacial de efectos como el deslumbramiento o la dispersión. Esto se debe a que un borde estimula una fracción considerable del campo de visión, lo que permite que incluso efectos de baja amplitud se manifiesten con suficiente magnitud para ser detectados. En contraste, tanto la PSF como la LSF concentran la señal en una región muy reducida del detector, lo cual puede ser insuficiente para detectar estos efectos secundarios [10].

Desde un punto de vista práctico, generar una transición tipo borde es relativamente sencillo, ya que puede lograrse con una lámina metálica de borde recto colocada sobre un fondo uniforme. Esto convierte a la ESF en una opción sencilla para pruebas de control de calidad. Además, la forma de la ESF está directamente relacionada con la forma en que los bordes se representan en la imagen, lo que facilita la interpretación de los resultados [32].

A partir de la ESF, es posible obtener la LSF, aplicando una derivada respecto a la posición

espacial, ya que matemáticamente una línea es la derivada de un borde:

$$LSF(x) = \frac{d}{dx}ESF(x)$$

Un parámetro común utilizado al analizar la ESF es la distancia entre los puntos donde la curva alcanza el 10 % y el 90 % de su intensidad máxima, como se observa en la Figura 5.17 [32].

Posteriormente, al aplicar la transformada de Fourier a la LSF, se obtiene la función de transferencia de modulación, que caracteriza la respuesta del sistema frente a distintas frecuencias espaciales:

$$MTF(f) = |\mathcal{F}\{LSF(x)\}|$$

Esta relación entre funciones permite que, a partir de una medición sencilla como un borde recto, se puedan obtener métricas avanzadas de resolución espacial. Dado que la MTF constituye una herramienta importante en la evaluación de los sistemas de tomografía computarizada, su análisis se desarrolla más adelante.

Es así que, aunque cada función se obtiene a partir de distintos estímulos, (puntuales, lineales o de borde) y posee ventajas particulares según la aplicación, todas comparten el objetivo común de describir cómo el sistema dispersa o atenúa la información espacial, pero de forma general, en la mayoría de los casos, dada la medición de una de las funciones de dispersión, se pueden calcular las demás. Esto aumenta la capacidad de utilizar el método de medición más adecuado para caracterizar un sistema de imágenes.

Dominio de frecuencias

Hasta ahora, el análisis de la resolución espacial de un sistema de imagen se ha centrado en el dominio espacial, mediante funciones como la PSF, LSF y ESF. Sin embargo, también es posible abordar esta misma información desde otro punto de vista: el dominio de frecuencias espaciales.

Esto quiere decir que, en lugar de describir directamente la respuesta del sistema ante estructuras físicas concretas, el análisis en frecuencia se enfoca en cómo el sistema responde a patrones periódicos de diferente tamaño, es decir, a diferentes frecuencias espaciales. Esto permite representar la imagen como una combinación de componentes que varían en términos de tamaño y detalle: las estructuras grandes corresponden a bajas frecuencias espaciales y los detalles pequeños, a altas frecuencias. Esta relación está dada por la siguiente expresión:

$$F = \frac{1}{2\Delta} \tag{5.3}$$

donde, F , representa la frecuencia espacial (en líneas por mm) y Δ , es el tamaño del objeto (en mm)

Esto permite no solo estudiar la resolución, sino también evaluar la capacidad del sistema para preservar el contraste de los detalles según su tamaño. Para ello, se recurre a la transformada de Fourier, ya que esta permite convertir una función del dominio espacial (como la LSF) en su equivalente en el dominio de frecuencias.

Función de transferencia de modulación

Al analizar la resolución en el dominio de frecuencias, es necesario contar con una forma de medir cómo un sistema de imagen conserva o pierde detalle a diferentes escalas. La función de transferencia de modulación (MTF, por sus siglas en inglés) permite evaluar esta capacidad, indicando qué tan

bien se mantiene el contraste de estructuras finas en la imagen reconstruida en comparación con el objeto original [10].

La MTF se entiende mejor al analizar cómo responde el sistema a patrones sinusoidales de distintas frecuencias espaciales. Comenzando con la Figura 5.18, se puede observar que si se introduce una señal al sistema, este reproducirá dicha señal con una pérdida progresiva de contraste a medida que aumenta la frecuencia espacial. Esto significa que los detalles más pequeños (frecuencias más altas) son cada vez menos distinguibles en la imagen final [10].

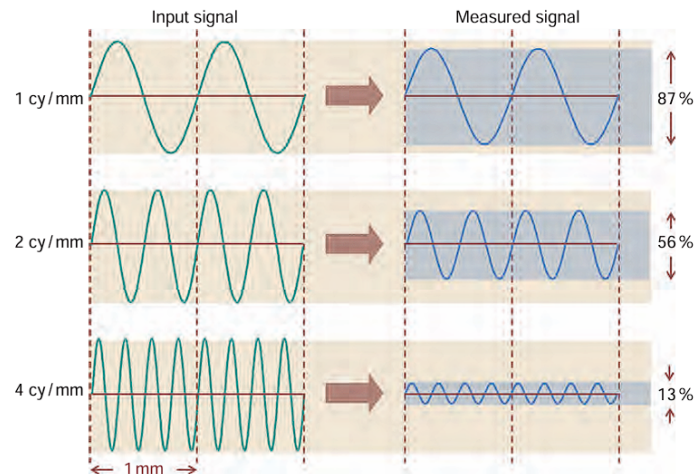


Figura 5.18: Al aumentar el número de ciclos, la señal medida disminuye

Fuente: [10]

Por otro lado, a frecuencias espaciales bajas (correspondientes a estructuras grandes), el sistema generalmente conserva el contraste original. Esto ocurre porque los componentes del sistema (como el detector, el colimador o el algoritmo de reconstrucción) tienen limitaciones físicas y digitales que impiden mantener una transferencia perfecta del contraste en todas las escalas espaciales [11].

Al graficar la reducción de la amplitud para cada señal medida conforme el número de ciclos aumenta, se obtiene la MTF, que ilustra la resolución espacial de un sistema de imágenes en función de la frecuencia espacial de la señal de entrada (Figura 7.21) [10]. Un sistema ideal tendría una MTF que permanece cerca de 1 en todo el rango de frecuencias, lo que indicaría que el sistema puede transferir perfectamente todos los detalles del objeto sin pérdidas de contraste. Sin embargo, en la práctica, la MTF decae con el aumento de la frecuencia espacial, lo que refleja la incapacidad del sistema para resolver detalles más pequeños.

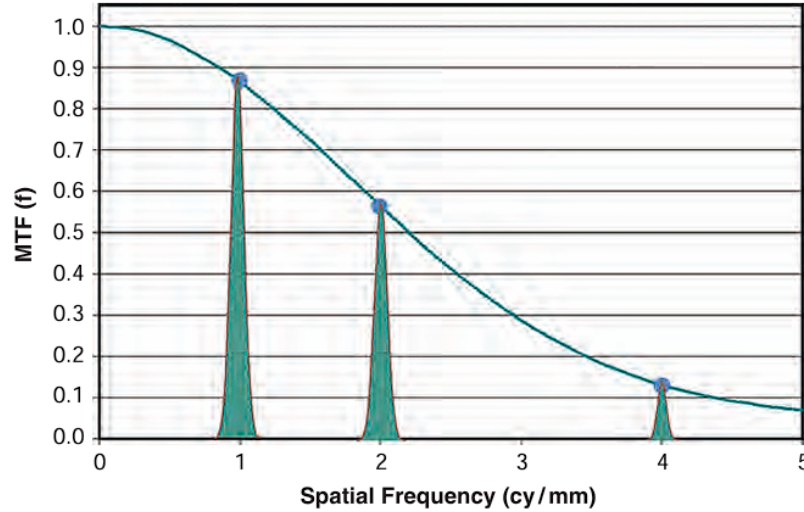


Figura 5.19: Representación de la MTF

Fuente: [10]

Dado que no se pueden usar señales sinusoidales puras en sistemas reales para calcular la MTF, se emplea una estrategia alternativa: usar una fuente puntual o una línea delgada para obtener la función de dispersión lineal. Una vez obtenida la LSF, se le aplica la transformada de Fourier para calcular la MTF (ecuación 5.4). Este proceso genera una curva que indica cuánto contraste se transfiere a cada frecuencia espacial (Figura 7.21). La frecuencia a la que la MTF cae por debajo de cierto umbral (por ejemplo, 0.1 o 10 %) se considera una estimación de la resolución espacial límite del sistema [28].

$$MTF(f) = \left| \int_{x=-\infty}^{\infty} LSF(x) e^{-2\pi i f x} dx \right| \quad (5.4)$$

De forma general, una curva de MTF que se extiende bastante hacia la derecha indica mayor resolución espacial, lo que significa que el sistema de imagen es capaz de reproducir objetos muy pequeños. Una curva de MTF que es más alta para frecuencias espaciales bajas indica mejor resolución de contraste [11].

El estudio de la resolución espacial, tanto en el dominio espacial como en el dominio de la frecuencia, permite una evaluación profunda del desempeño de los sistemas de imagen médica. A través de funciones como la PSF, la ESF y la LSF, es posible analizar cómo responde el sistema ante distintos estímulos ideales, mientras que la MTF proporciona una representación en el dominio de la frecuencia que facilita la comparación objetiva entre diferentes equipos o configuraciones [10].

En la práctica, la resolución espacial se evalúa utilizando fantasmas de prueba, como los fantasmas de pares de líneas o patrones estrellados, que permiten estimar visualmente la resolución límite del sistema. Estos fantasmas se escanean, y las imágenes resultantes son examinadas para determinar hasta qué punto pueden distinguirse las estructuras del patrón.

5.4.2. Artefactos

Los artefactos son distorsiones o errores en la imagen reconstruida que no representan estructuras anatómicas reales. Estos pueden comprometer la calidad diagnóstica del estudio al simular enfermedades u obstruir lesiones verdaderas [10].

Pueden originarse por múltiples factores, incluyendo limitaciones físicas del sistema de adquisición, errores en la reconstrucción o movimientos del paciente, entre otros. En general, se clasifican según su origen en artefactos físicos, geométricos, técnicos y relacionados con el paciente [10].

- **Endurecimiento del haz:** ocurre cuando el haz policromático atraviesa estructuras densas, como hueso o metal, absorbiendo preferentemente fotones de baja energía. Esto genera un espectro bandas oscuras o zonas con atenuación alterada. Aunque se utilizan filtros de aluminio y correcciones básicas, el artefacto puede persistir, especialmente en presencia de implantes [10].
- **Estrías por materiales densos:** los objetos metálicos como empastes o prótesis pueden causar estrías debido a la alta atenuación o movimiento durante el escaneo. Estos artefactos pueden intensificarse si hay movimiento mandibular, como al tragar [10].
- **Volumen parcial:** se presenta cuando un vóxel contiene más de un tipo de tejido. El valor promedio calculado puede inducir errores. Hoy en día, su efecto se reduce usando cortes delgados o reconstrucciones en múltiples planos [10].
- **Aliasing:** se da cuando no se adquieren suficientes proyecciones para reconstruir detalles finos, generando distorsiones repetidas. Es raro en equipos modernos, pero puede aparecer en estudios de muy alta resolución [10].
- **Artefactos del receptor de imagen y software:** en sistemas digitales, ya sea de TC o radiografía computarizada, pueden aparecer artefactos por problemas con el receptor de imagen: polvo, arañazos o píxeles muertos. Estos defectos se manifiestan como manchas o líneas en la imagen. Muchos de ellos pueden corregirse mediante limpieza o interpolación digital. Además, los algoritmos de procesamiento aplican técnicas como el flatfielding para corregir las irregularidades de iluminación del detector y lograr una respuesta uniforme del sistema.

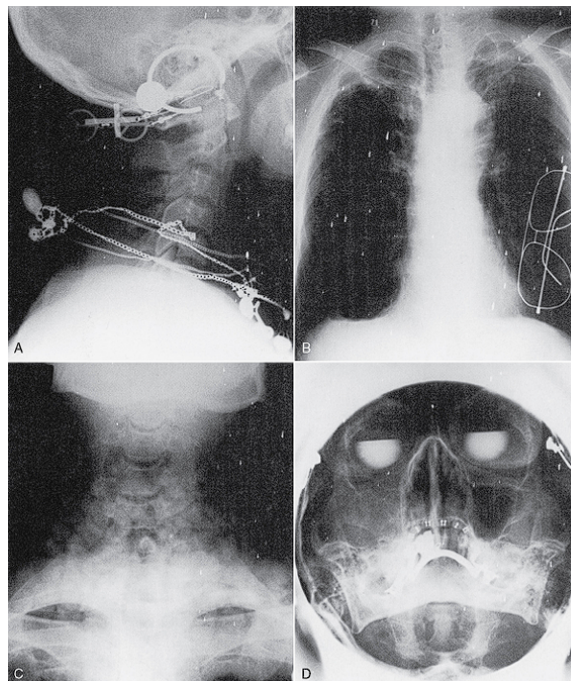


Figura 5.20: Algunos ejemplos de artefactos en imágenes médicas

Fuente: [10]

5.4.3. Ruido

El ruido es una fluctuación aleatoria en los valores de los píxeles de la imagen que no corresponde a diferencias reales en el objeto que se está escaneando. Dicho de otro modo, el ruido representa variaciones indeseadas que pueden dificultar la correcta interpretación de la imagen médica [10].

Este puede ser causado por los siguientes factores:

- El número limitado de fotones detectados.
- Fluctuaciones electrónicas en el detector.
- Métodos de reconstrucción de imagen.
- Parámetros de adquisición (como mA, kVp, tiempo de exposición).

El impacto del ruido es importante porque afecta directamente la calidad diagnóstica: a mayor ruido, menor será la capacidad de distinguir estructuras pequeñas o diferencias sutiles de densidad [11].

Para evaluar y cuantificar el ruido en imágenes de TC, se suelen utilizar medidas estadísticas como la desviación estándar (σ), la cual se obtiene de la siguiente manera:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (\bar{x} - x)^2} \quad (5.5)$$

donde \bar{x} es el valor de cada píxel en la región seleccionada, x es el valor promedio de los píxeles y N es el número total de píxeles [10].

Para medirlo, se selecciona una región de interés (ROI, por sus siglas en inglés), sobre un área uniforme, como en un fantoma relleno de agua, y luego se miden los valores de σ de los píxeles dentro de esa ROI. De esta manera, a menor desviación, menor será el nivel de ruido [31].

5.4.4. Contraste

El contraste describe la capacidad de un sistema de imagen para distinguir entre regiones con diferencias sutiles respecto a su entorno, como variaciones en la densidad o en el número atómico efectivo. Este contraste puede originarse de forma intrínseca, cuando existen diferencias naturales entre los tejidos del cuerpo o puede ser potenciado extrínsecamente mediante el uso de agentes de contraste como el yodo [10].

Factores como la energía del haz, el algoritmo de reconstrucción y la respuesta del detector también influyen directamente en cómo se representa el contraste en la imagen final. De forma general, la TC es capaz de detectar diferencias de densidad entre el 0.25 % y el 0.5 %, dependiendo del escáner utilizado [31].

La resolución de bajo contraste se puede medir utilizando fantomas que contienen objetos de bajo contraste de distintos tamaños (Figura 5.21). El rendimiento de bajo contraste del escáner se define típicamente como el objeto más pequeño que puede visualizarse con un nivel de contraste y una dosis específica [31].

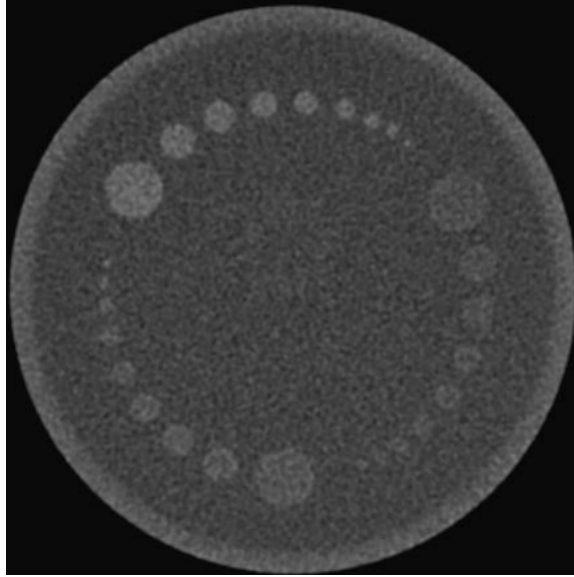


Figura 5.21: Sección del fantoma Catphan para bajo contraste

Fuente: [31]

5.4.5. Razón contraste-ruido

La razón contraste-ruido (CNR, por sus siglas en inglés) es un parámetro cuantitativo que permite evaluar qué tan bien puede distinguirse un objeto del fondo en una imagen médica, tomando en cuenta el nivel de ruido presente. A diferencia del contraste simple, que solo mide la diferencia entre intensidades, la CNR normaliza esa diferencia respecto al ruido, ofreciendo así una medida más robusta del rendimiento del sistema [10].

Esta se define como la diferencia entre el valor medio de una región de interés dentro del objeto y el valor medio del fondo, dividida por la desviación estándar del fondo, es decir:

$$CNR = \frac{\bar{\mu}_{objeto} - \bar{\mu}_{fondo}}{\sigma_{fondo}} \quad (5.6)$$

La CNR es un indicador importante para optimizar los parámetros de adquisición, como el voltaje del tubo o la dosis administrada, ya que una CNR alta implica mejor visibilidad de estructuras sin necesidad de aumentar innecesariamente la dosis al paciente. Un ejemplo de las mediciones para obtener la CNR se observa en la figura 5.22, donde se emplean discos insertados en un fantoma como elementos de contraste.

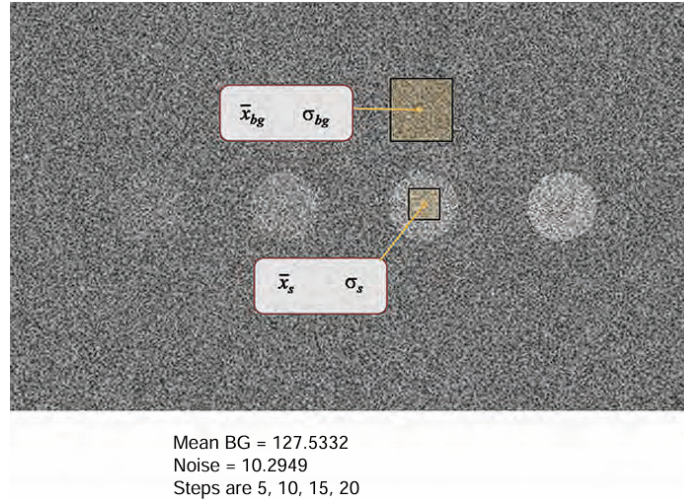


Figura 5.22: Mediciones para CNR

Fuente: [10]

5.5. Control de calidad

El Control de Calidad (CC) en tomografía computarizada se define como un programa sistemático que evalúa de manera periódica el desempeño del escáner y lo compara con estándares preestablecidos, con el objetivo de garantizar que cada imagen producida cumpla con los criterios de calidad diagnóstica y al mismo tiempo se minimice la dosis de radiación administrada tanto a los pacientes como al personal [31]. Este proceso comprende la realización de pruebas de aceptación y constancia, en las cuales se evalúan parámetros técnicos (como la resolución espacial, el ruido, el contraste, la linealidad de los números CT, entre otros) utilizando fantomas y otros instrumentos de prueba. En paralelo, el Aseguramiento de la Calidad (AC) se orienta a diseñar, implementar y mantener un conjunto de políticas y procedimientos que aseguren que la práctica clínica se ajuste a los estándares de calidad establecidos por las autoridades y organizaciones profesionales. Los programas de AC, que en ocasiones integran los componentes de CC, abarcan aspectos administrativos, clínicos, físicos y técnicos, y tienen como finalidad no solo optimizar la imagenología sino también mejorar la seguridad del paciente y la eficacia del tratamiento [21]. En conjunto, estos sistemas de control y aseguramiento de la calidad constituyen la base para una práctica óptima en tomografía computarizada, ya que aseguran la reproducibilidad y seguridad de los estudios.

5.5.1. Estándares internacionales

Para que las pruebas de control de calidad en tomografía computarizada se realicen de manera uniforme y confiable, existen guías y recomendaciones emitidas por organismos internacionales. Estas directrices ayudan a establecer criterios claros sobre qué parámetros deben evaluarse, con qué frecuencia y bajo qué condiciones.

Un ejemplo es el TECDOC 1958 publicado por el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) para Latinoamérica. Este documento describe un conjunto de pruebas para verificar el rendimiento del tomógrafo, incluyendo resolución espacial, espesor de corte, ruido, números CT y dosis [26].

Por otro lado, el American College of Radiology (ACR) propone un programa de acreditación para servicios de tomografía, el cual establece tolerancias específicas para cada parámetro evaluado y donde utilizan el fantoma ACR mencionado anteriormente [5].

La American Association of Physicists in Medicine (AAPM) también ha publicado guías técnicas, como el AAPM Report No. 39 y el más reciente Report No. 233. Estos reportes detallan cómo implementar un programa de calidad para tomografía computarizada, indicando qué pruebas deben realizarse de forma diaria, mensual o anual, y qué resultados se consideran aceptables [3][4].

Estas normativas y guías proporcionan una base común que permite comparar resultados entre distintas instituciones y asegurar que los estudios realizados con tomografía computarizada mantengan una buena calidad diagnóstica y un uso seguro de la radiación.

5.5.2. Pruebas de control de calidad

Como se mencionó anteriormente, las pruebas de control de calidad se aplican de forma periódica y siguen protocolos definidos. En la práctica, estas pruebas se hacen utilizando fantomas específicos que permiten medir distintas variables. Generalmente, el procedimiento consiste en colocar el fantoma en la camilla del tomógrafo, alinear su centro con el isocentro del escáner, como se observa en la figura 5.23 y realizar una serie de cortes con los parámetros definidos para cada prueba.

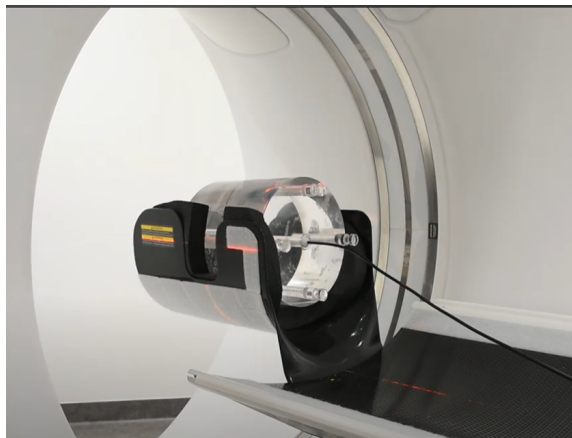


Figura 5.23: Colocación de un fantoma en la camilla del tomógrafo

Fuente: [14]

Estas pruebas permiten verificar si el equipo funciona correctamente, si produce imágenes confiables y si cumple con los estándares de seguridad y precisión necesarios para el diagnóstico clínico.

A continuación, se presenta una tabla con algunas de las pruebas más comunes en tomografía computarizada:

Tabla 5.1: Pruebas comunes de control de calidad en tomografía computarizada

Prueba	Descripción	Instrumento/Forma de medirlo
Uniformidad	Se evalúa la homogeneidad de los números CT en una región rellena con material uniforme. Se analizan varias regiones de interés (ROIs) para verificar que los valores no varíen significativamente entre el centro y la periferia.	fantoma de agua o polímero homogéneo; análisis de ROIs con software.
Número CT	Compara los valores Hounsfield obtenidos para distintos materiales con los valores esperados. Es útil para verificar si el sistema está calibrado correctamente.	fantoma con insertos de materiales conocidos (agua, aire, teflón, etc.); comparación con tablas de referencia.
Resolución espacial	Mide la capacidad del sistema para diferenciar estructuras pequeñas y cercanas entre sí. Se utilizan patrones con líneas o rejillas de diferente densidad.	fantoma con patrones de resolución (ACR o Catphan); se observan las líneas más finas que se pueden distinguir.
Contraste	Evalúa si el escáner puede distinguir objetos con densidades similares al fondo. Se basa en detectar esferas o insertos de bajo contraste.	fantoma con insertos de bajo contraste en fondo homogéneo; inspección visual o software.
Ruido	Se mide como la variación de los valores CT en una zona homogénea. Infiere en la nitidez de la imagen y depende de la dosis utilizada.	fantoma uniforme (ej. agua); medición de desviación estándar en una ROI.

5.5.3. CTDI

El Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI, por sus siglas en inglés) es una medida estandarizada para estimar la dosis absorbida durante un estudio de tomografía computarizada. Este índice no busca estimar la dosis individual que recibe un paciente específico, sino proporcionar una referencia útil para comparar protocolos de escaneo y verificar el rendimiento del equipo desde el punto de vista dosimétrico[31].

Dado que en tomografía computarizada el haz de rayos X realiza múltiples cortes consecutivos o helicoidales, la distribución de dosis a lo largo del eje del paciente (eje z) no es uniforme. Por esto, el CTDI se define como la integración de la distribución de dosis en el eje longitudinal, normalizada por el grosor del corte: [31]

$$\text{CTDI} = \frac{1}{nT} \int_{-z}^{+z} D(z) dz$$

donde:

- $D(z)$: distribución de la dosis a lo largo del eje del paciente,
- T : espesor del corte.
- n : cantidad de cortes realizados.

En la práctica se utiliza el CTDI_{100} . En este caso la dosis se mide mediante una cámara de ionización tipo lápiz de 10 cm de longitud activa, colocada dentro de un fantoma cilíndrico de PMMA. Existen dos tipos principales, el de cabeza de 16 cm de diámetro y el de cuerpo de 32 cm de diámetro. Ambos tienen 15 cm de largo y contienen orificios específicos donde se inserta la cámara de ionización [10]. Una ilustración de estos fantomas se muestra en la figura 5.24

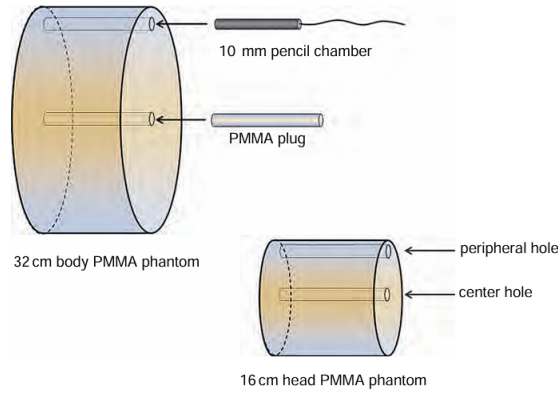


Figura 5.24: Ilustración de los fantomas utilizados para calcular el CTDI. En la parte superior se muestra el fantoma de cuerpo o tórax de 32 cm. En la parte inferior se muestra un fantoma de cabeza de 16 cm

Fuente: [10]

De esta forma, el índice $CTDI_{100}$ se calcula considerando la dosis medida en esos 100 mm. [10]

$$CTDI_{100} = \frac{1}{n \cdot T} \int_{-50}^{+50} D(z) dz$$

Dado que la dosis no es igual en el centro y en la periferia del fantoma, se debe realizar la medición del $CTDI_{100}$ tanto en el centro como en la periferia del fantoma. De esta manera se define el CTDI ponderado ($CTDI_w$) como:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,centro} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,periferia}$$

Esta fórmula toma en cuenta la mayor dosis que suelen recibir las regiones periféricas del cuerpo debido a su menor atenuación respecto al centro y da una buena estimación de la dosis promedio en el fantoma [10].

En tomografía helicoidal o espiral, donde la mesa se mueve continuamente mientras gira el tubo de rayos X, se introduce el concepto de *Pitch*, definido como:

$$Pitch = \frac{\text{avance de la mesa por rotación}}{\text{colimación total}}$$

Un *Pitch* mayor a 1 implica separación entre cortes (menor dosis), mientras que uno menor a 1 implica solapamiento (mayor dosis). De esta forma, el $CTDI_w$ se ajusta mediante el CTDI volumétrico ($CTDI_{vol}$) usando [10]:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch}$$

5.5.4. DLP

Se trata del producto dosis-longitud (DLP, por sus siglas en inglés) y es otro descriptor de dosis utilizado en estudios de TC. El DLP proporciona una medida de la cantidad total de exposición para una serie de escaneos. El DLP se puede calcular si se conoce la longitud del volumen irradiado [31].

$$\text{DLP} = \text{CTDI}_{vol} \cdot \text{Longitud del escaneo}$$

Este parámetro se expresa en mGy·cm y representa mejor la dosis acumulada total que recibe el paciente en un estudio.

El CTDI y el DLP forman parte de los indicadores obligatorios en los reportes de dosis generados por los equipos de tomografía para cumplir con normativas internacionales, como las del IAEA.

5.6. Impresión 3D

La impresión 3D, también conocida como fabricación aditiva, es una tecnología que permite la creación de objetos tridimensionales a partir de modelos digitales, mediante la adición sucesiva de capas de material. A diferencia de los métodos de fabricación sustractivos, que eliminan material de un bloque sólido, la impresión 3D construye el objeto desde cero, lo que la hace especialmente eficiente para fabricar geometrías complejas, personalizadas o de una sola unidad [13].

El origen de la impresión 3D se remonta a la década de 1980. En 1984, Charles Hull inventó la estereolitografía (SLA, por sus siglas en inglés), una de las primeras técnicas de impresión 3D, que utilizaba un láser ultravioleta para curar resina fotosensible capa por capa. Hull fundó posteriormente la empresa 3D Systems, que comercializó una de las primeras impresoras 3D en 1987. A partir de entonces, surgieron otras tecnologías como el modelado por deposición fundida (MDF), desarrollada por Scott Crump en 1989, y la sinterización selectiva por láser (SSL), creada por Carl Deckard durante la misma época [8].

Esta tecnología ha sido ampliamente adoptada en distintas áreas, desde la industria automotriz y aeroespacial hasta la medicina, donde se utiliza para fabricar prótesis, modelos anatómicos, guías quirúrgicas y fantasmas clínicos. Su capacidad para adaptar el diseño a necesidades específicas ha sido una ventaja significativa en el ámbito de la imagenología médica, permitiendo reproducir estructuras anatómicas o desarrollar objetos de prueba compatibles con equipos de diagnóstico [33].

Existen distintas técnicas de impresión 3D, cada una con características específicas. La MDF, por ejemplo, es la más extendida debido a su bajo costo y facilidad de uso. Por otro lado, la SLA permite mayor resolución y detalle, al utilizar resina líquida que se endurece mediante luz ultravioleta. La SSL, en cambio, emplea un láser para sinterizar polvo plástico o metálico, y se utiliza en aplicaciones más industriales [25].

La elección de la tecnología de impresión depende de factores como el tipo de material, la resolución requerida, las propiedades físicas deseadas y el costo del proceso. En imagenología médica, además, es importante considerar la compatibilidad del material con los equipos de diagnóstico, en especial su comportamiento frente a los rayos X. Por esta razón, la impresión 3D resulta útil no solo para reproducir estructuras anatómicas, sino también para diseñar fantasmas personalizados, que pueden adaptarse a los requerimientos de pruebas específicas de control de calidad.

5.6.1. Modelado por deposición fundida

Es una de las técnicas más populares y accesibles dentro del campo de la impresión 3D. Fue desarrollada a finales de la década de 1980 por Scott Crump, quien posteriormente fundó la empresa Stratasy, una de las pioneras en la comercialización de impresoras 3D basadas en esta tecnología [8].

El proceso MDF consiste en calentar un filamento termoplástico hasta que alcanza su punto de fusión y luego extruirlo a través de una boquilla, depositándolo capa por capa sobre una base o cama de impresión (Figura 5.25). A medida que el material fundido se enfría, se solidifica y se adhiere a la capa anterior, formando gradualmente el objeto tridimensional deseado. Este proceso está controlado por un modelo digital, usualmente en formato STL, generado a partir de un software de diseño asistido por computadora (CAD) [13].

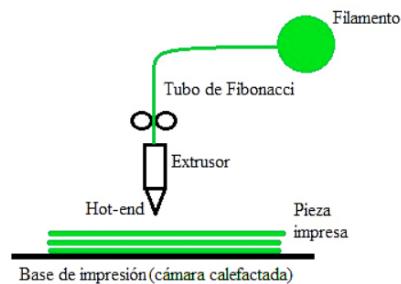


Figura 5.25: Ilustración del modelado por deposición fundida

Fuente: [13]

La técnica MDF se caracteriza por su bajo costo, facilidad de uso y amplia disponibilidad de materiales, lo que la convierte en una opción ideal para aplicaciones educativas, de prototipado rápido y médicas. En el contexto de la imagenología médica y el desarrollo de fantomas, esta técnica permite fabricar estructuras personalizadas con geometrías complejas y cavidades internas, necesarias para reproducir las condiciones de escaneo o insertar componentes que simulan tejidos u órganos.

Uno de los aspectos más importantes en MDF es el control de parámetros como la temperatura de extrusión, la velocidad de impresión, el relleno interno, la altura de capa y la adhesión a la cama, ya que afectan directamente la calidad del objeto impreso. Para la fabricación de fantomas clínicos, también es importante evaluar el comportamiento del material frente a la radiación ionizante, de manera que sus propiedades permitan simular tejidos humanos con fidelidad suficiente para pruebas de calidad.

Aunque la resolución y el acabado superficial que ofrece el MDF pueden ser inferiores a los de otras técnicas, como la estereolitografía, su capacidad para producir piezas resistentes y funcionales ha demostrado ser útil en diversas áreas de la medicina, incluyendo cirugía personalizada, planificación preoperatoria y control de calidad de equipos de diagnóstico por imágenes [13].

6.0.1. Impresora 3D

Para la realización de este proyecto se utilizó una impresora 3D de tecnología MDF: la Creality Ender 3 V3 Plus, Figura 6.1. La elección de este equipo se basó en su disponibilidad, facilidad de uso y compatibilidad con materiales como PETG y PLA, siendo el primero de estos el filamento principal utilizado en este proyecto. Se utilizó en dos variantes: blanco y transparente. Las características técnicas de este material se detallan en la Tabla 6.1.



Figura 6.1: Fotografía de la impresora Creality Ender 3 V3 Plus

Fuente: Propia

Tabla 6.1: Características técnicas del filamento PETG blanco y transparente

Propiedad	PETG Blanco	PETG Transparente	Unidad
Diámetro	1.75 ± 0.05	1.75 ± 0.05	mm
Densidad	1.27	1.27	g/cm ³
Temperatura de impresión	230–250	230–250	°C
Temperatura de cama	70–90	70–90	°C
Temperatura de transición vítrea	~80	~80	°C
Resistencia a la tracción	50–60	50–60	MPa
Elongación a la rotura	20–30	20–30	%
Opacidad	Alta (no translúcido)	Baja (translúcido)	—

Parámetros del filamento

En el presente trabajo, se eligió PETG (polietileno tereftalato glicolado), Figura 6.2 como material principal para la construcción del fantoma. Esta decisión se basa en sus propiedades mecánicas y térmicas así como su compatibilidad con técnicas de impresión 3D.



Figura 6.2: Rollo de filamento PETG Blanco

Fuente: Propia

Desde el punto de vista estructural, el PETG soporta deformaciones sin romperse y puede resistir mejor golpes, caídas accidentales o presiones durante la colocación del fantoma en el tomógrafo. Además, cuenta con muy baja absorción de agua, por lo que resulta extremadamente impermeable.

El PETG requiere parámetros de impresión específicos debido a su mayor resistencia térmica y distinta adherencia entre capas. A pesar de ser un material relativamente fácil de imprimir, el PETG presenta mayor tendencia a formar hilos y necesita temperaturas más altas tanto en el extrusor como en la cama caliente. Por esta razón, no es posible utilizar los mismos parámetros de impresión que se emplean comúnmente para el PLA. Por lo anterior, se realizó el proceso de calibración de la impresora Creality Ender 3 V3 Plus para garantizar una buena adhesión entre capas, evitar deformaciones y obtener piezas dimensionalmente estables; el proceso de calibración se encuentra en los anexos. Las configuraciones utilizadas para las impresiones se resumen en la Tabla 6.2.

Tabla 6.2: Parámetros de impresión utilizados para el filamento PETG

Parámetro	Valor	Unidad
Tamaño de la boquilla	0.4	mm
Grosor de capa	0.15	mm
Temperatura de la boquilla	240	°C
Temperatura de la cama	70	°C
Bucles de perímetro	6	—
Patrón de relleno de la cubierta superior	Línea Continua	—
Patrón de relleno de la cubierta inferior	Monotónico	—
Porcentaje de relleno	100 %	-
Patrón de relleno sólido interno	Monotónico	—
Ángulo de relleno	45	°
Velocidad de impresión (primera capa)	30	mm/s
Velocidad de impresión (Relleno de la primera capa)	105	mm/s
Velocidad de impresión (perímetro externo)	300	mm/s
Velocidad de impresión (perímetro interno)	450	mm/s

6.0.2. Diseño del fantoma

De acuerdo con los objetivos establecidos, el propósito principal del fantoma desarrollado fue permitir la realización de la prueba de CTDI. Como se indica en la Tabla 5.1, esta prueba requiere un fantoma cilíndrico con cavidades para alojar un dosímetro.

El diseño de la estructura se llevó a cabo utilizando el software Autodesk Inventor (Autodesk Inventor 13, Autodesk, USA) y Creality Print (Creality Print 4.3.7, Shenzhen Creality 3D Technology Co., China), software utilizado para la preparación de los archivos de impresión. En la Figura 6.3 se presentan las distintas propuestas exploradas.

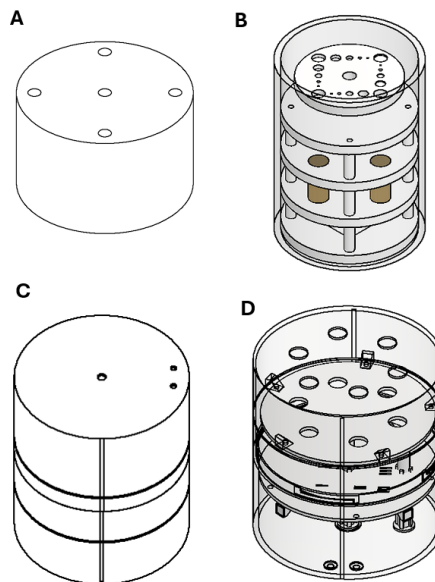


Figura 6.3: Propuestas de impresión para el fantoma

Fuente: Propia

El primer diseño se basó en las dimensiones del fantoma comercial RADCAL 20CT20 para CTDI y consistía en un cilindro impreso en PETG con un 100 % de relleno (Figura 6.3, A). No obstante, esta opción fue descartada debido al elevado consumo de material y al extenso tiempo de impresión requerido.

Para el segundo diseño, se tomó como base el fantoma del American College of Radiology, que contemplaba módulos intercambiables para permitir la ejecución de múltiples pruebas además del CTDI, como se muestra en la Figura 6.3, B. Sin embargo, este modelo también fue descartado por la complejidad del ensamblaje y el alto costo de producción.

Finalmente, se optó por seguir las recomendaciones del informe AAPM Report No. 200, el cual incluye, en sus anexos, los planos de un fantoma de cuerpo para tomografía computarizada (Figura 6.3, C). Este modelo fue adaptado para incorporar módulos intercambiables, retomando así parte del enfoque de las versiones anteriores, como puede observarse en la figura 6.3, D.

Posteriormente, se trabajó en el desarrollo de un fantoma de cabeza, el cual también se diseñó siguiendo las recomendaciones establecidas por la AAPM. El diseño de este modelo se muestra en la Figura 6.4. A diferencia de los modelos anteriores, este diseño redujo el diámetro del cilindro de 29 cm a 16 cm y se añadió una cavidad adicional para permitir más posiciones de medición con la cámara de ionización (Figura 6.5). La decisión de desarrollar este nuevo prototipo respondió a los problemas de filtración de agua observados en el modelo representado en la Figura 6.3, D, así como a la necesidad de reducir los costos de material y el tiempo de impresión.

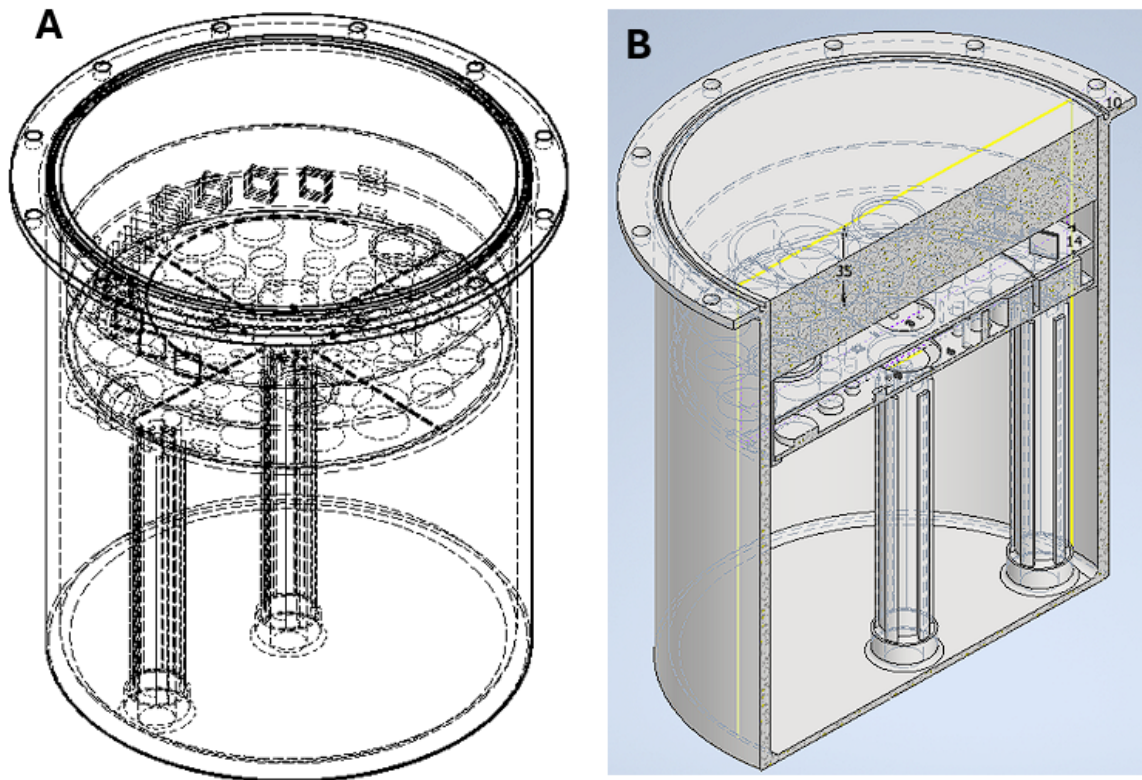


Figura 6.4: A) Diseño del fantoma de 16 cm de diámetro. B) Vista esquemática del fantoma

Fuente: Propia

En los fantomas diseñados para evaluar la dosis absorbida en tomografía computarizada, como los propuestos por la AAPM y el ACR, es común encontrar una configuración con cinco cavidades:

una ubicada en el centro del cilindro y cuatro más distribuidas de manera equidistante en el borde, aproximadamente en las posiciones correspondientes a las 12, 3, 6 y 9 del reloj al verse desde arriba.

Esto permite observar cómo varía la cantidad de radiación depositada en distintos puntos, lo cual ayuda a estimar un valor promedio que refleje mejor la exposición que recibe un paciente durante una exploración tomográfica.

Para el fantoma realizado, se optó por una versión adaptada de este diseño. El fantoma cuenta con dos cavidades: una en el centro y otra ubicada en el borde, aproximadamente en la posición de las 12 en punto, como se ve en la Figura 6.5, A. Esto permite mantener la capacidad de comparar la dosis entre el centro y el borde, y así estimar el comportamiento general de la distribución de la dosis. Al mismo tiempo, se reduce la cantidad de material y tiempo de impresión requeridos. Esta configuración también facilita la colocación y el manejo de los dosímetros, ya que el fantoma solo debe rotarse para realizar la medición en los demás puntos. En la Figura 6.5, B, se muestra el diseño de las piezas destinadas a alojar las cámaras de ionización dentro del fantoma.

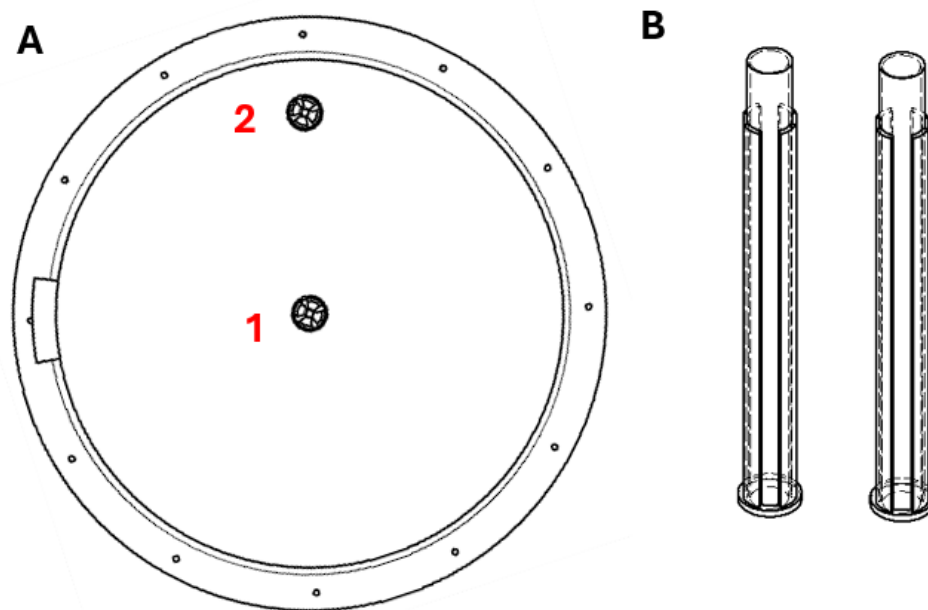


Figura 6.5: A) Diseño de la prueba para CTDI, B) Diseño de los soportes para las cámaras de ionización

Fuente: Propia

Además de la prueba de CTDI, este nuevo diseño fue realizado para permitir la realización de las pruebas listadas en la Tabla 5.1, manteniendo la idea de incorporar insertos intercambiables para evaluar distintos parámetros de calidad de imagen. La distribución y forma de estos insertos pueden observarse en la Figura 6.4.

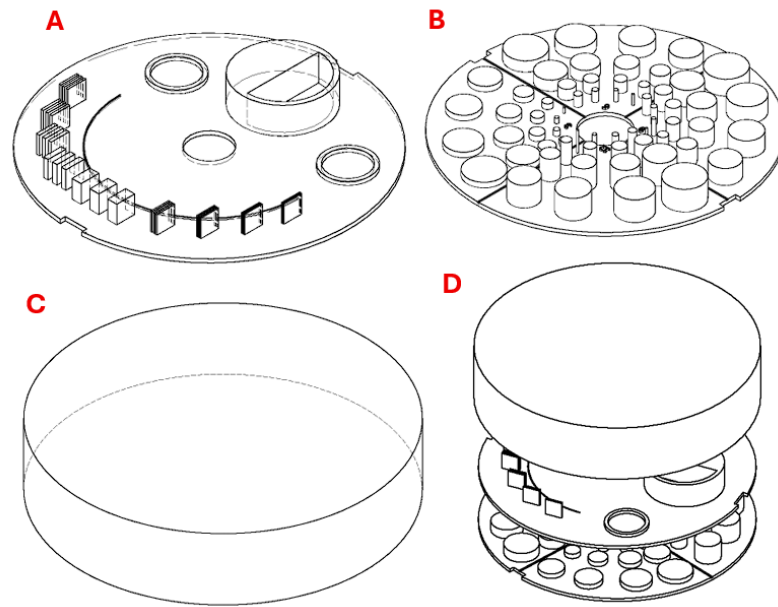


Figura 6.6: Diseño de los insertos para el fantoma de cabeza

Fuente: Propia

Se diseñaron módulos específicos para evaluar los distintos parámetros de calidad de imagen mencionados anteriormente. Uno de estos fue el inserto destinado a la prueba de resolución espacial (Figura 6.6, A) el cual abarca un rango de 0.1 a 2 pares de líneas por mm (LP/mm). Este inserto fue pensado para representar estructuras con diferentes niveles de detalle, permitiendo evaluar la capacidad del sistema para distinguir entre líneas finas y separadas a distintas frecuencias espaciales.

Sin embargo, la resolución alcanzable estuvo limitada por las características del sistema de impresión utilizado. En particular, se empleó un extrusor con boquilla de 0.4 mm de diámetro, cuyo detalle mínimo es de aproximadamente 0.2 mm. Esto impidió incorporar frecuencias espaciales más altas sin comprometer la precisión geométrica del patrón.

Además, en este mismo inserto se presenta una sección diseñada para evaluar la función de dispersión de línea y la función de dispersión puntual. Este módulo incluye una región con un círculo dividido en un ángulo de 90° , donde la mitad derecha fue rellena con PETG. Esta configuración crea un límite bien definido entre dos materiales con diferentes propiedades de atenuación, lo cual es necesario para calcular la LSF, ya que esta se obtiene a partir del cambio de intensidad a lo largo de un borde con alto contraste. Además, el inserto contiene dos cavidades adicionales para alojar dos cilindros de 20 mm de diámetro que están rellenos con PETG pero contienen en su centro un alambre de latón de 0.41 mm de diámetro. Estos se emplean para obtener la PSF, ya que el alambre, al ser muy delgado y denso, actúa como una fuente puntual de señal que permite estudiar la respuesta del sistema a una estructura pequeña.

Por otro lado, se diseñó un inserto para evaluar la capacidad del sistema de detectar estructuras de bajo contraste, como se muestra en la Figura 6.6, B. Este módulo contiene cuatro grupos de cilindros con diámetros que van desde 1 mm hasta 20 mm, distribuidos de forma uniforme dentro del inserto. Cada grupo fue impreso con el mismo material, variando el porcentaje de relleno, desde 100% en el Grupo 1 hasta 70% en el Grupo 4, y la altura, que disminuyó de 12 mm a 3 mm. Estos valores se eligieron para evitar que las piezas se deformaran o resultaran difíciles de visualizar en la imagen. El objetivo de este diseño fue generar cilindros con distintos niveles de atenuación, combinando la densidad efectiva del material con la cantidad de material atravesado por los rayos

X. De esta forma, se buscó observar cómo el tomógrafo distingue objetos con diferentes espesores y densidades, simulando condiciones clínicas de bajo contraste y permitiendo evaluar parámetros como la SNR y la CNR.

En la figura 6.6, C, se muestra el inserto utilizado para evaluar la uniformidad y el nivel de ruido en las imágenes. Este inserto consiste en un disco, fabricado con las mismas dimensiones externas que los otros módulos, y con una cavidad central que se llenó completamente de agua. Finalmente, en la Figura 6.6, D, se observa la disposición de los insertos dentro del fantoma.

6.0.3. Costos de fabricación del fantoma

Para la fabricación del fantoma se utilizaron principalmente rollos de filamento PETG, piezas de tubería para prototipos, acrílico y elementos básicos de tornillería. Además, se consideró un costo estimado por el uso de la impresora 3D, tomando como referencia un valor promedio de Q1.20 por hora de impresión, que incluye el consumo eléctrico y el desgaste básico del equipo. En la Tabla 6.3 se presenta un resumen de los gastos estimados del proyecto.

Concepto	Costo unitario (Q)	Cantidad	Total (Q)
Filamento PETG (CR-PETG)	159	14.5 rollos	2,305.5
Válvulas y piezas de tubería (prototipos)	–	–	150
Media plancha de acrílico	175	1	175
Tornillería	–	–	50
Uso de impresora 3D	1.20 /h	200 h	240
Total estimado			2,920.5

Tabla 6.3: Costos unitarios, cantidades y total estimado para la fabricación del fantoma.

6.0.4. Adquisición de imágenes

Para evaluar el funcionamiento del fantoma clínico fabricado, se realizaron escaneos en un tomógrafo Canon Aquilion Lightning. El proceso se realizó de la siguiente manera:

1. Se llenó el fantoma con agua a través de un orificio lateral. Luego se selló el orificio y se verificó la impermeabilidad del mismo.
2. Se colocó el fantoma en el tomógrafo y se alineó respecto al isocentro utilizando los láseres de posicionamiento.
3. Se realizó un escaneo helicoidal completo del fantoma con parámetros para un protocolo de cabeza. (ver Tabla 6.4)

Tabla 6.4: Parámetros del protocolo utilizado en el escaneo helicoidal del fantoma

Parámetro	Valor
kVp	120 kVp
Corriente del tubo (mA)	200 mA
Tiempo de rotación	0.75 s
Rango de escaneo	220.0 mm
Grosor de corte	2 mm

6.0.5. Medición de CTDI

1. Se insertó una cámara de ionización (RADCAL 10X6-3CT) en el orificio central del fantoma.
2. Se realizó un escaneo del tipo estático y secuencial (S&S) para registrar la dosis entregada.
3. Se anotó el valor indicado en la consola de la cámara de ionización (T3 Accu-Gold+).
4. Se cambió la posición de la cámara de ionización del centro a el orificio ubicado en la periferia del fantoma.
5. Se repitieron los pasos 2 y 3.
6. Se giró el fantoma hasta que se cumplieran las posiciones periféricas (12, 3, 6, y 9 horas).

6.0.6. Cálculo $CTDI_{VOL}$

1. Con las mediciones de la cámara de ionización calcular el índice de dosis ponderado mediante la ecuación 6.1:

$$C_W = \frac{1}{3}(C_{100,c} + 2C_{100,p}) \quad (6.1)$$

Donde, $C_{100,c}$ es valor medido por la cámara de ionización en el centro del fantoma. Y $C_{100,p}$ es el valor promedio medido por la cámara de ionización en las posiciones periféricas del fantoma.

2. Calcular el valor de $CTDI_{VOL}$, utilizando la ecuación 6.2:

$$CTDI_{VOL} = \frac{C_w}{P} \quad (6.2)$$

Donde, C_W es el valor obtenido en el paso anterior y P es el factor de paso (Pitch) utilizado en el protocolo de adquisición.

3. Calcular el valor de DLP mediante la ecuación 6.3:

$$DLP = CTDI_{VOL} * L \quad (6.3)$$

Donde, $CTDI_{VOL}$ es el valor obtenido en el paso anterior y L es la longitud del escaneo.

6.0.7. Exportación y visualización de imágenes

1. Las imágenes obtenidas del tomógrafo fueron exportadas en formato DICOM.
2. Se utilizó RadiAnt DICOM Viewer para la revisión inicial de los cortes y la exportación de imágenes individuales e ImageJ para el análisis cuantitativo de las regiones de interés (ROIs) correspondientes a los insertos.

6.0.8. Análisis cuantitativo: resolución espacial

El análisis de las imágenes se realizó mediante el software ImageJ, siguiendo estos pasos:

Análisis de MTF usando los pares de línea

1. Trazar una línea recta de análisis que pase sobre un grupo de pares de línea.
2. Obtener el perfil de intensidad mediante: Analyze → Plot Profile.
3. Exportar los datos mediante: Data → Copy All Data.
4. Pegar los datos en Excel y mediante las formulas MAX y MIN obtener los valores máximos y mínimos de intensidad.
5. Aplicar la ecuación 6.4:

$$MTF = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \quad (6.4)$$

6. Guardar este dato con su respectivo valor de frecuencia espacial.
7. Repetir los pasos anteriores con cada grupo de pares de línea.
8. Graficar MTF vs frecuencia espacial.

Análisis de PSF usando la marca puntual

1. Trazar una línea de análisis que pase por el centro brillante de la PSF.
2. Obtener el perfil de intensidad mediante: Analyze → Plot Profile
3. Seleccionar una ROI cuadrada que contenga al centro brillante y el fondo.
4. Copiar la ROI mediante: Edit → Copy
5. Abrir la nueva imagen mediante: New → Image
6. Otener el grafico 3D mediante: Plugin → 3D → Interactive 3D Surface Plot

Análisis de MTF usando la marca puntual

1. Seleccionar una ROI cuadrada que contenga al centro brillante y el fondo.
2. Obtener el perfil de MTF mediante: Plugin → SPICE-CT → MTF

Análisis de MTF partiendo de la ESF

1. Trazar una línea de análisis que pase por el borde entre ambos materiales.
2. Obtener el perfil de intensidad mediante: Analyze → Plot Profile
3. Exportar los datos mediante: Data → Copy All Data.
4. Guardar los datos en formato .csv
5. Utilizar un código en Python que derive el perfil de intensidad para obtener la LSF, mediante la función `np.gradient()`, del paquete Numpy.
6. Utilizar un código en Python que permita aplicar la Transformada de Fourier a la función de LSF `np.fft.fft()`, del paquete Numpy.
7. Graficar.

6.0.9. Análisis cuantitativo: bajo contraste

Análisis de razón señal-ruido

1. Seleccionar una ROI circular de 3cm^2 en cada grupo de cilindros del inserto de bajo contraste en RadiAnt DICOM Viewer.
2. Anotar el valor medio y la desviación estándar.
3. Obtener la Razón Señal-Ruido mediante:

$$SNR = \frac{ValorMedio}{DesviaciónEstandar} \quad (6.5)$$

4. Repetir el procedimiento para cada grupo de cilindros.

Análisis de razón ruido-contraste

1. Seleccionar una ROI circular de 3cm^2 en cada grupo de cilindros del inserto de bajo contraste en RadiAnt DICOM Viewer.
2. Seleccionar una ROI circular de 3cm^2 en el fondo del inserto y que sea cercano a la ROI del paso 1.
3. Anotar el valor medio y la desviación estándar tanto del paso 1 como del paso 2.
4. Obtener la Razón Contraste-Ruido mediante:

$$CNR = \frac{ValorMedio_{objeto} - ValorMedio_{fondo}}{Desviación_{fondo}} \quad (6.6)$$

5. Repetir el procedimiento para cada grupo de cilindros.

6.0.10. Análisis cuantitativo: uniformidad

1. Seleccionar un corte del inserto de uniformidad.
2. Seleccionar una ROI circular de 3cm^2 en la posición central y en la periferia del inserto de uniformidad en RadiAnt DICOM Viewer.
3. Anotar los valores medios de cada ROI
4. Obtener las diferencias utilizando:

$$\Delta CT = ValorMedio_{periferia} - ValorMedio_{centro} \quad (6.7)$$

5. Seleccionar otro corte y repetir los pasos anteriores.
6. Repetir los pasos 1 a 5 para 5 cortes diferentes.

7.1. Calidad de las piezas

En esta sección se muestran algunas observaciones relacionadas con la calidad de impresión en las iteraciones de los componentes fabricados. El objetivo principal fue obtener piezas funcionales para la evaluación en tomografía computarizada, durante el proceso se identificaron ciertas irregularidades que pueden afectar la precisión o durabilidad del fantoma. Estos errores resultaron útiles para ajustar los parámetros de impresión y obtener un perfil de impresión óptimo.

En la Figura 7.1 se observa que el contorno de algunas piezas no resultó perfectamente circular, sino más bien una aproximación poligonal al círculo. Este tipo de error puede deberse a una resolución angular insuficiente al momento de utilizar el software Creality Print y al tipo de archivo cargado.



Figura 7.1: Fotografía del error de contorno de algunos fantomas

Fuente: Propia

Como se muestra en la Figura 7.2, se identificaron fisuras no intencionales en la superficie externa e interna de algunos cilindros. Estas grietas pueden originarse por fallos en la extrusión del material.

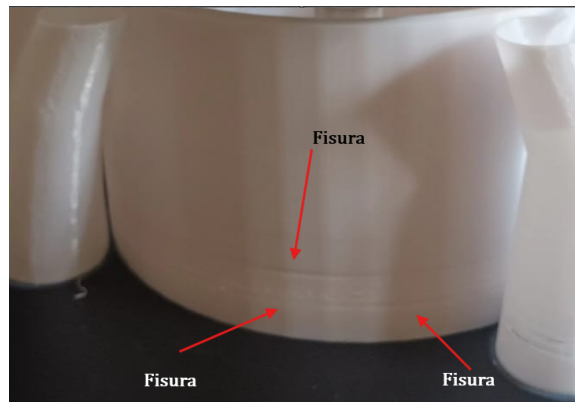


Figura 7.2: Fotografía de error de impresión

Fuente: Propia

La Figura 7.3 muestra uno de los problemas más comunes en los módulos, el cual presenta filtraciones al llenar el fantoma con agua. Esto podría estar relacionado con una mala adhesión entre capas o con micro grietas desarrolladas durante el enfriamiento.

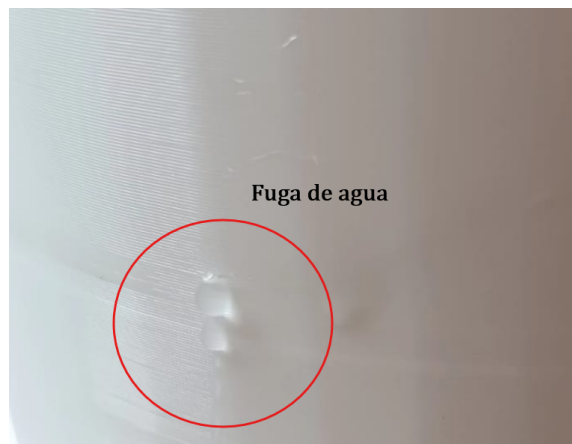


Figura 7.3: Fotografía de las filtraciones de agua en los fantomas impresos

Fuente: Propia

Finalmente, en la Figura 7.4 se muestra una pieza que sufrió rotura. El cual fue un problema en el grosor de la capa inferior.

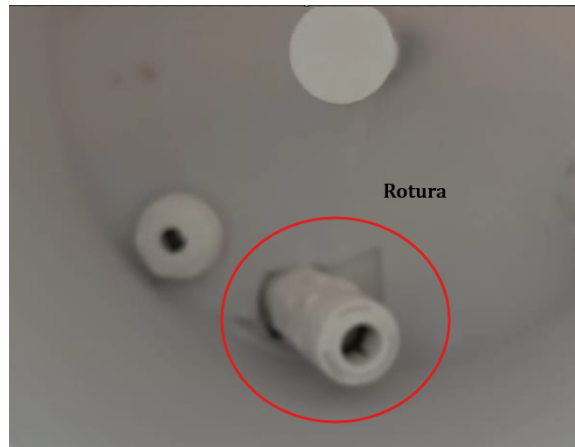


Figura 7.4: Fotografía de la base rota en uno de los fantomas

Fuente: Propia

7.2. Resultados de impresión

A continuación se muestra el prototipo final para el fantoma de cabeza de 16 cm y los insertos, así como los cuatro fantomas construidos mediante impresión 3D. Estos últimos, corresponden a las distintas versiones impresas y evaluadas durante el proceso de validación dimensional y calibración de la impresora.



Figura 7.5: Prototipo Final del fantoma de 16 cm A) fantoma con los dos orificios para las cámaras de ionización B) fantoma con el inserto de bajo contraste C) Vista lateral del fantoma D) fantoma lleno de agua

Fuente: Propia



Figura 7.6: Pruebas impresas en 3D para el fantoma de cabeza

Fuente: Propia



Figura 7.7: Fotografía del módulo de bajo contraste

Fuente: Propia



Figura 7.8: Fotografía del módulo de resolución espacial

Fuente: Propia

7.3. Precisión dimensional

En esta sección se detallan las dimensiones finales obtenidas para los cuatro fantasmas impresos en 3D, así como las de sus respectivos insertos. Estas medidas se comparan con las dimensiones teóricas establecidas en el modelo diseñado en Autodesk Inventor, con el fin de evaluar la precisión alcanzada durante el proceso de fabricación. La medición se realizó utilizando un Calibrador digital Steren, modelo HER-411.

Tabla 7.1: Dimensiones obtenidas de los cuatro fantasmas impresos en 3D y comparación con las dimensiones teóricas. La incertidumbre es de ± 0.1 mm.

fantoma	Diám. teórico (mm)	Diám. real (mm)	Alt. teórica (mm)	Alt. real (mm)
1	172	171	200	200
2	170	170	203	203.5
3	170	169.5	203	203
4	170	170	200	200

Tabla 7.2: Dimensiones obtenidas del inserto de bajo contraste. La incertidumbre es de ± 0.1 mm.

	Dim. teórica (mm)	Dim. real (mm)	Diferencia (mm)
Diámetro	155	154.9	0.1
Grupo 1	12	11.9	0.1
Grupo 2	9	8.9	0.1
Grupo 3	6	5.9	0.1
Grupo 4	3	2.8	0.2

Tabla 7.3: Dimensiones obtenidas del inserto de resolución espacial. La incertidumbre es de ± 0.1 mm.

lp/mm	Ancho de c/ línea teórico (mm)	Ancho de c/línea real (mm)	Diferencia (mm)
0.1	5	5	0
0.2	2.5	2.5	0
0.3	1.66	1.7	0.04
0.4	1.25	1.2	0.05
0.5	1	1	0
0.7	0.7	0.7	0
1	0.5	0.5	0
1.5	0.33	0.3	0.03
2**	-	-	-

** La medición para 2 lp/mm no fue posible pues la impresora no pudo hacer las divisiones entre cada par de línea y en su lugar hizo un bloque de 1.1 mm

7.4. Evaluación del fantoma

En la figura 7.9 se presenta el resultado del escaneo realizado al fantoma mediante TC, en el que se puede visualizar los distintos planos de corte obtenidos durante la adquisición de las imágenes.

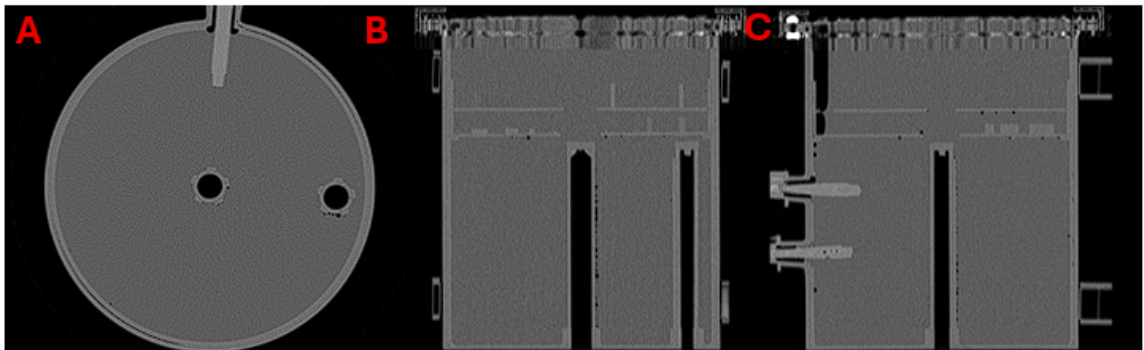


Figura 7.9: Imágenes del escaneo del fantoma. A) corte axial, B) corte coronal, C) corte sagital

Fuente: Propia

A continuación se presentan las imágenes obtenidas para los insertos colocados dentro del fantoma.

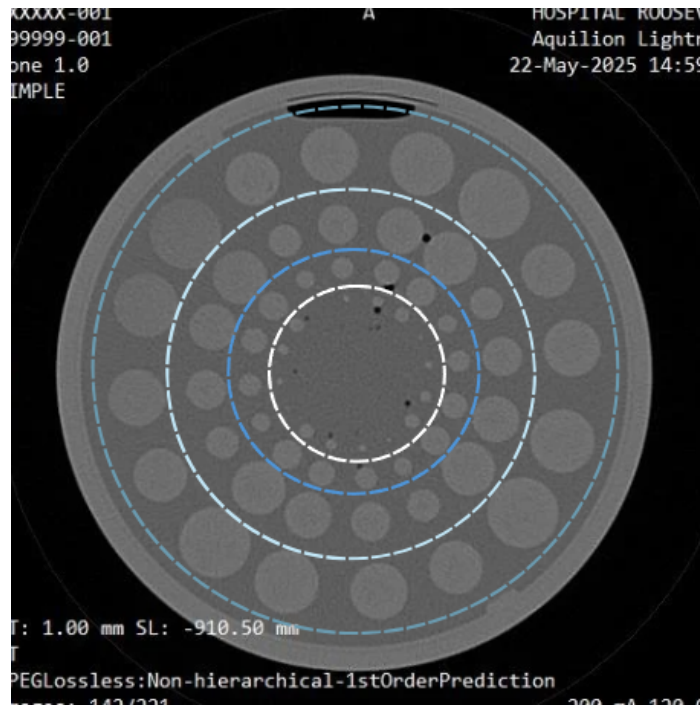


Figura 7.10: Inserto de bajo contraste utilizado en la evaluación. Se muestran las posiciones de los cuatro grupos: Grupo 1 (borde blanco), Grupo 2 (borde azul oscuro), Grupo 3 (borde celeste) y Grupo 4 (borde azul claro, exterior)

Fuente: Propia

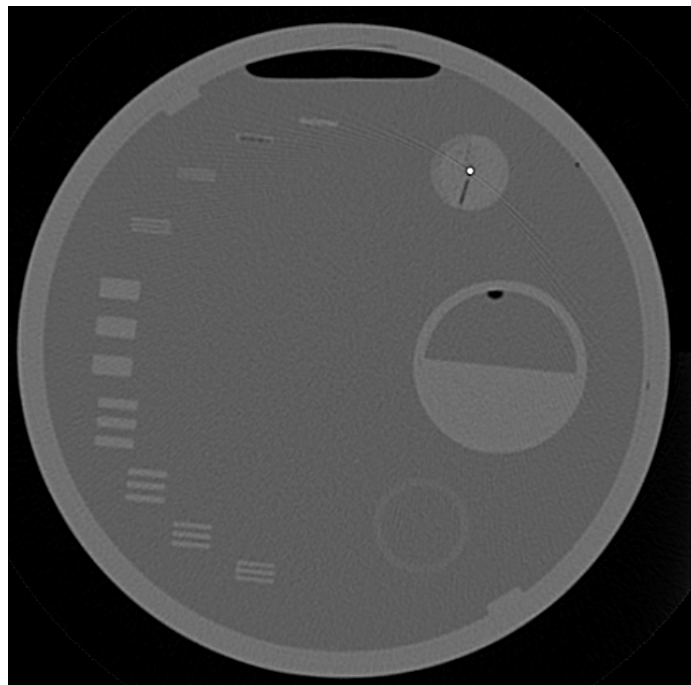


Figura 7.11: Imagen del inserto de Resolución Espacial

Fuente: Propia

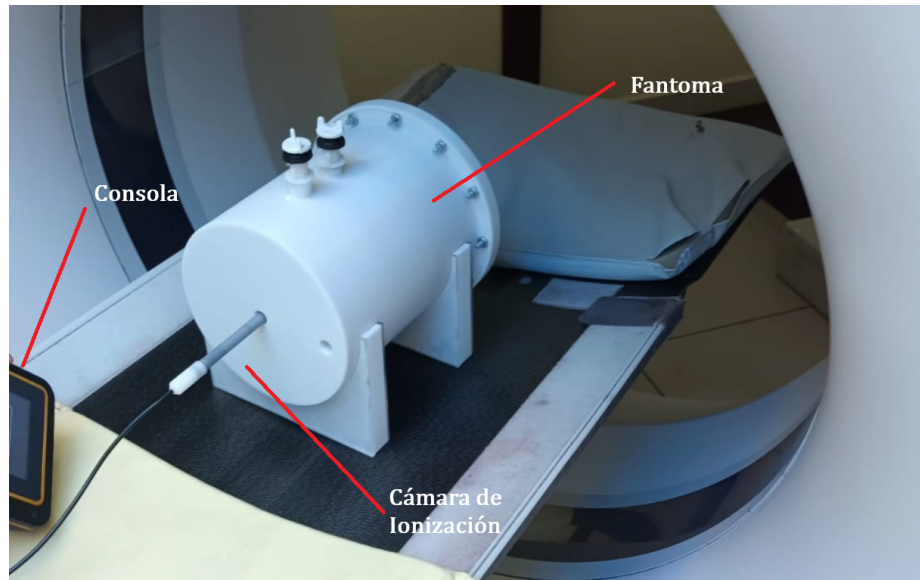


Figura 7.13: Arreglo experimental para la medición de radiación

Fuente: Propia

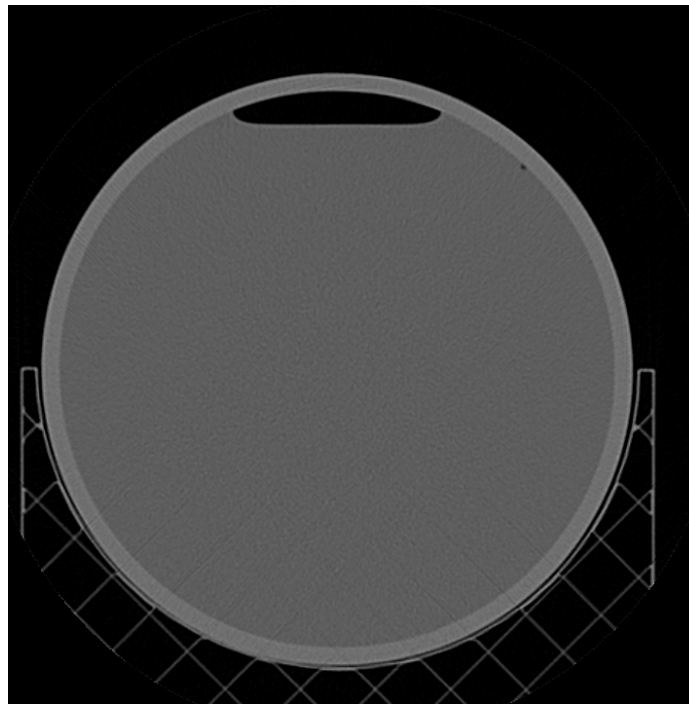


Figura 7.12: Imagen del inserto de baja uniformidad

Fuente: Propia

A continuación se muestran los resultados para la prueba de CTDI. El arreglo experimental se muestra en la Figura 7.13.

Tabla 7.4: Resultados de la lectura de dosis en la fantoma diseñado.

Posición	Lectura (mGy)
Centro	3.361 ± 0.13
3 en punto	4.637 ± 0.19
6 en punto*	-
9 en punto	2.451 ± 0.09
12 en punto	3.801 ± 0.15

*La medición en la posición “6 en punto” no fue posible debido a que el fantoma no podía girar hacia esa posición.

A continuación se muestran los resultados para el cálculo del CTDI siguiendo los pasos de la sección 6.0.6

Tabla 7.5: Resultados de dosis obtenidos con el fantoma desarrollado

Parámetro	Valor obtenido
$CTDI_w$	3.54 ± 0.31 mGy
$CTDI_{vol}$	5.15 ± 0.45 mGy
DLP	4.12 ± 0.36 (mGy·cm)

7.5. Resultados de pruebas

A continuación, se presentan los resultados de la escala de grises para cada par de líneas del inserto de resolución espacial, así como los valores de la MTF obtenidos a partir del análisis de cada grupo de pares de líneas. Como se observa en la figura 7.11, a partir de la sección correspondiente a 1 lp/mm ya no es posible distinguir individualmente cada par de líneas, por lo que no se realizó el análisis para esa región.

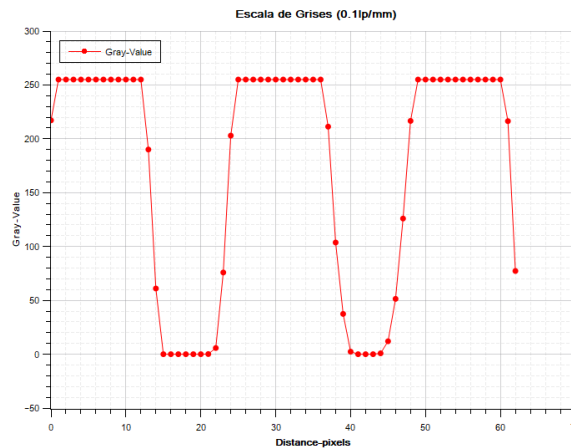


Figura 7.14: Escala de grises para el bloque de pares de línea de 0.1 lp/mm

Fuente: Propia

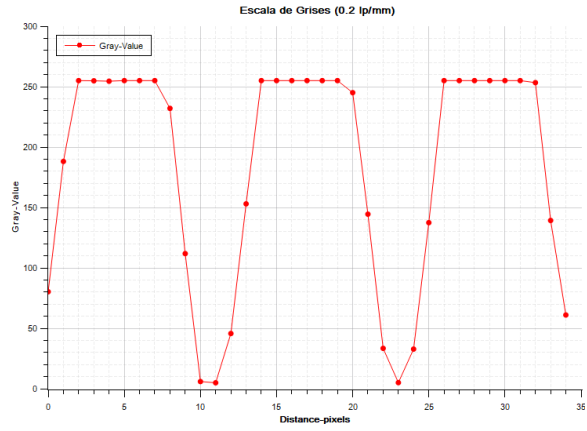


Figura 7.15: Escala de grises para el bloque de pares de linea de 0.2 lp/mm

Fuente: Propia

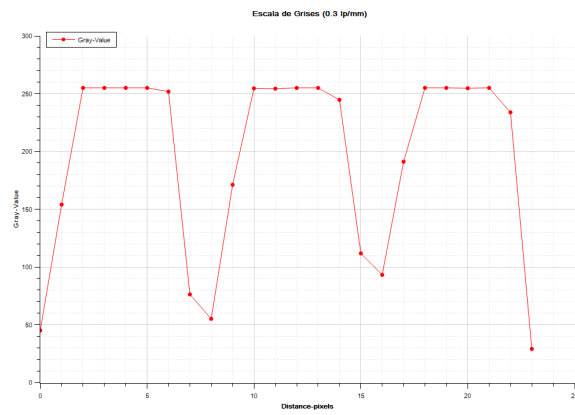


Figura 7.16: Escala de grises para el bloque de pares de linea de 0.3 lp/mm

Fuente: Propia

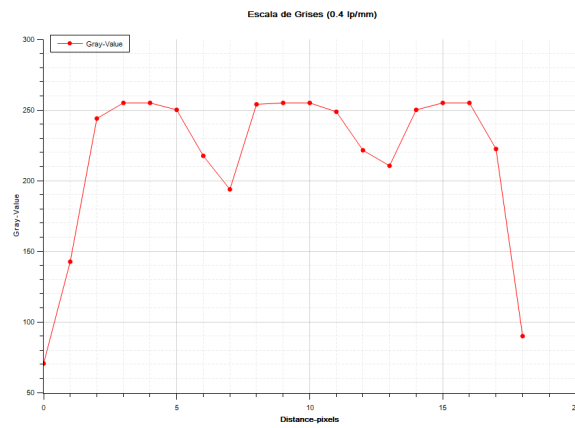


Figura 7.17: Escala de grises para el bloque de pares de linea de 0.4 lp/mm

Fuente: Propia

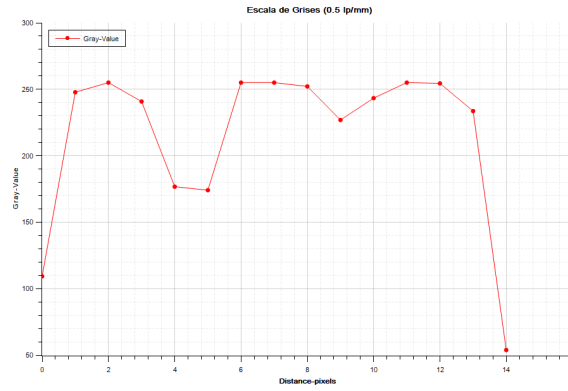


Figura 7.18: Escala de grises para el bloque de pares de linea de 0.5 lp/mm

Fuente: Propia

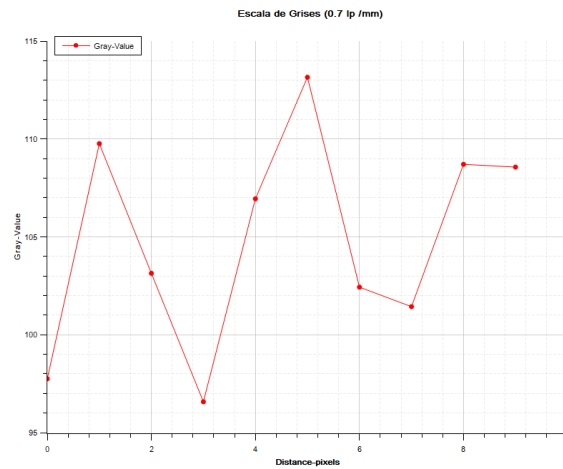


Figura 7.19: Escala de grises para el bloque de pares de linea de 0.7 lp/mm

Fuente: Propia

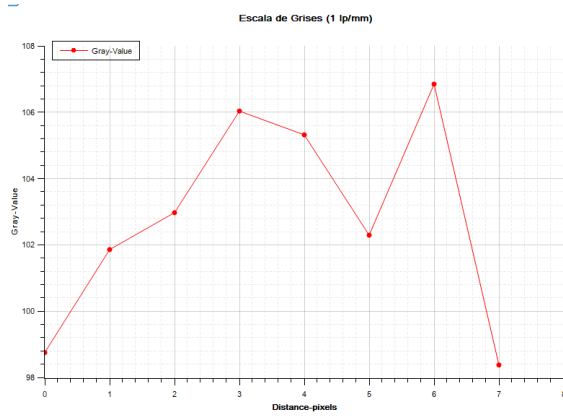


Figura 7.20: Escala de grises para el bloque de pares de linea de 1 lp/mm

Fuente: Propia

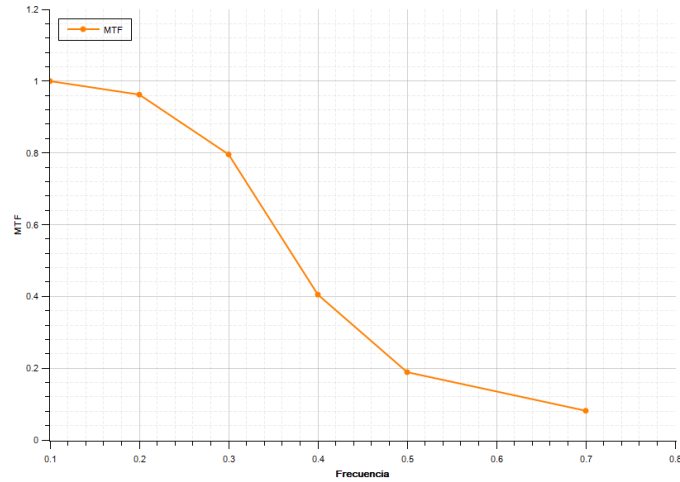


Figura 7.21: Reducción de la amplitud de la señal recibida respecto a la frecuencia espacial medida en lp/mm

Fuente: Propia

A continuación se muestran los resultados de la sección de PSF y ESF igual del inserto de resolución espacial. Además, se muestra la gráfica de LSF y MTF obtenida a partir de la ESF.

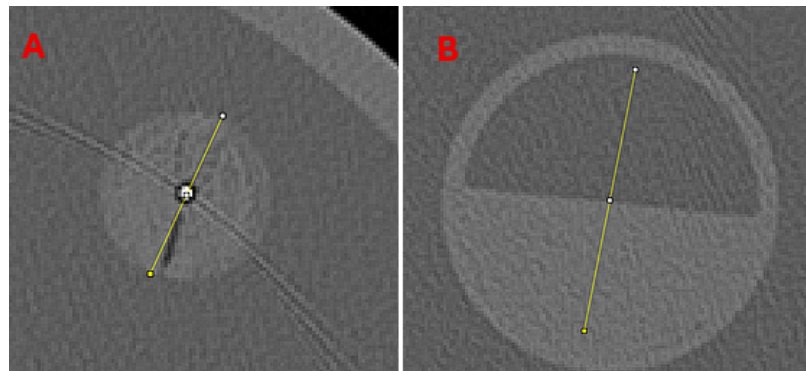


Figura 7.22: Regiones utilizadas para realizar el análisis de A) PSF , B) ESF

Fuente: Propia

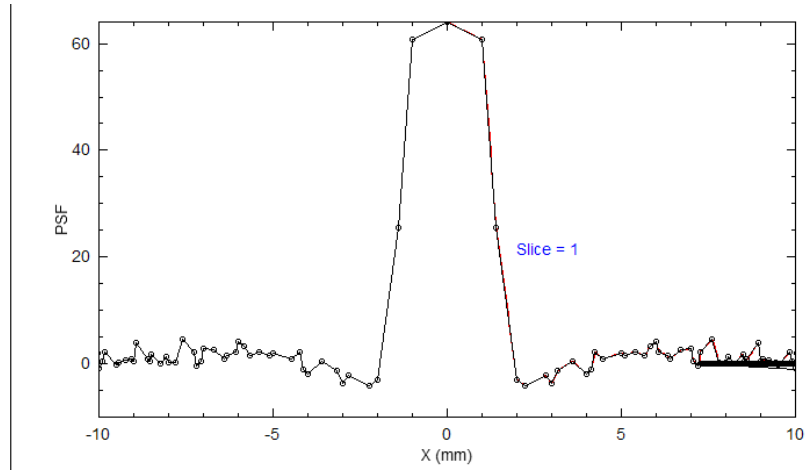


Figura 7.23: Gráfico en 2D de la escala de grises de la marca puntual producida por el alambre de latón

Fuente: Propia

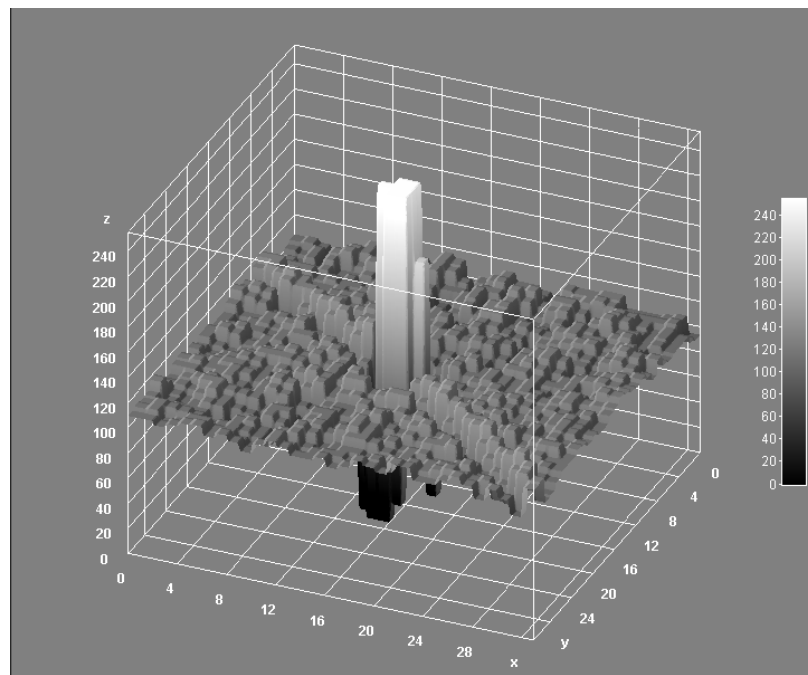


Figura 7.24: Gráfico en 3D de la escala de grises de la marca puntual producida por el alambre de latón

Fuente: Propia

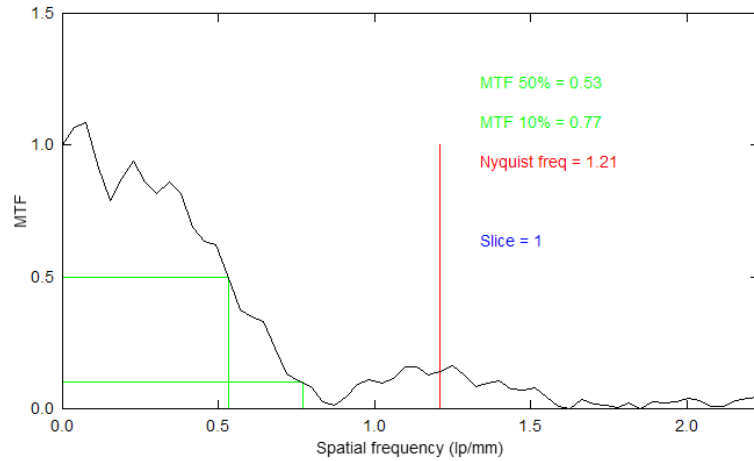


Figura 7.25: Gráfico de MTF producido por el alambre de latón

Fuente: Propia

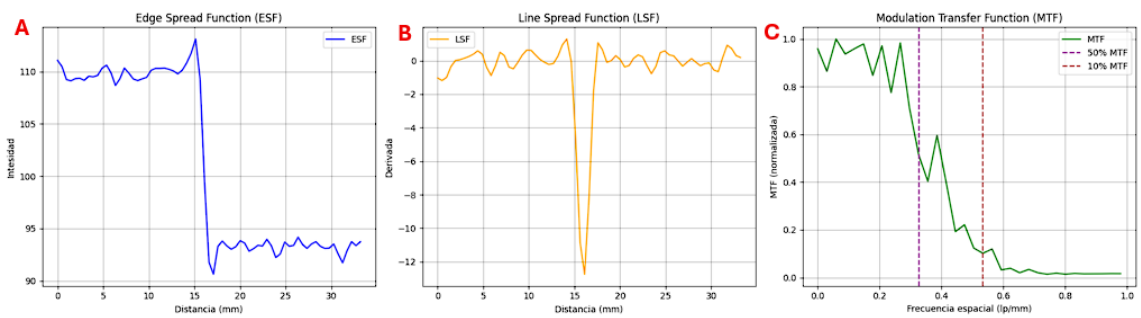


Figura 7.26: A) Resultados de la ESF de la Figura 7.22,(A). B) Resultados para la LSF al derivar la ESF. C) Resultados para la MTF a partir de la LSF

Fuente: Propia

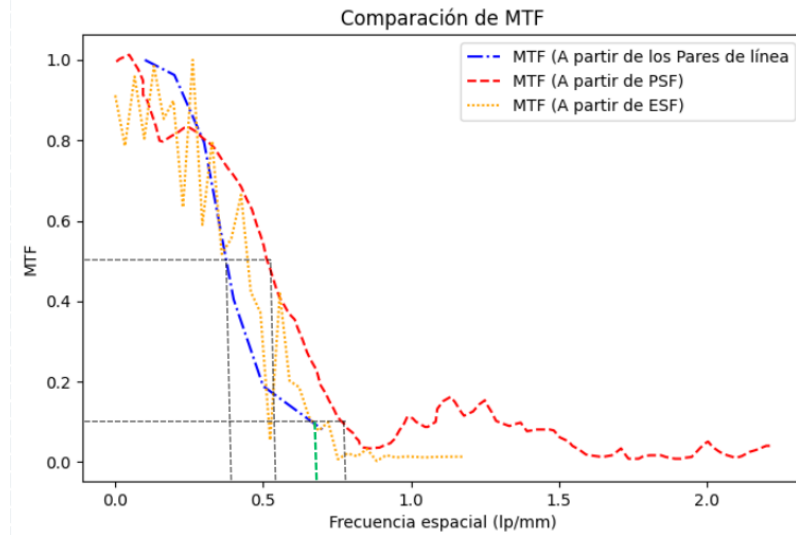


Figura 7.27: Comparación de las gráficas de MTF obtenidas de cada inserto

Fuente: Propia

A continuación, se presentan los resultados correspondientes a las mediciones de escala de grises realizadas sobre cada grupo de círculos incluidos en el inserto de bajo contraste. Estas mediciones permitieron evaluar la visibilidad relativa de los objetos con diferencias mínimas de atenuación respecto al fondo. Asimismo, se calcularon los valores de SNR y CNR para cada grupo.

Tabla 7.6: Datos para cada grupo de cilindros y sus respectivos grosores, valores de gris, desviación estándar y SNR

Grupo	Diámetro (mm)	Altura (mm)	Mean Gray Value ROI Objeto	Desviación Estándar	SNR
Grupo 1	20 a 15	12	110.899	3.650	30.38
		9	111.539	3.714	30.03
		6	111.228	3.702	30.05
		3	110.924	3.484	31.84
Grupo 2	14 a 10	12	111.934	4.222	26.54
		9	110.965	4.209	26.36
		6	110.832	3.382	32.77
		3	111.227	3.882	29.20
Grupo 3	9 a 6	12	111.397	4.572	24.37
		9	112.155	4.603	24.37
		6	112.569	4.882	23.05
		3	112.147	3.733	30.04
Grupo 4	5 a 2	12	109.083	12.522	8.70
		9	112.571	8.512	13.22
		6	111.286	8.638	12.88
		3	110.857	6.784	16.34

Tabla 7.7: Datos para grupo de cilindros y sus respectivos valores en la escala de grises de cada región interés en el inserto y en el fondo con su desviación estándar y el calculo de la CNR

Grupo	Diámetro (mm)	Altura (mm)	Mean gray value ROI objeto	Mean gray value ROI Fondo	Desv. Estándar Fondo	CNR
Grupo 1	20 a 15	12	110.899	95.331	2.974	5.23
		9	111.539	94.549	3.427	4.95
		6	111.228	94.495	2.983	5.61
		3	110.924	94.299	3.598	4.62
Grupo 2	14 a 10	12	111.394	95.177	4.135	3.92
		9	110.965	94.782	3.712	4.36
		6	110.832	94.237	3.309	5.02
		3	110.884	94.430	3.293	4.99
Grupo 3	9 a 6	12	111.397	94.866	3.511	4.77
		9	112.159	94.289	4.191	4.26
		6	111.102	94.402	3.915	4.27
		3	112.147	93.888	3.833	4.76
Grupo 4	5 a 2	12	109.083	94.938	2.906	4.86
		9	112.571	95.095	4.714	3.71
		6	111.286	94.381	3.972	4.26
		3	110.857	93.885	4.599	3.69

Finalmente, se presentan los resultados obtenidos a partir del inserto de uniformidad. Este módulo fue diseñado para evaluar la homogeneidad de la imagen en regiones sin estructuras internas, para identificar posibles variaciones en la escala de grises a lo largo del campo de visión.

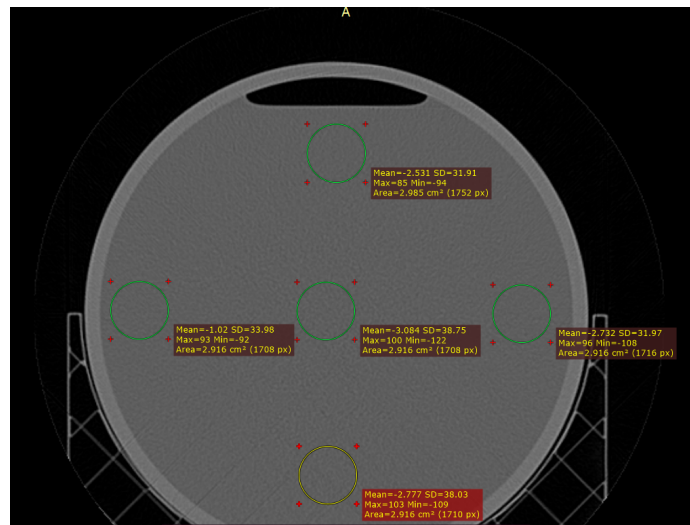


Figura 7.28: Regiones utilizadas para el análisis de la uniformidad del agua

Fuente: Propia

Unidades Hounsfield	Centro	12 en punto	3 en punto	6 en punto	9 en punto	ΔUH
Prueba 1	-3.084	-2.531	-2.732	-2.777	-3.020	2.064
Prueba 2	-4.227	-4.186	-3.554	-2.790	-2.552	1.675
Prueba 3	-3.886	-3.795	-3.777	-2.907	-2.225	1.661
Prueba 4	-4.428	-4.428	-3.304	-3.191	-3.035	1.391
Promedio	-3.906	-3.735	-3.341	-2.916	-2.208	1.690

Tabla 7.8: Resultados de unidades Hounsfield en distintas posiciones y su variación.

	Unidades Hounsfield	Desviación Estándar	Ruido
Prueba 1	-3.084	38.75	3.785
Prueba 2	-4.227	38.4	3.84
Prueba 3	-3.886	37.11	3.71
Prueba 4	-4.428	39.21	3.92
Promedio	-3.906	36.36	3.63

Tabla 7.9: Resultados de las unidades Hounsfield con el ruido obtenido.

Además, se repitió el procedimiento indicado en la sección 6.0.8 6, con el fin de verificar los números UH del PETG. Para ello, se utilizó la base del inserto de bajo contraste colocado en el fantoma, ya que esta correspondía a una sección de 10 mm de material impreso con un 100 % de relleno. Los resultados obtenidos se presentan a continuación:

Posición	UH
Centro	174.02
12 en punto	170.98
3 en punto	174.11
6 en punto	171.19
9 en punto	171.00
ΔUH	3.13

Tabla 7.10: Datos de UH para el PETG.

A continuación se muestra un resumen de la funcionalidad del fantoma impreso.

Parámetro de Calidad de Imagen	Res. Alto Contraste	Res. Bajo Contraste	Uniformidad	SNR	Alineación del Láser	Números CT (HU)
CT-AJ Phantom	+	+	+	+	+	-

“+” indica que el parámetro puede ser evaluado; “-” indica que el parámetro no puede ser evaluado.

Tabla 7.11: Resumen de la funcionalidad del fantoma diseñado.

Parámetro de Calidad de Imagen	Res. Alto Contraste	Res. Bajo Contraste	Uniformidad	Ruido
CT-AJ Phantom	1 lp/mm	Todos los cilindros son visibles	> 2 UH	≈ 4%

Tabla 7.12: Resumen de la funcionalidad del fantoma diseñado.

Discusión de resultados

El objetivo principal de este trabajo fue desarrollar un fantoma por impresión 3D para la cual se utilizó la técnica de Modelado por Deposición Fundida (MDF) y evaluar la viabilidad tanto del fantoma como de sus insertos para obtener imágenes con la calidad suficiente como para permitir realizar un proceso de control de calidad en tomografía computarizada. Durante el desarrollo de este se encontraron variables que afectaron tanto el proceso de impresión como la calidad de las piezas impresas.

Comenzando con el filamento seleccionado, el análisis de las unidades Hounsfield realizado en RadiAnt (Tabla 7.10) mostró que al imprimir con un 100% de relleno, el PETG blanco presenta valores entre 170 y 175 UH. Al reducir el relleno al 15%, estos valores cambiaron a un rango de aproximadamente 70 a 90 UH. Por otro lado, fantomas como el descrito por la AAPM están fabricados principalmente con polimetilmetacrilato (PMMA), un material con propiedades de atenuación conocidas y estables, que rondan los 120 UH, y que se utiliza para simular tejido blando en tomografía computarizada [6]. Aunque el PETG presenta una mayor atenuación que el acrílico a igual densidad, sus valores de unidades puede cambiarse mediante el porcentaje de relleno, de forma que se pueden obtener valores cercanos al estándar sin necesidad de utilizar distintos materiales. Con estos resultados se puede considerar al PETG como una opción válida para realizar la fabricación del cuerpo externo del fantoma.

Sin embargo, los parámetros de impresión juegan un papel importante al momento de producir las piezas impresas. El principal problema observado durante el desarrollo del fantoma fue la adherencia entre capas, lo que generó errores en las piezas finales como filtraciones de agua o huecos y zanjás en los bordes (Figuras 7.2, 7.3). Estos problemas fueron más notorios en las primeras impresiones (Figura 7.6) y para solucionarlo se realizó un ajuste en la calibración de la impresora.

A través del proceso de calibración se logró determinar las condiciones adecuadas de impresión, siendo las principales: el flujo de extrusión, la altura de capa, la velocidad de impresión, la velocidad del ventilador, la presión de extrusión, retracción, así como las temperaturas del extrusor y de la cama caliente, que permitieron obtener piezas funcionales, impermeables y dimensionalmente correctas. Es importante mencionar que cada impresora 3D tiene su propio comportamiento, por lo que los parámetros utilizados en este trabajo (ver Tabla 6.2) no necesariamente serán aplicables de forma directa en otros equipos.

Por otro lado, se identificó que el formato del archivo exportado desde el software de diseño influye en la calidad de impresión. Al guardar las piezas en formato .STL, se observó que las superficies curvas eran interpretadas como una aproximación poligonal, generando bordes con segmentos planos (Figura, 7.1). En cambio, cuando se utilizó el formato .OBJ, los contornos resultaron más suaves y definidos, especialmente en geometrías cilíndricas, lo que ayudó a mejorar la precisión dimensional con el diseño original y un acabado más limpio (Figura 7.6, fantasmas de los extremos).

En este sentido, las Tablas 7.1, 7.2 y 7.3 muestran los resultados obtenidos al comparar las mediciones reales del fantoma y sus insertos con las dimensiones establecidas en el software Inventor. De forma general, la diferencia entre lo diseñado y lo impreso no fue mayor que 1 mm, por lo que se puede concluir que las piezas mantuvieron adecuadamente la forma y tamaño previstos. Esta precisión puede mejorarse utilizando boquillas de menor diámetro, lo cual permitiría lograr un nivel de detalle más fino, aunque implicaría un mayor tiempo de impresión. Pero, tanto el cuerpo del fantoma como el inserto de bajo contraste cumplieron con las dimensiones esperadas y no presentaron deformaciones significativas.

En el caso del inserto de resolución espacial (Figura 7.8), se presentaron algunas limitaciones. Este inserto fue diseñado para evaluar la capacidad del sistema de imagen para resolver distintos grupos de pares de líneas, y aunque se logró imprimir los grupos correspondientes a 1 y 1.5 lp/mm, estas mostraron errores en varias de las líneas impresas. Al momento de medir su ancho, fue necesario ejercer una ligera fuerza para alinearlas correctamente, lo que indica que la impresión a este nivel de detalle se encuentra en el límite de capacidad de la impresora ó de la boquilla utilizada. Además, el patrón correspondiente a 2 lp/mm no se imprimió de forma adecuada, dado que la separación entre líneas era de solo 0.25 mm, no fue posible generar líneas individuales distinguibles, y en su lugar se obtuvo un bloque solido de aproximadamente 1.1 mm de ancho. Esto reafirma la idea de que, para imprimir detalles tan finos, es necesario utilizar boquillas más delgadas.

Continuando, las Figuras 7.10, 7.11 y 7.12 muestran las imágenes axiales obtenidas del escaneo, y corresponden a los insertos de bajo contraste, resolución espacial y uniformidad, respectivamente. Por otro lado, la Figura 6.3 presenta los cortes reconstruidos del fantoma desarrollado.

Comenzando con el inserto de resolución espacial, la escala de grises de los distintos pares de líneas se muestra desde la Figura 7.14 hasta la figura 7.20. Se observa que, conforme aumenta el número de pares de línea por milímetro (lp/mm), la señal registrada disminuye, lo cual es un comportamiento esperado.

En la Figura 7.14 se identifican picos y valles bien definidos, que corresponden respectivamente a la presencia y ausencia de material. Se esperaban tres picos, que representan las regiones con material (líneas extruidas), y dos valles, correspondientes a las separaciones sin material. A medida que se incrementa la frecuencia espacial, estos picos y valles se vuelven más difíciles de distinguir. Por ejemplo, en la Figura 7.20, no es posible identificar con claridad los máximos y mínimos de intensidad.

Con estos resultados se construyó la curva de MTF (Figura 7.21), uno de los objetivos principales de este inserto. En dicha curva se observa nuevamente que la amplitud de la señal disminuye con el aumento de la frecuencia, lo cual es el comportamiento característico de la MTF. A partir de ella se puede determinar que el valor de MTF 10 % se encuentra en el rango de las 0.7 lp/mm.

Cabe destacar que este comportamiento no refleja la capacidad de resolución del sistema de tomografía computarizada, sino la capacidad del inserto impreso en 3D de generar pares de líneas bien definidos. A partir de 10 lp/cm (figura 7.19), la calidad de los detalles finos disminuye visiblemente, lo que se atribuye a las limitaciones de la impresión 3D mencionadas anteriormente.

Dentro de este mismo inserto se diseñaron dos regiones específicas para evaluar la ESF y la PSF (ver Figura 7.22). El objetivo de estas regiones, además de obtener directamente las funciones mencionadas, fue obtener la MTF a partir de la ESF, y en el camino derivar la LSF.

En primer lugar, la PSF se midió utilizando la sección indicada en la Figura 7.22,(A). En esta región se colocó un alambre de latón con un diámetro de 0.41 mm, el cual generó una marca puntual como se esperaba. Sin embargo, este valor no cumple con el estándar recomendado para mediciones de PSF, el cual sugiere el uso de un alambre de 0.25 mm de diámetro. Debido a la dificultad para conseguir este calibre, se optó por el alambre disponible. Esta diferencia en el grosor afecta la medición, ya que un alambre más grueso tiende a ensanchar la función de dispersión puntual y, por tanto, podría sobrestimar la resolución espacial real del sistema.

El perfil de intensidad en 2D correspondiente a esta sección se muestra en la Figura 7.23. En este gráfico se observa claramente una diferencia de atenuación entre el punto generado por el alambre y el fondo del inserto. Para facilitar su visualización e interpretación, también se generó una representación en 3D de esta función (Figura 7.24), donde se aprecia con mayor claridad la forma del pico generado por el objeto puntual. Al comparar la gráfica obtenida con el comportamiento teórico de una PSF ideal (Figura 5.14), se puede notar que el perfil es más recto y no presenta una difuminación clara en su centro. Esto era esperado debido al grosor relativamente grande del alambre, el cual limita la capacidad de observar una dispersión más fina.

Como se mencionó anteriormente, la decisión de utilizar un alambre más grueso puede llevar a sobrestimar la capacidad de resolución del sistema, ya que la PSF obtenida no corresponde únicamente al comportamiento del tomógrafo, sino que mide la respuesta combinada del sistema y del tamaño físico del alambre. Esto se traduce en una curva de MTF que cae un poco más suave y, por tanto, aparenta que el sistema mantiene buena resolución más allá de lo real. Como se observa en la Figura 7.25, se tiene una curva cuya MTF 10 % llega al rango de las 0.8 lp/mm, específicamente 0.77 lp/mm.

Sin embargo, esto no cambia el orden de magnitud del resultado, pues el valor real no es radicalmente menor y puede encontrarse dentro de un rango cercano. Como se ve en la Figura 7.21 se ve que el MTF 10 % es de 0.7 lp/mm lo que representa una diferencia del 10 %.

Seguido de esto, se obtuvo el perfil de intensidad de la región correspondiente a la ESF (Figura 7.26, (A)). Posteriormente, los datos fueron exportados y procesados en Python, donde se aplicó una derivación numérica para obtener la LSF (Figura 7.26,(B)). A esta función se le aplicó una Transformada de Fourier para obtener la MTF (Figura 7.26,(C)).

En la figura 7.26,(A), se observa que la ESF presenta el comportamiento esperado, que es una transición notoria en la intensidad conforme se atraviesa un borde entre dos materiales. Esta transición indica que el sistema es capaz de detectar diferencias significativas en la señal. La LSF, mostrada en la Figura 7.26,(B), representa la derivada de la ESF. Como se esperaba, se obtiene un pico pronunciado negativo, lo que corresponde al borde detectado. La forma y el ancho de este pico muestran la dispersión del sistema. Un pico más estrecho indica una mejor resolución, mientras que uno más ancho indicaría mayor dispersión y pérdida de nitidez.

En la Figura 7.26C se presenta la MTF obtenida a partir de la ESF. Se observa una curva descendente, donde la modulación disminuye progresivamente conforme aumenta la frecuencia espacial, de igual manera que en la Figura 7.21. En este caso se obtuvo un valor de MTF10 % de 0.67 lp/mm.

Cabe destacar que este método fue el que más ruido presentó en los resultados obtenidos, ya que a diferencia del caso ideal, acá se observan varias oscilaciones o picos en las tres curvas. Esto ocurre porque el borde de PETG no es perfectamente liso y el ruido del sistema afecta la medición. En la ESF esas pequeñas irregularidades ya son visibles, pero al derivarla para obtener la LSF se amplifican aún más. Luego, al calcular la MTF mediante la transformada de Fourier, esas variaciones se trasladan al dominio de frecuencia. Aun así, la MTF mantiene la forma esperada, lo que indica que el método de borde funcionó correctamente, aunque con las limitaciones de un sistema experimental.

Finalmente, en la Figura 7.27 se comparan las tres funciones de transferencia de modulación obtenidas a partir de las diferentes técnicas. De forma general, las tres curvas muestran el comportamiento esperado, es decir, una caída progresiva conforme aumenta la frecuencia espacial. Las pequeñas diferencias entre las tres curvas son esperables por la naturaleza de cada método: la MTF de los pares de línea depende del contraste visible y es más discreta, la obtenida de la PSF ofrece mayor resolución teórica pero depende fuertemente del tamaño del alambre, y la derivada del borde presenta más ruido debido a los cálculos numéricos involucrados.

Estos resultados muestran que fue posible obtener experimentalmente la MTF, tanto del inserto de ESF, la marca puntual con latón, como de los grupos de pares de línea, validando el diseño del inserto. No obstante, el resultado también está condicionado por factores como la calidad de impresión del inserto.

Siguiendo con el inserto de bajo contraste, en la Tabla 7.6 se muestran los valores de gris promedio, la desviación estándar y SNR para cada grupo de cilindros del inserto de bajo contraste. Cada grupo varía en diámetro, altura y porcentaje de relleno. De forma general, se observa que los cilindros más grandes (como los del Grupo 1, de 20 a 15 mm de diámetro) tienden a tener una SNR más alta, sin importar el porcentaje de relleno o la altura. Por ejemplo, el cilindro de 3 mm de alto en el Grupo 1 presenta una SNR de 31.84, uno de los valores más altos registrados.

En cambio, los cilindros del Grupo 4, que tienen un diámetro máximo de 5 mm, muestran valores de SNR significativamente más bajos, con un mínimo de 8.70 para el cilindro de mayor altura (12 mm). Esta caída en la SNR tiene sentido, ya que el sistema tiene más dificultad para distinguir objetos muy pequeños y con bajo contraste, especialmente cuando hay más material alrededor que puede atenuar la señal. De esta manera, aunque el ligero cambio en el porcentaje de relleno haya introducido aire dentro de los cilindros y provocara una disminución en la atenuación total, este efecto no es tan marcado pues existe suficiente material para que el detector reciba señal.

Por otro lado, en la Tabla 7.7 se resumen los valores utilizados para calcular la razón contraste-ruido, comparando el valor de gris del cilindro con el del fondo. En este caso, todos los valores de CNR se mantienen dentro de un rango similar, entre aproximadamente 3.6 y 5.6. Nuevamente, los cilindros de mayor diámetro tienden a mostrar una CNR más altos; por ejemplo, el cilindro de 6 mm de alto del Grupo 1 alcanza un valor de 5.61, mientras que los del Grupo 4 obtienen CNR más bajos, como 3.69 en el caso del cilindro de 3 mm de alto.

Sin embargo, se esperaba que, al igual que en la SNR, existiera una caída más marcada en las razones, provocada en este caso por el porcentaje de relleno. El aire presente en los cilindros con menor relleno reducen la densidad efectiva y, por tanto, la atenuación relativa respecto al material circundante. No obstante, los resultados muestran que, independientemente de la altura, el diámetro o el porcentaje de relleno, el valor de CNR se mantiene relativamente constante. Esta estabilidad sugiere que el tomógrafo mantuvo una capacidad uniforme para distinguir el contraste relativo y que las limitaciones observadas se deben principalmente al material utilizado que al funcionamiento del sistema de imagen. Las variaciones de relleno aplicadas (100%, 90%, 80% y 70%) no fueron suficientes para generar diferencias de atenuación significativas, lo que redujo la sensibilidad de la prueba para evidenciar variaciones de contraste en objetos de baja densidad.

Desde un punto de vista cualitativo, todos los cilindros son visibles en la imagen, aunque los del Grupo 4 son los más difíciles de distinguir a simple vista. Con esto terminan los resultados asociados al inserto de bajo contraste. Se puede afirmar que, si bien el fantoma cumple con mostrar tendencias asociadas al ruido y la uniformidad, no alcanzó la resolución de contraste deseada para analizar la pérdida de detectabilidad en objetos de baja densidad.

Por otro lado, en la Tabla 7.8 se muestran los resultados de uniformidad en una sección de agua. En este caso, la diferencia máxima fue menor a 2 UH. De acuerdo con el TEC-DOC 1958, una diferencia aceptable se encuentra dentro del rango de 10 UH, por lo tanto, el resultado se considera adecuado.

La tabla 7.9 presenta los valores de ruido obtenidos en el inserto. La desviación estándar promedio fue de aproximadamente 36.6 UH, lo que equivale a un ruido del 3.63 %. Según el TEC-DOC 1958, el nivel de ruido debería mantenerse dentro de un $\pm 25\%$ respecto al valor inicial de referencia. Como en este caso no se cuenta con una medición base ni con especificaciones del fabricante, ya que el fantoma fue fabricado en este proyecto, se tomó como referencia comparativa lo reportado en la literatura y valores clínicos comunes, y dado que este valor está dentro del rango esperado para imágenes clínicas, se considera aceptable.

Finalmente, se realizó el análisis de la uniformidad en la impresión del PETG. Los resultados obtenidos se presentan en la Tabla 7.10. Se observa que la diferencia entre valores no supera las 5 UH, lo que indica que el inserto tiene una densidad homogénea. Esto indica que el material se distribuyó de forma uniforme durante la impresión y que no se generaron artefactos visibles en la imagen.

Con estos resultados se pudo comprobar la viabilidad de la técnica MDF para imprimir fantomas útiles en tomografía computarizada. En general, los insertos cumplieron con su propósito, como se observa en las Tablas 7.11 y 7.12, ya que las imágenes obtenidas y los insertos impresos en 3D permitieron hacer las pruebas de control de calidad de imagen.

Si la técnica no fuera viable, se habrían visto valores inconsistentes de unidades Hounsfield en las regiones de interés, artefactos de impresión que afectarían la homogeneidad, distorsión en los patrones de resolución o problemas para calcular parámetros como SNR, uniformidad y contraste ya que los valores de intensidad no serían estables ni comparables entre distintas regiones del fantoma.

Esto impediría usar los criterios del TEC-DOC 1958 de manera confiable, por lo que la capacidad del fantoma para generar imágenes representativas confirma que el diseño y la impresión cumplen su función.

En cuanto a la evaluación del fantoma para la medición de dosis, se realizaron los pasos indicados en la sección 6.0.4 y 6.0.5, los resultados se muestran en la Tabla 7.4 y 7.5. No fue posible obtener la medición en la posición de las 6 en punto debido a un problema de los soportes del fantoma que no permitieron girarlo completamente, esto hace que los resultados obtenidos para la dosis sean aproximados debido a la falta de mediciones. De acuerdo con el documento técnico de la IAEA (TECDOC 1958), se establece que la diferencia permitida entre el valor calculado para el $CTDI_{vol}$ y el valor mostrado en la consola del equipo debe ser de $\pm 20\%$ como máximo. En este estudio, se obtuvo un valor de $CTDI_{vol}$ considerablemente inferior al reportado por el escáner, con una diferencia cercana al 88 %. Esta diferencia sugiere que, aunque se logró una medición cuantitativa, el diseño del fantoma presenta limitaciones en cuanto a su precisión dosimétrica.

Como se mencionó anteriormente, si bien el PETG mostró unidades Hounsfield cercanas a las del PMMA cuando se utilizó con un 100 % de relleno, su uso como material dosimétrico presenta ciertas limitaciones. A diferencia del PMMA, cuya densidad electrónica es de aproximadamente 3.24×10^{23} electrones/g (según [21]) y ha sido ampliamente validado como sustituto del agua en dosimetría clínica, el PETG no cuenta con una caracterización dosimétrica estandarizada. Si bien en este diseño el cuerpo externo del fantoma tenía un espesor reducido de 5 mm y el interior se llenó con agua, lo que mejora significativamente la equivalencia, la presencia de esa capa de PETG puede haber influido en la distribución de la dosis medida, contribuyendo a la diferencia observada entre el valor calculado de $CTDI_{vol}$ y el reportado por el equipo.

Por lo tanto, aunque el PETG es adecuado para simulación geométrica e imagenológica, su uso en contextos dosimétricos aún requieren de una validación experimental adicional. Estos resultados permiten concluir que, si bien se logró cumplir el objetivo de permitir la inserción de la cámara y realizar una medición de dosis, aún no se ha alcanzado la equivalencia con los resultados esperados para un fantoma certificado para confirmar la viabilidad del diseño desde una perspectiva dosimétrica.

Si bien la medición de dosis representa un aspecto que aún requiere ajuste y validación adicional, esta limitación no invalida ni contradice los resultados obtenidos en el análisis de calidad de imagen. Las pruebas de uniformidad, resolución, contraste, SNR y ruido se realizaron en los volúmenes internos de agua del fantoma, diseñados específicamente para estas mediciones, y proporcionan información cuantitativa confiable sobre su funcionamiento.

Por lo tanto, aunque la evaluación de dosis podría mejorar con una caracterización adicional del material, los resultados obtenidos respaldan la funcionalidad y utilidad del fantoma para pruebas de control de calidad de imagen en tomografía computarizada.

En comparación con fantomas comerciales, como los de Gammex cuyo precio ronda los 2000 USD, o los específicos para CTDI de aproximadamente 1700 USD (Costos de un fantoma), el fantoma desarrollado en este proyecto tuvo un costo de Q 450 y ofrece una alternativa significativamente más económica, accesible y personalizable mediante impresión 3D, sin comprometer la capacidad de realizar pruebas de calidad de imagen básicas y cuantitativas.

Aun así, es importante señalar que persisten algunas limitaciones al trabajar con impresión 3D, especialmente relacionadas con la disponibilidad de impresoras que permitan fabricar piezas más grandes, como sería necesario para construir un fantoma de 30 cm de diámetro, utilizado en evaluaciones de cuerpo completo. Además, como se discutió a lo largo del trabajo, la selección del material es un factor clave, ya que abre la posibilidad de fabricar insertos específicos para distintos órganos o estructuras anatómicas.

Otro punto a tener en cuenta es la resistencia física de las piezas. En este trabajo se buscó un equilibrio entre las dimensiones máximas que permitía la impresora y la cantidad de material utilizado. En general, se intentó que cada iteración no consumiera más de un rollo de filamento, lo que obligó a reducir el grosor en ciertas zonas. Estas regiones, al ser más delgadas, resultaron más vulnerables a romperse ante impactos, como se muestra en la figura 7.4.

Con un mayor presupuesto y acceso a equipos de impresión más avanzados, sería posible fabricar fantomas más robustos, de mayor tamaño y con una mayor cantidad de insertos. Esto permitiría aprovechar al máximo las capacidades de impresión sin preocuparse por el consumo de material, además de facilitar el proceso mediante una impresora que admita el cambio automático de filamento al agotarse un rollo, lo cual resulta especialmente útil ahora que se ha demostrado que es posible diseñar y fabricar piezas funcionales.

Además, el proceso de llenado del fantoma es otro factor a mejorar. En este trabajo se utilizó agua como medio de relleno, pero el procedimiento resulta complicado, ya que se realizó a través de un orificio de 10 mm de diámetro ubicado en uno de los laterales. En fantomas comerciales como los de la AAPM (Como el AAPM CT Performance Phantom), este proceso se facilita mediante una tapadera atornillable mediante tornillos de plástico. En nuestro caso se intentó replicar este diseño, pero se utilizaron tornillos metálicos, lo que generó artefactos visibles en la imagen debido a la interacción del metal con los rayos X. Además, el llenado no fue completo, ya que quedó una pequeña cámara de aire en la parte superior del fantoma, lo que también puede afectar los resultados de ciertas pruebas.

Es importante destacar que este trabajo se enfocó principalmente en evaluar tanto la técnica de impresión como la selección de materiales para fabricar un fantoma funcional. Si bien se procuró realizar un análisis cuantitativo de cada inserto, todavía queda pendiente una comparación directa con mediciones obtenidas en un fantoma comercial y certificado.

Conclusiones

Después de llevar a cabo el proceso de diseño, impresión, validación y análisis del fantoma fabricado, se pueden establecer las siguientes conclusiones

- Se cumplió con el objetivo de diseñar e imprimir un fantoma clínico utilizando tecnología de impresión 3D, demostrando su viabilidad para ser empleado en pruebas básicas de control de calidad en tomografía computarizada.
- El fantoma también permitió realizar una prueba preliminar del índice de dosis en tomografía (CTDI), donde se evaluó su compatibilidad con el posicionamiento del dosímetro y la geometría necesaria para llevar a cabo este tipo de estudios.
- Se desarrolló un fantoma clínico empleando tecnología de impresión 3D basada en modelado por deposición fundida, ofreciendo una alternativa accesible, de bajo costo y reproducible para su aplicación en pruebas de control de calidad en entornos clínicos.

Para futuras investigaciones, se recomienda explorar el uso de otros materiales con propiedades radiológicas más cercanas a los tejidos humanos para mejorar la simulación de distintos órganos. También se sugiere evaluar técnicas de impresión 3D avanzadas, como la impresión multimaterial, que permite combinar distintos materiales al momento de imprimir, de forma que sea posible obtener diferentes densidades dentro de un mismo fantoma lo que facilitaría la simulación de estructuras complejas.

Para la mejora del fantoma se proponen las siguientes recomendaciones:

- Considerar ajustar el diseño de los módulos de bajo contraste del fantoma mediante ajustes en el porcentaje de relleno, utilizando un rango más amplio, de 100 % a 25 %, para reproducir una mejor diferencia en las densidades de cada grupo de cilindros que las obtenidas en este estudio.
- Considerar una variante del diseño del inserto de alto contraste, en la que cada grupo de pares de línea se sustraiga de la base en lugar de ser extruido, con el objetivo de evitar problemas relacionados con el diámetro de la boquilla.
- Además, se sugiere explorar geometrías y patrones de relleno alternativos que permitan un comportamiento más estable de los módulos y faciliten su integración en un fantoma modular completo.

- [1] Abassi, Nasser M.: *Application of Fourier analysis in CT reconstruction*. Linköping University, 2010.
- [2] Alvarado Moya, José Pablo: *Tomografía*, 2012. <https://youtu.be/0wRJ7a6dJMc>.
- [3] American Association of Physicists in Medicine: *AAPM report no. 39: specification and acceptance testing of computed tomography scanners*. AAPM, 1993.
- [4] American Association of Physicists in Medicine: *AAPM report no. 233: quality control in computed tomography*. AAPM, 2020.
- [5] American College of Radiology: *CT quality control manual*. ACR, 2015.
- [6] Batawil, N. y et al.: *Hounsfield unit for diagnosis of bone density disease*. Radiography, 2016.
- [7] Beatty, Jen: *The Radon transform and the mathematics of medical imaging*. Honors Theses, 2012.
- [8] Berman, B.: *3D printing: the new industrial revolution*. Business Horizons, 2012.
- [9] Biswas, A., D. Milovic y M. Edwards: *Optical crosstalk*. Springer, 2010.
- [10] Bushberg, Jerrold T. y et al.: *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 3rd edición, 2012.
- [11] Bushong, Stewart C.: *Manual para radiología para técnicos*. Elsevier, 2010.
- [12] Coromac, Daniel: *Nuevo servicio de tomografía en el Hospital Regional de Huehuetenango*. Agencia Guatemalteca de Noticias, 2023.
- [13] Gibson, Ian, David W. Rosen y Brent Stucker: *Additive manufacturing technologies: 3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing*. Springer, 2015.
- [14] Giussani, Augusto: *Development of 3D-printed phantoms*. BfS, 2022.
- [15] Gobierno de Guatemala: *Tomógrafo de última generación beneficiará a pacientes del Hospital de San Marcos*. Gobierno de Guatemala, 2024.
- [16] Hayden, Brendan F.: *Slice reconstruction*, 2005. https://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/CVonline/LOCAL_COPIES/AV0405/HAYDEN/Slice_Reconstruction.html.
- [17] How, S. y et al.: *3D printed phantom for SBRT commissioning*. Physical Engineering Sciences in Medicine, 2023.

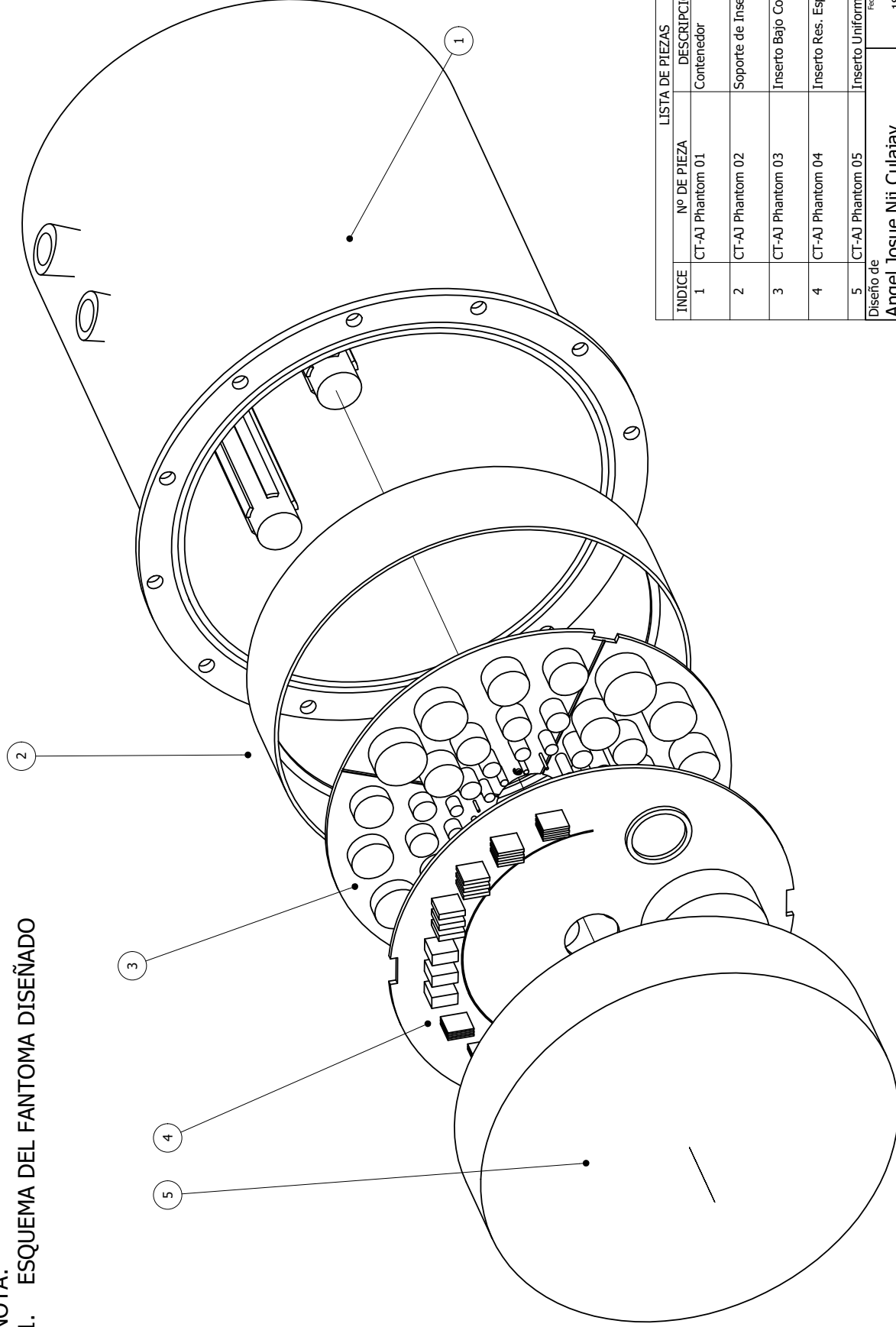
- [18] International Atomic Energy Agency: *Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students*. IAEA, 2014.
- [19] International Atomic Energy Agency: *Tutorial videos on quality control for CT*, 2023. <https://www.iaea.org/resources/e-learning-course/tutorial-videos-on-quality-control-for-ct>.
- [20] Kadoya, N. y et al.: *Evaluation of a 3D-printed phantom for quality assurance*. Radiological Physics and Technology, 2019.
- [21] Khan, Faiz M. y John P. Gibbons: *The physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 5th edición, 2014.
- [22] Mei, K. y et al.: *Design and fabrication of 3D-printed phantoms for CT imaging*. Scientific Reports, 2023.
- [23] Nel, Michael: *Filtered back projection*, 2024. <https://youtu.be/3lqYMn1PYIE>.
- [24] Nel, Michael: *Simple back projection*, 2024. <https://www.youtube.com/watch?v=ahpFGvyMOAk>.
- [25] Ngo, T. D. y et al.: *Additive manufacturing (3D printing): a review of materials, methods, applications and challenges*. Composites, 2018.
- [26] Organismo Internacional de Energía Atómica: *Protocolos de control de calidad para radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe*. OIEA, 2021.
- [27] Prakash, D., T. F. Heston y D. Tafti: *Computed tomography physics*, 2025. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK582124/>.
- [28] Rossmann, Kurt: *Point spread function, line spread function, and modulation transfer function*. Radiology, 93(2):257–272, 1969.
- [29] Saunders, J. y S. Ohlerth: *CT physics and instrumentation – mechanical design*. 2011.
- [30] Scatliff, James H. y Peter J. Morris: *From Roentgen to magnetic resonance imaging: the history of medical imaging*. North Carolina Medical Journal, 75(2):111–113, 2014.
- [31] Seeram, Euclid: *Computed tomography: physical principles, clinical applications, and quality control*. Elsevier, 2022.
- [32] Smith, Steven W.: *The scientist and engineer's guide to digital signal processing*. California Technical Publishing, 1997.
- [33] Ventola, C. L.: *Medical applications for 3D printing: current and projected uses*. P&T, 2015.
- [34] Wu, J. K. y et al.: *Low cost multifunctional 3D printed phantom for radiotherapy*. PLoS One, 2022.

ANEXO A

Planos de construcción del fantoma

En las siguientes 5 hojas se muestran los planos de construcción del fantoma diseñado.

NOTA:
1. ESQUEMA DEL FANTOMA DISEÑADO



LISTA DE PIEZAS

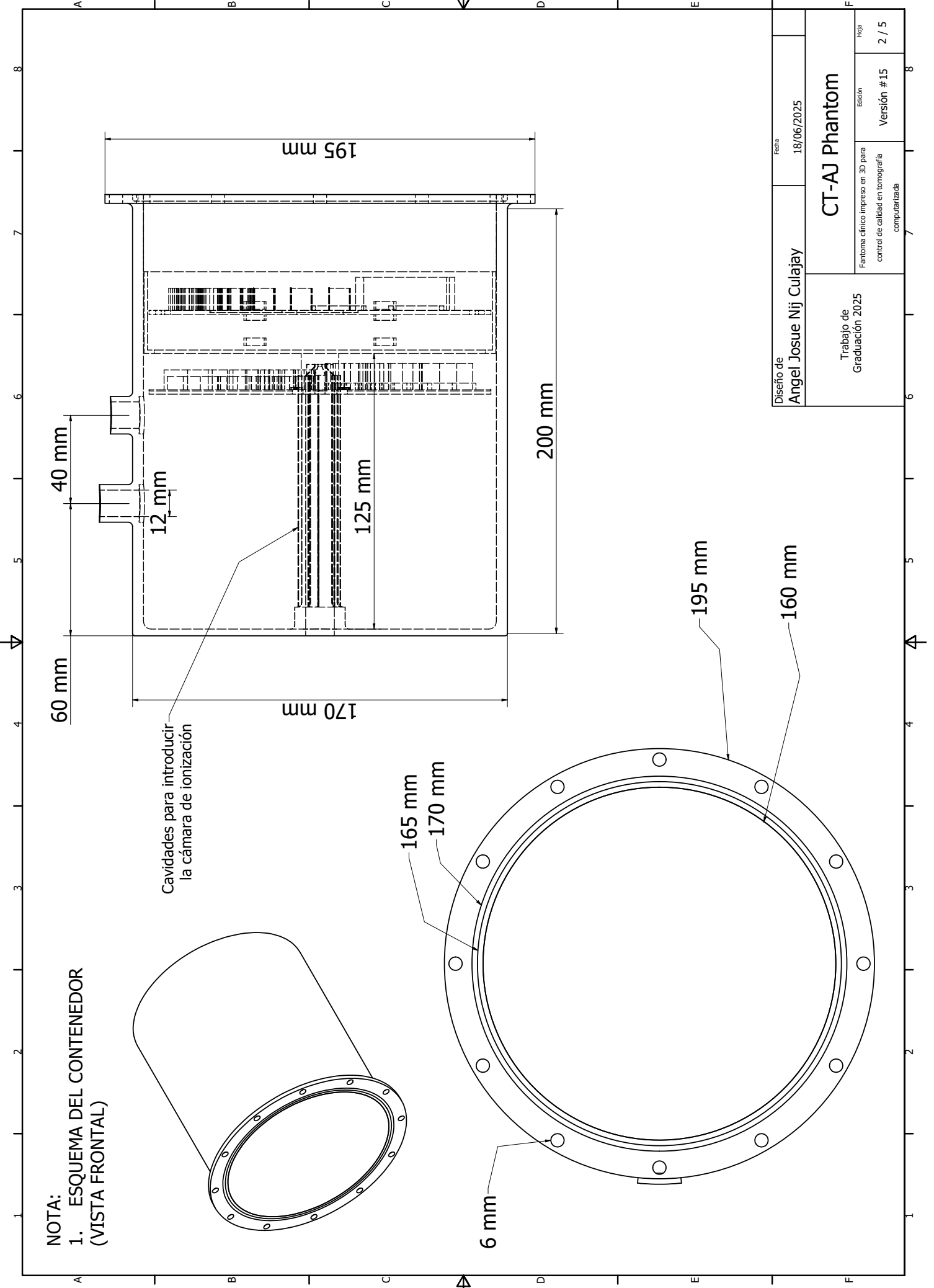
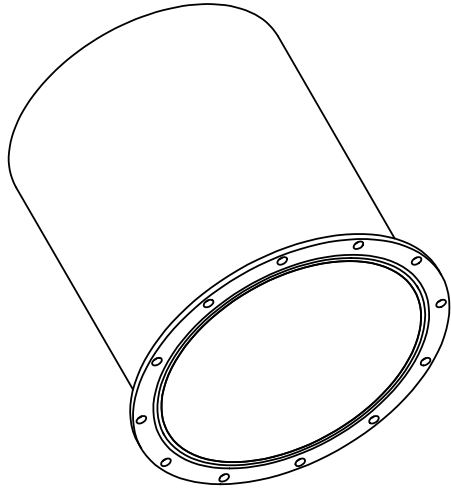
INDICE	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	MATERIAL	CTDAD
1	CT-AJ Phantom 01	Contenedor	PETG	1
2	CT-AJ Phantom 02	Soporte de Insertos	PETG	1
3	CT-AJ Phantom 03	Inserto Bajo Contraste	PETG	1
4	CT-AJ Phantom 04	Inserto Res. Especial	PETG	1
5	CT-AJ Phantom 05	Inserto Uniformidad	PETG	1

Diseño de
Angel Josue Nij Culajay
Fecha
18/06/2025

Trabajo de Graduación 2025	CT-AJ Phantom	
	Fantoma clínico impreso en 3D para control de calidad en tomografía computarizada	Edición Versión # 15
		Página 1 / 5

NOTA:

1. ESQUEMA DEL CONTENEDOR
(VISTA FRONTAL)



Diseño de
Angel Josue Nij Culajay

Fecha
18/06/2025

CT-AJ Phantom

Fantoma clínico impreso en 3D para
control de calidad en tomografía
computarizada

Trabajo de
Graduación 2025

Edición

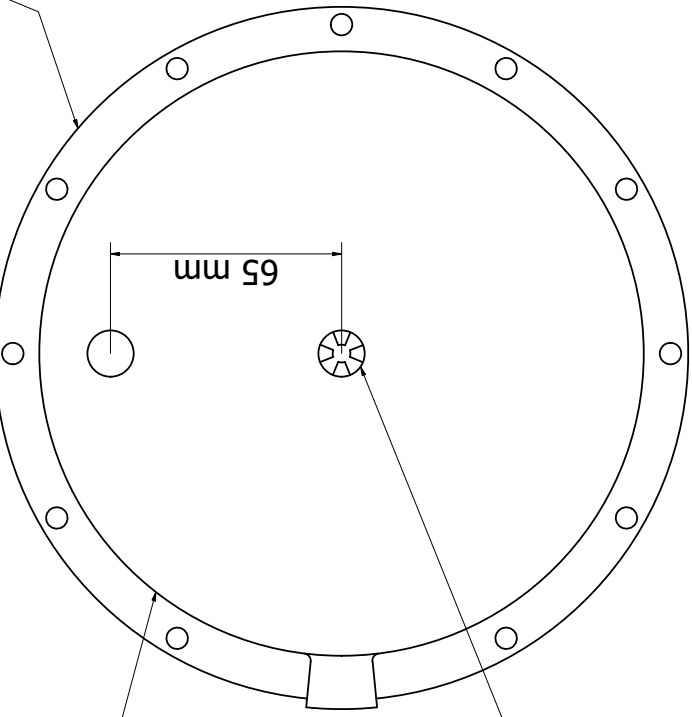
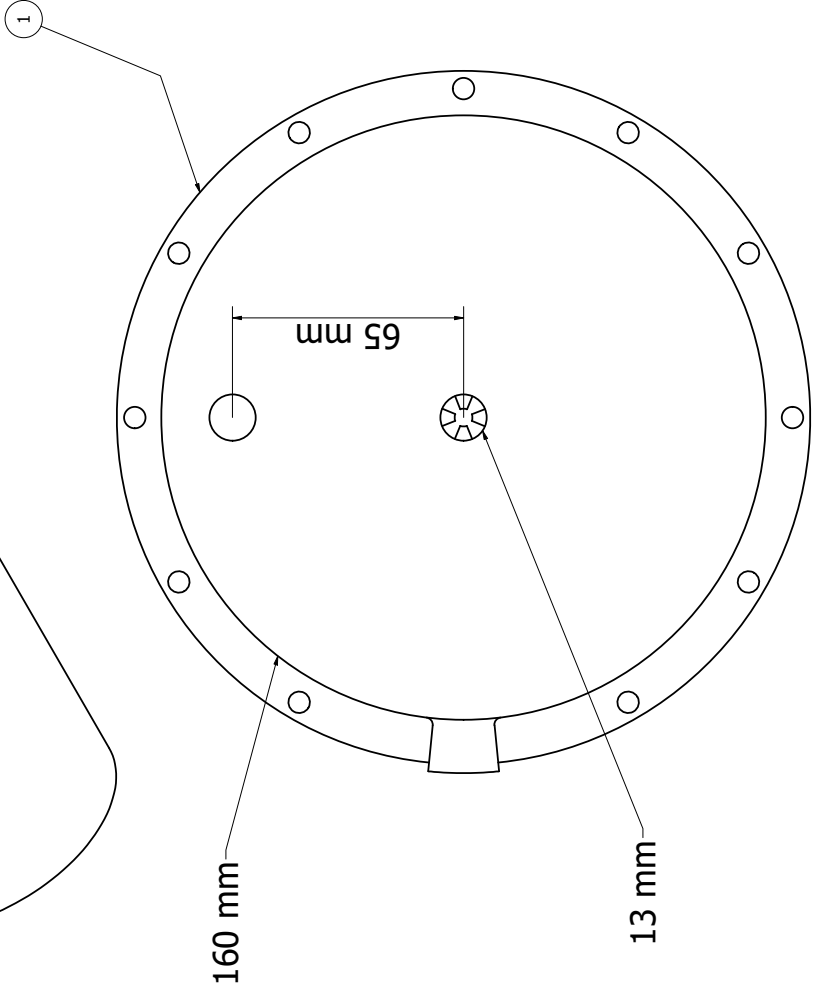
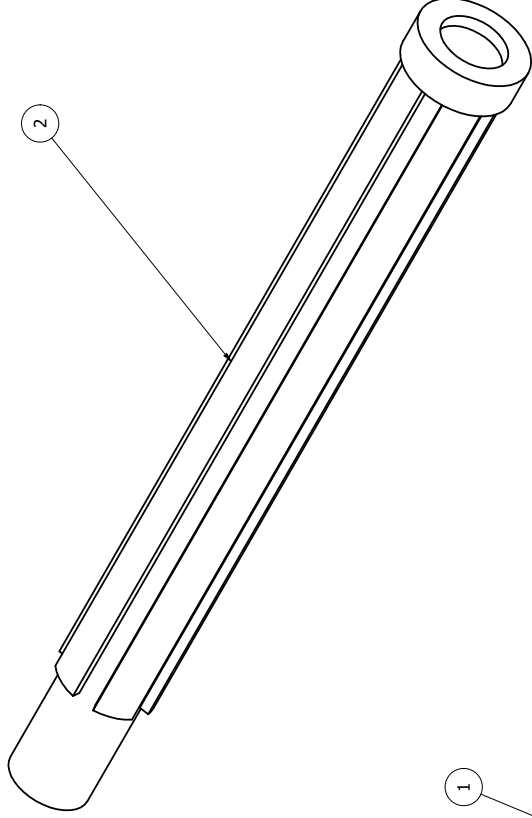
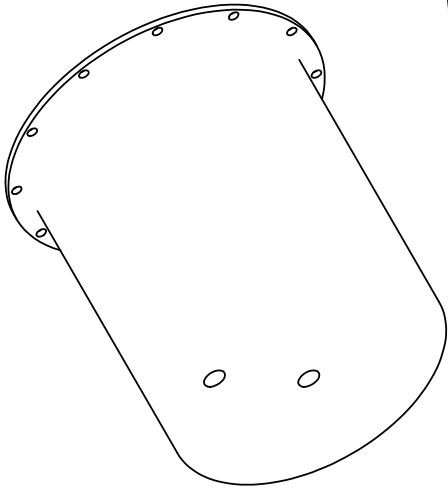
Versión # 15

Página

2 / 5

NOTA:

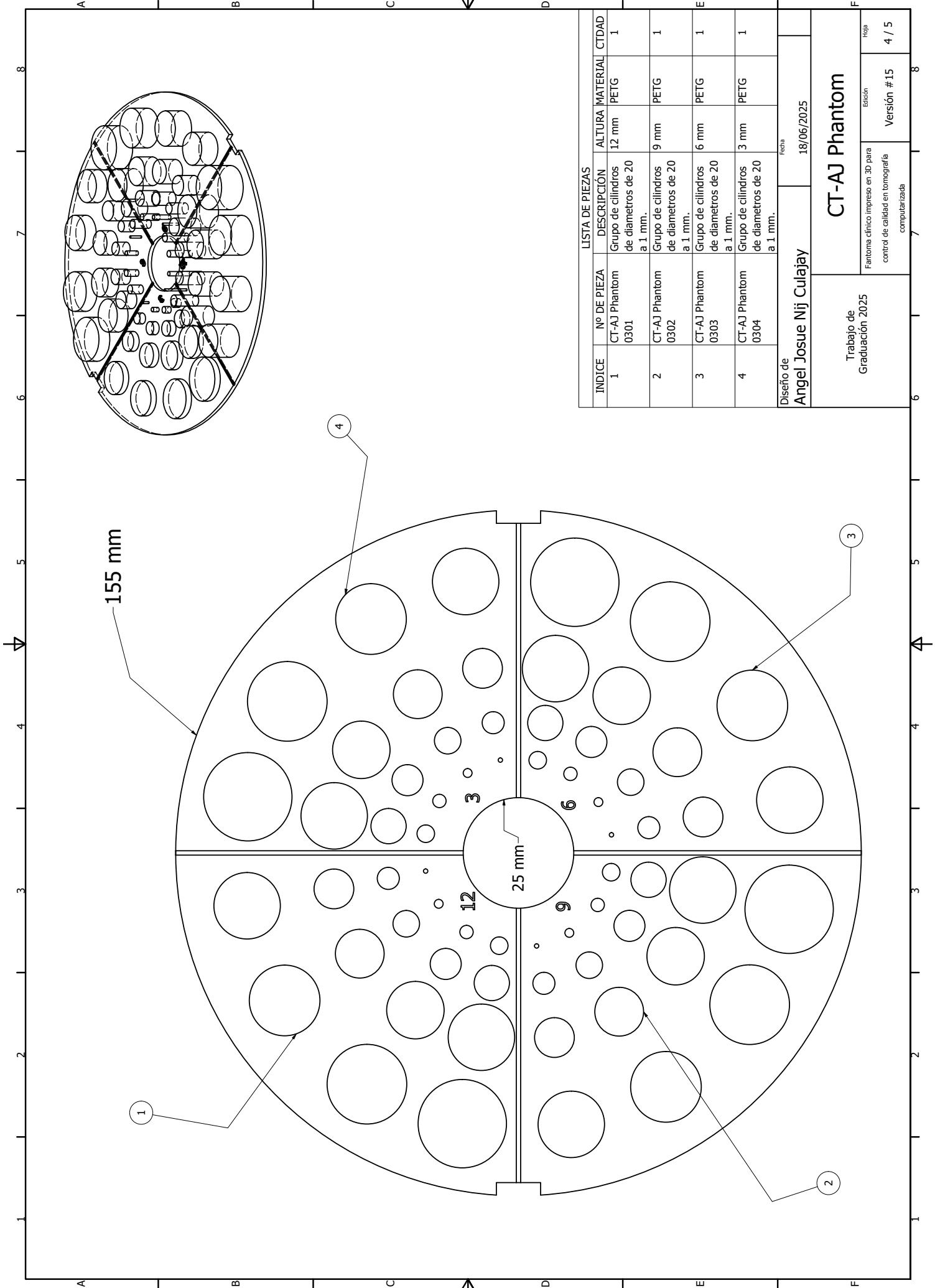
- 1. ESQUEMA DEL CONTENEDOR (VISTA TRASERA)
- 2. ESQUEMA DE LA CAVIDAD DENTRO DEL FANTOMA



LISTA DE PIEZAS				
INDICE	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	MATERIAL	CTDAD
1	CT-AJ Phantom 01	Contenedor (Vista trasera)	PETG	1
2	CT-AJ Phantom 06	Cauidad para la cámara de ionización.	PETG	2

Diseño de
Angel Josue Nij Culajay
Fecha
18/06/2025

Trabajo de Graduación 2025	CT-AJ Phantom	
	Fantoma clínico impreso en 3D para control de calidad en tomografía computarizada	Edición Versión # 15
		Página 3 / 5



LISTA DE PIEZAS

INDICE	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	ALTURA	MATERIAL	CTIDAD
1	CT-AJ Phantom 0301	Grupo de cilindros de diámetros de 20 a 1 mm.	12 mm	PETG	1
2	CT-AJ Phantom 0302	Grupo de cilindros de diámetros de 20 a 1 mm.	9 mm	PETG	1
3	CT-AJ Phantom 0303	Grupo de cilindros de diámetros de 20 a 1 mm.	6 mm	PETG	1
4	CT-AJ Phantom 0304	Grupo de cilindros de diámetros de 20 a 1 mm.	3 mm	PETG	1

Diseño de
Angel Josue Nij Culajay

Fecha
18/06/2025

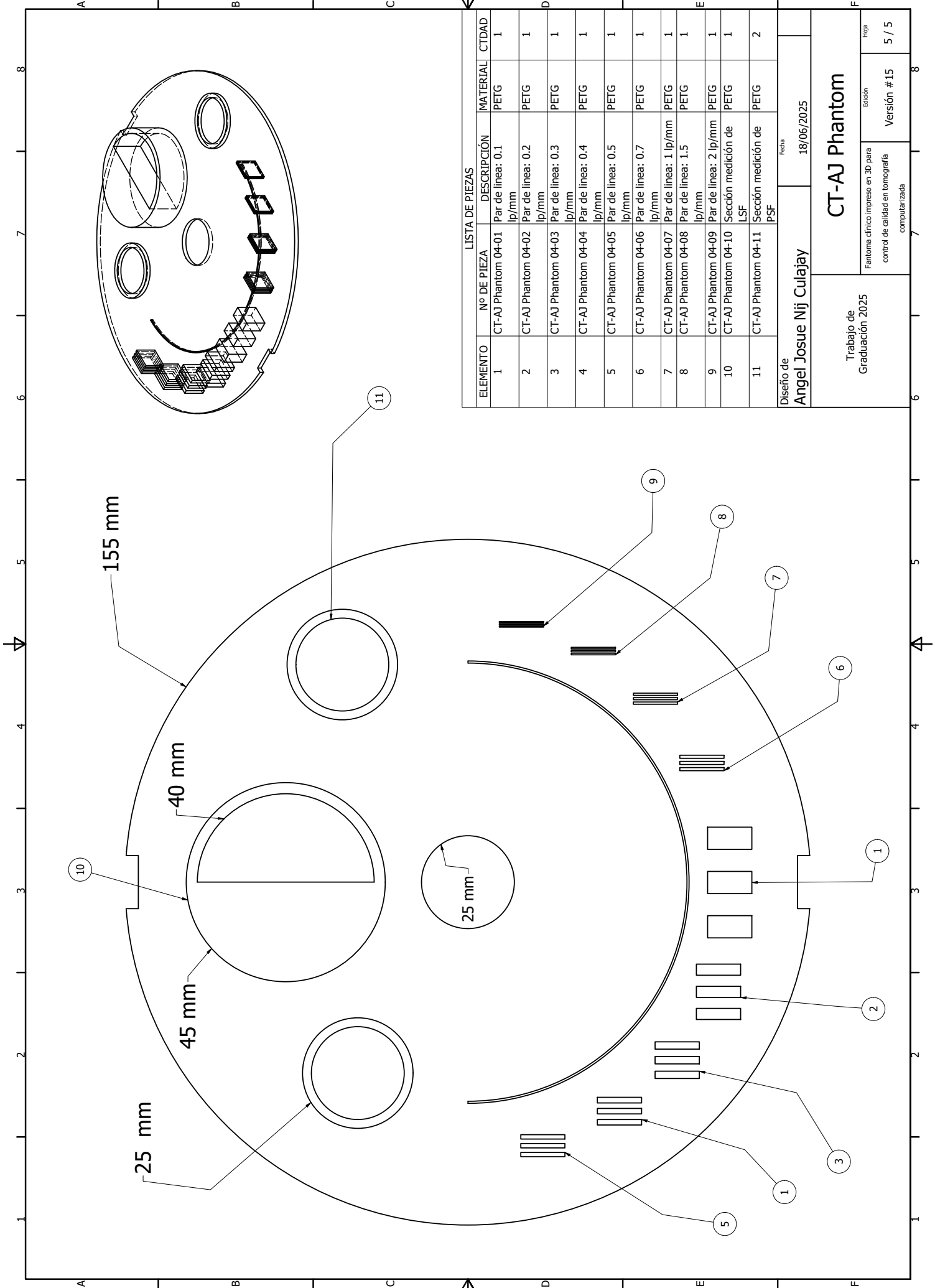
Trabajo de
Graduación 2025

CT-AJ Phantom

Fantoma clínico impreso en 3D para control de calidad en tomografía computarizada

Edición
Versión # 15

Página
4 / 5



LISTA DE PIEZAS

ELEMENTO	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	MATERIAL	CTDAD
1	CT-AJ Phantom 04-01	Par de línea: 0.1 lp/mm	PETG	1
2	CT-AJ Phantom 04-02	Par de línea: 0.2 lp/mm	PETG	1
3	CT-AJ Phantom 04-03	Par de línea: 0.3 lp/mm	PETG	1
4	CT-AJ Phantom 04-04	Par de línea: 0.4 lp/mm	PETG	1
5	CT-AJ Phantom 04-05	Par de línea: 0.5 lp/mm	PETG	1
6	CT-AJ Phantom 04-06	Par de línea: 0.7 lp/mm	PETG	1
7	CT-AJ Phantom 04-07	Par de línea: 1 lp/mm	PETG	1
8	CT-AJ Phantom 04-08	Par de línea: 1.5 lp/mm	PETG	1
9	CT-AJ Phantom 04-09	Par de línea: 2 lp/mm	PETG	1
10	CT-AJ Phantom 04-10	Sección medición de LSF	PETG	1
11	CT-AJ Phantom 04-11	Sección medición de PSF	PETG	2

Diseño de
Angel Josue Nij Culajay

Fecha
18/06/2025

Trabajo de
Graduación 2025

Fantoma clínico impreso en 3D para
control de calidad en tomografía
computarizada

CT-AJ Phantom

Edición
Versión # 15

Página
5 / 5

Proceso de calibración de la impresora

El proceso de calibración comenzó por encontrar la temperatura ideal para fundir el PETG. Para ello, se imprimió una torre de temperatura con incrementos de 5°C, abarcando un rango de 230°C a 250°C. El modelo utilizado en el software Creality Print se muestra en la figura B.1, (izquierda) y el resultado de impresión se muestra en la figura B.1 (derecha).



Figura B.1: Modelo para la calibración de temperatura (Izquierda). Resultado del modelo impreso (Derecha)

Fuente: Propia

A partir de los resultados, se determinó que la temperatura óptima para la boquilla se encontraba en el rango de 235°C a 240°C. Se optó por utilizar un valor promedio de 238°C, ya que en ese intervalo

la impresión mostró una menor formación de hilos y bordes más definidos.

Posteriormente, se evaluó la velocidad del ventilador del extrusor con el objetivo de mejorar la adhesión entre capas. Para ello, se imprimió una torre de velocidades con valores decrecientes desde el 100 % hasta el 0 %. El modelo utilizado en el software Creality Print se muestra en la figura B.2 (izquierda), y el resultado de la impresión se presenta en la figura B.2 (derecha).

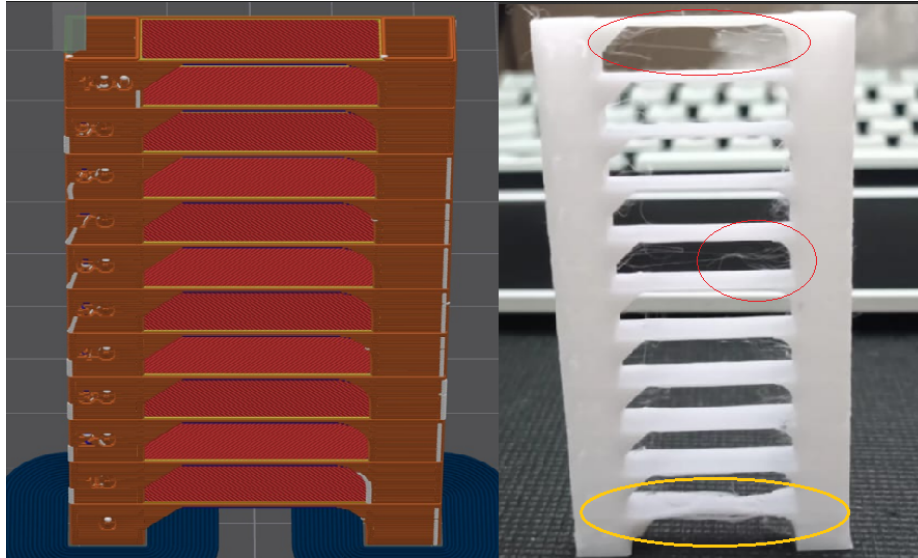


Figura B.2: Modelo para la calibración de la velocidad del ventilador (izquierda). Resultado de impresión (derecha)

Fuente: Propia

Se pudo observar que cuando la velocidad del ventilador se encontraba en un rango del 100 % al 50 % se producen una mayor cantidad de hilos (círculos rojos, Figura B.2). Mientras que cuando se apaga por completo el ventilador, es decir con un 0 %, la pieza se vuelve más frágil pues las capas no se adhieren de manera correcta, especialmente en los voladizos (circulo naranja, Figura B.2). Con estos resultados se determino que la velocidad del ventilador se debía mantener al 30 % debido a que con esta configuración se obtuvieron menos hilos y piezas de puente más fuertes.

Se continuó con el análisis de la retracción, un ajuste utilizado para reducir la formación de hilos cuando el extrusor cambia de posición. El modelo utilizado en Creality Print se muestra en la figura B.3. Para ello, se realizaron dos pruebas (Figura B.4), en estas lo que se vario fue la distancia y la velocidad de retracción que corresponden a la distancia que el filamento se retrae y a la velocidad que lo hace. A partir de las cuales se determinó la anchura de retracción óptima.

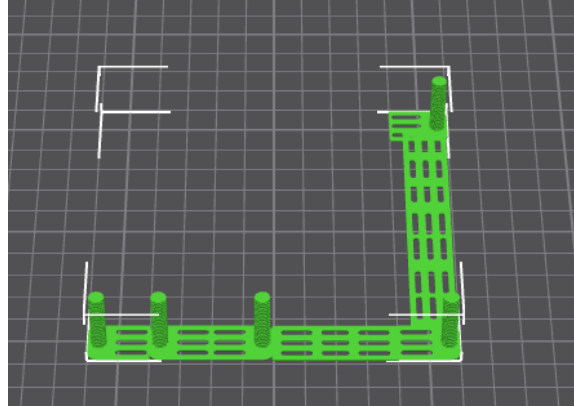


Figura B.3: Modelo utilizado para la calibración de la retracción de la impresora

Fuente: Propia

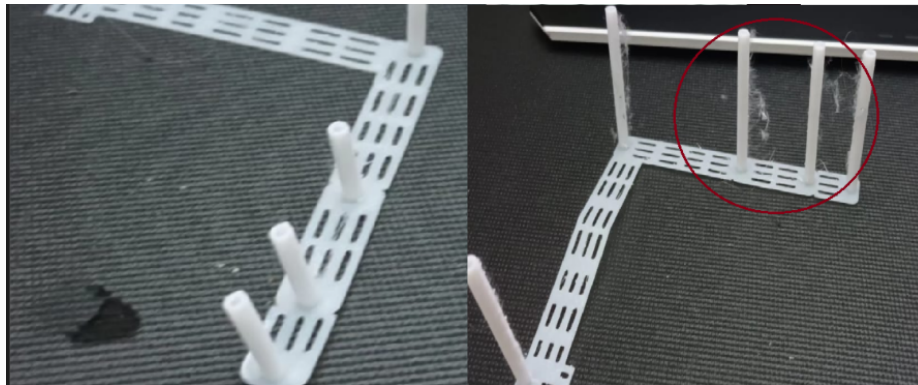


Figura B.4: Resultados de impresión

Fuente: Propia

Para evaluar el avance de presión lineal el cual es el parámetro que ayuda a mejorar la calidad de las impresiones al anticipar y compensar la presión que se acumula en el extrusor durante la impresión. El modelo utilizado en Creality Print se muestra en la figura B.5 y los resultados de impresión se muestran en la figura B.6

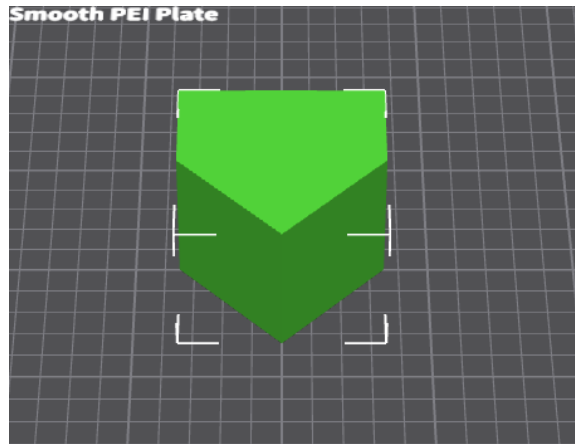


Figura B.5: Modelo utilizado para la calibración de la presión lineal de la impresora

Fuente: Propia

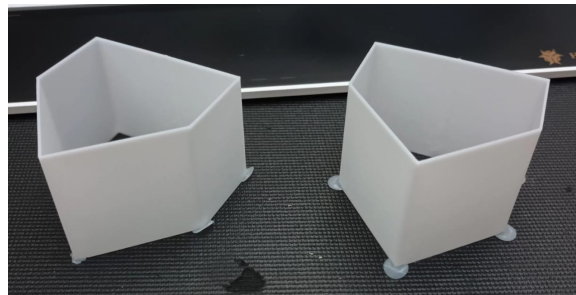


Figura B.6: Resultados de impresión

Fuente: Propia

A partir de las pruebas, se determinó que un avance de presión lineal moderado permitió reducir defectos como sobre extrusión e hilos, mejorando la definición de los bordes y la uniformidad de las capas.

Para finalizar el proceso de calibración, se realizó la prueba de flujo, que permite determinar la cantidad de filamento extruida por la boquilla. Se utilizó el modelo mostrado en la figura B.7, y los resultados de impresión se presentan en la figura B.8. Esta prueba requiere establecer un valor inicial, generalmente el indicado en las especificaciones del material. Posteriormente, se imprimen distintos rectángulos con variaciones de flujo que van desde un -20% hasta un 20% del valor base. El resultado con la mejor textura se multiplica por el valor base para obtener el flujo adecuado. En nuestro caso, se determinó que el flujo óptimo correspondía a un valor de 1.1.

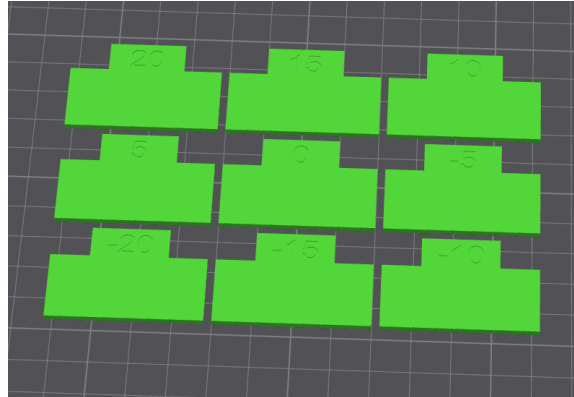


Figura B.7: Modelo utilizado para la calibración del flujo de impresión.

Fuente: Propia



Figura B.8: Resultados de impresión

Fuente: Propia

Con estas pruebas se obtuvo el perfil de impresión mencionado en el capítulo 6. Para verificar su funcionalidad, se imprimió un cilindro hueco con el mismo grosor que el fantoma planeado, con el fin de comprobar que la cantidad de perímetros, la altura de capa y los parámetros ajustados previamente permitieran obtener piezas impermeables.

El resultado se muestra en la figura B.9. Después de llenarlo con agua y dejarlo durante aproximadamente 8 horas, se observó que no presentaba fugas, por lo que se procedió a la impresión de los fantasmas diseñados.



Figura B.9: Impresión del cilindro hueco utilizado el perfil de impresión calibrado

Fuente: Propia

Mediciones con cámara de ionización

- Medición central: 3.361 ± 0.13 mGy
- Medición periférica – Punto 3: 4.637 ± 0.19 mGy
- Medición periférica – Punto 9: 2.461 ± 0.06 mGy
- Medición periférica – Punto 12: 3.301 ± 0.15 mGy

Ecuaciones utilizadas

(Fuente: TEC-DOC 1958, p. 157 y video *Radiation Dose IAEA* [19])

$$CTDI_w = \frac{1}{3} (CTDI_{100,c} + 2 \cdot CTDI_{100,p})$$

Donde:

- $CTDI_{100,c}$ = Medición central
- $CTDI_{100,p}$ = Promedio de las mediciones periféricas

Datos experimentales

- Pitch: 0.688
- Longitud del escaneo: 0.8 cm

Cálculos

$$\begin{aligned}
 CTDI_{100,c} &= 3.361 \pm 0.13 \text{ mGy} \\
 CTDI_{100,p} &= \frac{4.637 + 2.461 + 3.301}{3} = 3.466 \pm 0.41 \text{ mGy} \\
 CTDI_w &= \frac{1}{3} (3.361 + 2 \cdot 3.466) = 3.43 \pm 0.31 \text{ mGy} \\
 CTDI_{vol} &= \frac{CTDI_w}{\text{Pitch}} = \frac{3.43 \pm 0.31}{0.688} = 4.99 \pm 0.45 \text{ mGy} \\
 DLP &= CTDI_{vol} \times \text{Longitud del escaneo} \\
 &= 4.99 \pm 0.45 \times 0.8 = 3.99 \pm 0.36 \text{ mGy} \cdot \text{cm}
 \end{aligned}$$

Resultados

- $CTDI_{vol} = 4.99 \pm 0.45 \text{ mGy}$
- $DLP = 3.99 \pm 0.36 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$

- **Valores esperados (teóricos):**
 - $CTDI_{vol} (\text{consola}) = 45.20 \text{ mGy}$
 - $DLP (\text{consola}) = 36.10 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$

- **Error porcentual:**
 - $CTDI_{vol}$: 88 %
 - DLP: 88 %