



**unitec**<sup>®</sup>  
**Universidad Tecnológica  
Centroamericana**

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**PROYECTO DE INVESTIGACIÓN**

**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE FANTOMA TORÁCICO CON IMPRESIÓN**

**3D PARA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA**

**PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO**

**INGENIERA BIOMÉDICA**

**PRESENTADO POR:**

**22111159 AARON ALESSANDRO CHIESSA CASTRO**

**22111215 ANDREA CECILIA PONCE CASTRO**

**ASESOR: MANUEL ADALID GAMERO**

**SAN PEDRO SULA, CORTÉS, HONDURAS, C.A.**

**JUNIO, 2025**

## **DEDICATORIA**

Dedicamos este trabajo a Dios, a nuestros padres por su amor incondicional y a los docentes que siempre nos apoyaron, este logro también es suyo.

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco, en primer lugar, a Dios, por haberme otorgado la sabiduría, la fortaleza y el acompañamiento constante en cada paso de este trayecto académico. A mi familia, por su inquebrantable apoyo, motivación y amor, pilares fundamentales que me sostuvieron en los momentos más retadores. A la Licenciada Abigail, a quien aprecio profundamente y al Ingeniero Gamero, por su valiosa asesoría y por el apoyo brindado en cada fase del proyecto. Expreso también mi profundo agradecimiento a mis amistades, cuyo afecto y compañía marcaron positivamente esta etapa de mi vida. A Dany, por recordarme la pasión por la ingeniería; a María José, por su cercanía y presencia constante a lo largo de estos años; a Jorge, por su invaluable y sincera amistad; a David, por su ayuda generosa y apoyo incondicional; y a Aaron, por acompañarme de manera comprometida en el desarrollo de este proyecto. Finalmente, mi más profundo y especial agradecimiento es para: mi abuela, Idalia Benítez. Porque sin su ayuda y apoyo incondicional todos estos años, jamás hubiera llegado hasta acá. A todos ustedes, gracias.

- **Andrea Ponce**

El camino recorrido durante este proceso fue difícil, y sé que solo no hubiese podido cumplir este objetivo. Es por eso por lo que agradezco infinitamente a mis padres Aarón Chiessa y Martha Castro, por toda su dedicación, preocupación y amor que me han dedicado en todo momento. Quiero agradecer también a Itzel Quintanilla porque siempre ha sido un apoyo moral y emocional y ha estado presente en todo momento. A mis abuelas Estela Gavarrete y Alba Vindel, que nunca dejaron de motivarme y ayudarme a sentirme mejor durante los momentos más duros. A mis compañeros y colegas Jorge Maldonado, María Gálvez, Dany Nieto y a todos aquellos con los que alguna vez coincidí en un aula de clases. Y a mi compañera de proyecto Andrea Ponce, también le doy las gracias, por el esfuerzo conjunto realizado para la culminación de este proyecto. Al señor Manuel Gamero por habernos guiado en este proceso y siempre querer sacar nuestro mayor potencial. Por último, me gustaría agradecer a todo el personal del departamento de Radiología del Hospital Mario Catarino Rivas y a Juan del departamento de Biomédica, por habernos facilitado el proceso de ingreso al hospital. A todos muchas gracias por su apoyo incondicional.

- **Aaron Chiessa**

## EPÍGRAFE

*«La ciencia no es más que una manera refinada de pensar y hacer preguntas.»*

**- Carl Sagan**

## RESUMEN EJECUTIVO

Para el control de calidad de imagen en estudios de tomografía se utiliza una herramienta llamada fantoma, la cual contiene en su interior características similares a los tejidos humanos. El alto costo de esta herramienta representa, en muchos casos, un obstáculo para su adquisición. El presente estudio tuvo como objetivo desarrollar un fantoma torácico que imitara las propiedades radiológicas de los tejidos humanos para el control de calidad en tomografía. Se seleccionó un estudio de la base de datos del Instituto Nacional del Cáncer de Estados Unidos, correspondiente a un paciente con cáncer de pulmón de células no pequeñas. A partir de este estudio se segmentaron las estructuras pulmonares, los huesos de la caja torácica, los nódulos pulmonares y el corazón. Las estructuras se imprimieron en 3D mediante el método FDM, empleando PLA+ como material. Los porcentajes de *infill* y materiales de relleno se determinaron experimentalmente mediante la evaluación de las unidades Hounsfield con el software 3D Slicer. El prototipo final se comparó con el estudio del paciente y con el de un fantoma comercial. Se midieron las UH de cada estructura en las tres vistas anatómicas de cada estudio. Los datos fueron sometidos a análisis estadístico, tanto descriptivo como inferencial, para validar el funcionamiento del prototipo. Las pruebas estadísticas indicaron que no existían diferencias significativas entre los tres estudios evaluados, validando la capacidad de las estructuras desarrolladas.

**Palabras clave**—Control de Calidad, Fantoma Torácico, Impresión 3D, Tomografía, Unidades Hounsfield.

## **ABSTRACT**

For image quality control in computed tomography studies, a tool known as a phantom is used, which contains internal structures with characteristics similar to human tissues. The high cost of this tool often represents a barrier to its acquisition. The aim of this study was to develop a thoracic phantom that mimics the radiological properties of human tissues for quality control in tomography. A study was selected from the database of the U.S. National Cancer Institute, corresponding to a patient diagnosed with non-small cell lung cancer. From this study, the pulmonary structures, rib cage bones, pulmonary nodules, and heart were segmented. These structures were 3D printed using the FDM method, employing PLA+ as the material. The infill percentages and filler materials were determined experimentally through the evaluation of Hounsfield Units (HU) using the 3D Slicer software. The final prototype was compared to both the patient's study and a commercial phantom study. The HU values of each structure were measured in the three anatomical views of each study. The data were subjected to both descriptive and inferential statistical analysis to validate the performance of the prototype. The statistical tests indicated no significant differences among the three studies evaluated, validating the ability of the developed structures to simulate human tissues.

**Keywords**—Hounsfield Units, Quality Control, Thoracic Phantom, Tomography, 3D Printing.

# ÍNDICE DE CONTENIDO

I.	INTRODUCCIÓN .....	3
II.	ESTADO DEL ARTE.....	4
2.1.	ANTECEDENTES .....	4
2.1.1	Identificación de Palabras Clave.....	4
2.1.2	Distribución Geográfica .....	5
2.1.3	Fantomas antropomórficos.....	5
2.1.4	Fantomas geométricos.....	7
2.1.5	Otros tipos de Fantomas.....	8
2.1.6	Tipos de Impresión en 3D.....	9
2.1.4.1	Método FDM y FFF .....	9
2.1.4.2	Método SLA o DLP.....	11
2.1.7	Otros métodos de Impresión .....	12
2.1.8	Configuraciones de Impresión.....	12
2.1.9	Tipos de Materiales .....	17
2.1.10	Imagenología y Modelado 3D en Fantomas.....	20
2.1.11	Métodos de Validación.....	22
2.1.12	Evaluación Experimental de Fantomas.....	23
2.1.13	Hitos Cronológicos en la Investigación de Fantomas.....	26
2.2.	PROBLEMÁTICA.....	27
2.3.	IMAGEN INTEGRADORA.....	28
2.4.	TABLA DE LIMITACIONES .....	30
III.	OBJETIVOS.....	32
3.1.	OBJETIVO GENERAL .....	32
3.2.	OBJETIVO ESPECÍFICOS.....	32
IV.	MÉTODOS .....	33
4.1.	ENFOQUE .....	35
4.2.	VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN.....	35

4.2.1	Variables Dependientes.....	36
4.2.2	Variables Independientes.....	36
4.3.	MATRIZ METODOLÓGICA .....	38
4.4.	OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES .....	40
4.5.	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS.....	42
4.6.	MATERIALES.....	43
4.7.	MÉTRICAS DE EVALUACIÓN .....	45
4.8.	METODOLOGÍAS DE VALIDACIÓN .....	47
4.9.	CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES .....	49
V.	RESULTADOS Y ANÁLISIS.....	50
VI.	DISCUSIÓN.....	114
VII.	CONCLUSIONES.....	116
VIII.	RECOMENDACIONES.....	118
IX.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	120
X.	ANEXOS.....	128

## ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 - Palabras Clave Recurrentes .....	4
Ilustración 2 - Mapa Geográfico de Estudios .....	5
Ilustración 3 - Comparativa morfológica de fantasmas.....	8
Ilustración 4 - Grafico sobre las técnicas de impresión en la literatura consultada. ....	10
Ilustración 5 - Evolución Cronológica de los Estudios .....	27
Ilustración 6 - Imagen Integradora .....	29
Ilustración 7 - Metodología en V. ....	34
Ilustración 8: Variables dependientes e independientes del estudio.....	37
Ilustración 9 - Cronograma de desarrollo del fantoma torácico.....	49
Ilustración 10 - A. Cara anterior del corazón B. Cara posterior del corazón. ....	51
Ilustración 11 - Pulmones fusionados durante la segmentación.....	52
Ilustración 12 - Segmentación de estructuras óseas. A. Segmentación con umbral bajo. B. Segmentación con umbral alto. C. Segmentación final.....	54
Ilustración 13 – Relación entre el porcentaje de relleno y las unidades Hounsfield.....	56
Ilustración 14 - Ubicación de los puntos para la toma de valores de UH en la vista axial. A. Cubos con las mezclas 1 y 2 de izquierda a derecha. B. Cubos con las mezclas 3, 4 y 5, de izquierda a derecha.....	57
Ilustración 15 - Distribución de unidades Hounsfield por vista y composición de relleno. A. Vista axial. B. Vista coronal. C. Vista sagital.....	59
Ilustración 16 - Ubicación de los puntos para la toma de valores de UH en la vista Axial.....	60
Ilustración 17 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial. A. Cascara de huevo tritura. B. Concha de caracol.....	61
Ilustración 18- Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de las estructuras pulmonares.....	63

Ilustración 19 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de la estructura cardíaca.....	64
Ilustración 20 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de las estructuras óseas.....	65
Ilustración 21 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de las estructuras nodulares.....	66
Ilustración 22 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras pulmonares por grupo experimental (vista axial).....	70
Ilustración 23 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras pulmonares por grupo experimental (vista axial).....	71
Ilustración 24 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de los pulmones del paciente.....	72
Ilustración 25 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras pulmonares por grupo experimental (vista coronal).....	73
Ilustración 26 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras pulmonares por grupo experimental (vista coronal).....	74
Ilustración 27 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras pulmonares por grupo experimental (vista sagital).....	76
Ilustración 28 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras pulmonares por grupo experimental (vista sagital).....	77
Ilustración 29 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en la estructura cardíaca por grupo experimental (vista axial).....	79
Ilustración 30 - Histograma de unidades Hounsfield en la estructura cardíaca por grupo experimental (vista axial).....	80
Ilustración 31 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial del corazón del paciente.....	80
Ilustración 32 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en la estructura cardíaca por grupo experimental (vista coronal).....	82

Ilustración 33 - Histograma de unidades Hounsfield en la estructura cardíaca por grupo experimental (vista coronal).....	83
Ilustración 34 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en la estructura cardíaca por grupo experimental (vista sagital). ....	84
Ilustración 35 - Histograma de unidades Hounsfield en la estructura cardíaca por grupo experimental (vista sagital).....	85
Ilustración 36 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras nodulares por grupo experimental (vista axial). ....	86
Ilustración 37 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras nodulares por grupo experimental (vista axial).....	87
Ilustración 38 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de los nódulos pulmonares del paciente. ....	88
Ilustración 39 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras nodulares por grupo experimental (vista coronal). ....	89
Ilustración 40 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras nodulares por grupo experimental (vista coronal).....	90
Ilustración 41 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras nodulares por grupo experimental (vista sagital). ....	91
Ilustración 42 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras nodulares por grupo experimental (vista sagital).....	92
Ilustración 43 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras óseas por grupo experimental (vista axial). ....	93
Ilustración 44 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras óseas por grupo experimental (vista axial).....	94
Ilustración 45 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de los huesos de la caja torácica del paciente.....	95
Ilustración 46 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras óseas por grupo experimental (vista coronal). ....	96

Ilustración 47 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras óseas por grupo experimental (vista coronal).....	97
Ilustración 48 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras óseas por grupo experimental (vista sagital). .....	98
Ilustración 49 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras óseas por grupo experimental (vista sagital).....	99
Ilustración 50 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en cada una de las estructuras del fantoma comercial en vista axial. A. Pulmones. B. Corazón. C. Huesos. D. Nódulos Pulmonares. ....	99
Ilustración 51 - Distribución de las respuestas en escala Likert para la evaluación del fantoma. A. Distribución de la Pregunta 1. B. Distribución de la Pregunta 2. C. Distribución de la Pregunta 3 y D. Distribución de la Pregunta 4. ....	112
Ilustración 52 - Distribución de las respuestas en escala Likert para la evaluación del fantoma. A. Distribución de la Pregunta 5. B. Distribución de la Pregunta 6 y C. Distribución de la Pregunta 7 .....	113

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 - Materiales utilizados en el desarrollo de fantomas .....	19
Tabla 2 - Principales limitaciones descritas por los autores consultados.....	30
Tabla 3 - Configuraciones del estudio.....	35
Tabla 4 - Matriz metodológica del estudio.....	38
Tabla 5 - Operacionalización de las variables del estudio. ....	40
Tabla 6 - Características físicas del filamento elegido .....	43
Tabla 7 - Parámetros de impresión recomendados.....	44
Tabla 8 - Datos de Impresión de cubos de prueba .....	45
Tabla 9 – Valores de UH obtenidos en la evaluación inicial.....	55

Tabla 10 - Media y desviación estándar de las UH por porcentaje de infill (n=3 escaneos) ...	55
Tabla 11 - Media y desviación estándar de las UH por mezclas de hidróxido de calcio y sulfato de calcio dihidratado en vista axial .....	58
Tabla 12 - Media y desviación estándar de las UH por mezclas de hidróxido de calcio y sulfato de calcio dihidratado en vista coronal.....	58
Tabla 13 - Media y desviación estándar de las UH por mezclas de hidróxido de calcio y sulfato de calcio dihidratado en vista sagital .....	59
Tabla 14 - Construcción de pulmones huecos: validación experimental (n=10).....	60
Tabla 15 - Otros materiales evaluados (n=10) .....	61
Tabla 16 - Valores en unidades Hounsfield para estructura simulada de pulmón.....	63
Tabla 17 - Valores en unidades Hounsfield para estructura simulada de corazón.....	64
Tabla 18 - Valores en unidades Hounsfield para estructura simulada de tejido óseo.....	65
Tabla 19 - Valores en unidades Hounsfield para estructuras nodulares. ....	66
Tabla 20 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en pulmones en vista axial.....	69
Tabla 21 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en pulmones en vista coronal.....	72
Tabla 22 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en pulmones en vista sagital.....	75
Tabla 23 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en corazón en vista axial.....	77
Tabla 24 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en corazón en vista coronal. ....	81
Tabla 25 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en corazón en vista sagital. ....	83
Tabla 26 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en nódulos pulmonares en vista axial. .....	86
Tabla 27 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en nódulos pulmonares en vista coronal. .....	88
Tabla 28 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en nódulos pulmonares en vista sagital. .....	90
Tabla 29 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en estructuras óseas en vista axial.....	92

Tabla 30 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en estructuras óseas en vista coronal.	95
Tabla 31 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en estructuras óseas en vista sagital.	97
Tabla 32 - Hipótesis planteadas para la validación ANOVA.	100
Tabla 33 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista axial de las estructuras pulmonares.	101
Tabla 34 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista coronal de las estructuras pulmonares.	102
Tabla 35 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista sagital de las estructuras pulmonares.	102
Tabla 36 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista axial de la estructura cardíaca.	103
Tabla 37 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista coronal de la estructura cardíaca.	104
Tabla 38 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista sagital de la estructura cardíaca.	104
Tabla 39 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista axial de las estructuras óseas.	105
Tabla 40 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista coronal de las estructuras óseas.	106
Tabla 41 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista sagital de las estructuras óseas.	106
Tabla 42 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista axial de las estructuras nodulares.	106
Tabla 43 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista coronal de las estructuras nodulares.	107
Tabla 44 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista sagital de las estructuras nodulares.	107

Tabla 45 - Desglose de costos directos del desarrollo del modelo torácico.....	108
Tabla 46 - Evaluación de la percepción sobre el fantoma mediante escala Likert: estadísticos descriptivos de las siete preguntas.....	111

## LISTA DE SIGLAS

<b>ABS</b>	Acrilonitrilo Butadieno Estireno
<b>ALARA</b>	<i>As Low As Reasonably Achievable</i> (Tan Bajo Como Razonablemente Sea Posible)
<b>CT</b>	<i>Computed Tomography</i> (Tomografía Computarizada)
<b>DLP</b>	Procesamiento Digital de la Luz
<b>FDM</b>	Modelado por Deposición Fundida
<b>FFF</b>	Fabricación de Filamento Fundido
<b>PLA</b>	Ácido Poliláctico
<b>SLA</b>	Impresión de Estereolitografía
<b>UH</b>	Unidades Hounsfield
<b>ROI</b>	<i>Region of Interest</i> (Región de Interés)
<b>DICOM</b>	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> (Imágenes Digitales y Comunicaciones en Medicina)
<b>PMMA</b>	Polimetilmetacrilato

## GLOSARIO

**Fantoma:** Artilugio, aparato o elemento utilizado para el calibrado de equipos de imagen y que contiene, en su interior, elementos de características similares a los del organismo (Diccionario Médico, 2024a).

**Fotopolimerización:** se refiere al proceso de utilizar la luz como fuente de energía para inducir la conversión de pequeñas moléculas insaturadas en estado líquido en macromoléculas sólidas a través de reacciones de polimerización (Andrzejewska, 2016).

**Kilo Voltaje pico (kVp):** es el control primario de la calidad del haz de rayos X y, por tanto, de la penetrabilidad del haz. Un haz de rayos X de mayor calidad es un haz de mayor energía y, en consecuencia, con más probabilidades de penetrar la anatomía de interés (Bushong, 2010).

**Miliamperios por segundo (mAs):** El valor de mAs determina el número de rayos X en el haz primario y, por tanto, controla principalmente la cantidad de radiación (Bushong, 2010).

**Radiolesiones:** Lesiones que son producidas por las radiaciones ionizantes, y foto lesiones las que son producidas por radiaciones no ionizantes (Puerta-Ortiz & Morales-Aramburo, 2020).

**Radiopacidad:** Es la propiedad de una sustancia que la hace impermeable a los rayos X o a otras formas de radiación ionizante (Diccionario Médico, 2024b).

**Unidades Hounsfield:** Es una medida cuantitativa relativa de la densidad de radio utilizada por los radiólogos en la interpretación de imágenes de tomografía computarizada (DenOtter & Schubert, 2025).

## I. INTRODUCCIÓN

Las imágenes médicas se han convertido en una pieza fundamental para el diagnóstico de cualquier tipo de patología. La tomografía forma parte de este grupo de herramientas diagnósticas, la cual nos brinda una gran cantidad de detalles de una o varias partes del cuerpo, esta técnica, a diferencia de las radiografías convencionales permite crear representaciones volumétricas y realizar cortes en los diferentes planos anatómicos del cuerpo. La tomografía utiliza radiación ionizante, rayos X, para poder crear las imágenes cuando la persona se somete a este estudio el tubo de rayos gira alrededor de la parte del cuerpo que se pretende analizar, lo que provoca que haya más puntos de absorción de radiación, lo que se traduce en una dosis absorbida mayor que la de radiografías convencionales (Mayo Clinic, 2024).

Dosis de radiación elevadas pueden generar efectos adversos en la salud de las personas, como aumentar las probabilidades de cáncer, aparición de radiolesiones, daños al sistema nervioso del feto, enrojecimiento de la piel, alopecia, entre otras (OMS, 2023). Debido a esto se deben establecer e implementar protocolos que eviten sobreexponer, tanto a los pacientes como a los profesionales de la salud, a las radiaciones emitidas por un tomógrafo. Dentro de estos protocolos puede y debería ponerse en práctica el criterio ALARA, que por sus siglas en inglés significa, tan bajo como sea razonablemente posible, es decir tratar de utilizar dosis de radiación bajas, pero sin sacrificar la calidad de la imagen (OIEA, 2022).

En este contexto se desarrollará un prototipo de fantoma del tórax impreso en 3D, utilizando el método FDM, que imite las características radiológicas de los tejidos del cuerpo humano, con la finalidad de que se ajuste correctamente la técnica de tomografía a utilizar, haciendo uso de los niveles más bajos de radiación sin sacrificar la calidad de la imagen, y realizando las pruebas antes en el fantoma y luego empleando dicha técnica en el paciente. Las pruebas de validación de las características radiológicas del fantoma se realizarán en el tomógrafo del Hospital Dr. Mario Catarino Rivas.

Este documento aborda los métodos empleados por diferentes autores para la elaboración de fantomas antropomórficos y geométricos, el modelado 3D de las estructuras anatómicas, parámetros de impresión, pruebas de validación, y también los resultados pertinentes de este estudio, así como las conclusiones inferidas.

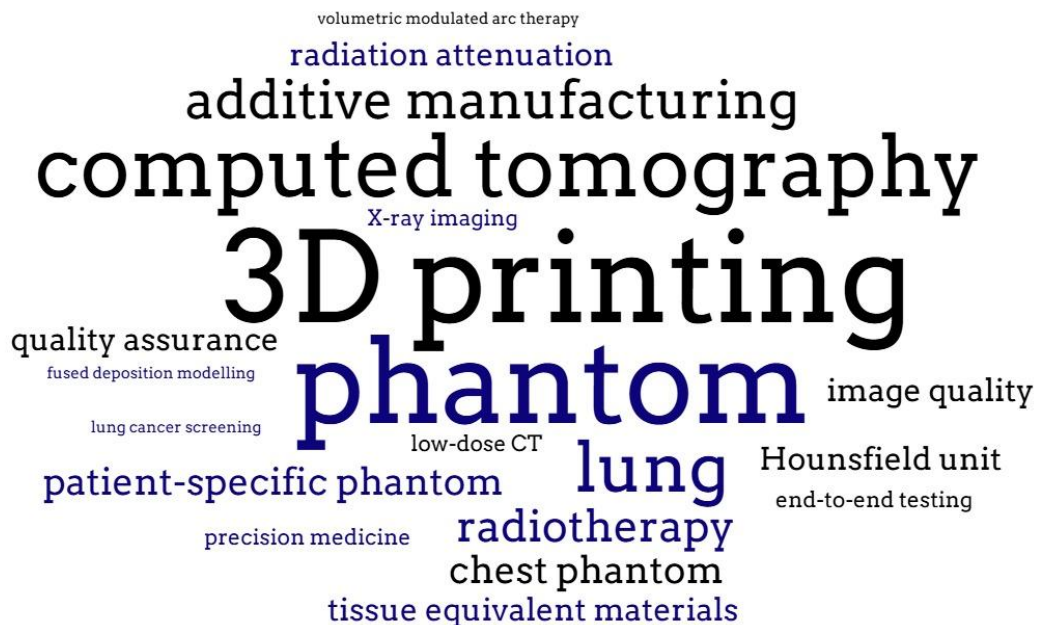
## II. ESTADO DEL ARTE

Este capítulo recopila el marco bibliográfico esencial para comprender los fundamentos teóricos, metodológicos y tecnológicos aplicados en este trabajo. Se analizan investigaciones previas clave, abordando técnicas de desarrollo de fantasmas, parámetros de validación y avances recientes en el campo.

### 2.1. ANTECEDENTES

#### 2.1.1 IDENTIFICACIÓN DE PALABRAS CLAVE

El análisis de la literatura especializada revela patrones claros en la terminología de los estudios sobre fantasmas antropomórficos (*Ilustración 1*). Las publicaciones muestran un marcado interés en técnicas de fabricación digital, con especial énfasis en la impresión 3D como metodología predominante para la replicación de propiedades radiológicas. Los términos relacionados con tecnologías de imagen médica, particularmente la tomografía computarizada y las unidades *Hounsfield* (UH), aparecen consistentemente como conceptos centrales en la mayoría de los trabajos revisados.

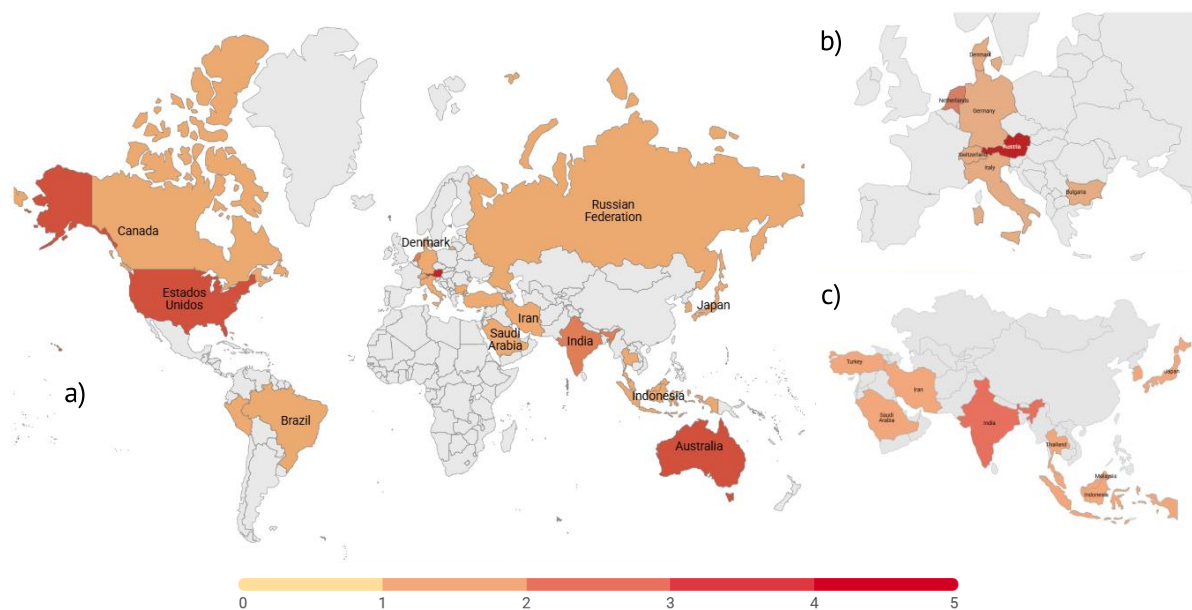


**Ilustración 1 - Palabras Clave Recurrentes**

Fuente: Elaboración propia

## 2.1.2 DISTRIBUCIÓN GEOGRÁFICA

Desde una perspectiva geográfica, la producción científica se concentra principalmente en Europa, con contribuciones significativas provenientes de instituciones alemanas e italianas. Estados Unidos destaca como el principal contribuyente en el continente americano. En Asia, los avances más relevantes surgen de grupos de investigación en Irán y Turquía. Esta distribución refleja los actuales polos de desarrollo tecnológico en el campo de los modelos antropomórficos, donde la combinación de ingeniería biomédica y técnicas de imagenología ha permitido avances notables en los últimos años (*Ilustración 2*).



**Ilustración 2 - Mapa Geográfico de Estudios. a) Muestra un mapa geográfico completo de los estudios recopilados. b) Muestra los estudios desarrollados en Europa. c) Muestra la distribución de estudios recopilados en Asia.**

Fuente: Elaboración propia.

## 2.1.3 FANTOMAS ANTROPOMÓRFICOS

De acuerdo con la literatura consultada, los autores realizaron dos tipos de fantomas, los antropomórficos, que simulaban los contornos externos e internos de los órganos del cuerpo y también las características físicas de los tejidos. Por otro lado, están los fantomas geométricos, los que solo simulaban las características físicas de los tejidos, pero no estructuras anatómicas, por lo que su forma era la de una figura geométrica, como un cuadrado, círculo, cilindro, entre otras (Tapia Gajardo et al., 2016).

Según la Real Academia Española, el antropomorfismo es la tendencia de atribuirle cualidades y forma humana a objetos (RAE, 2024). Por lo tanto, un fantoma antropomórfico tiene la finalidad de simular las estructuras anatómicas del cuerpo y las propiedades físicas de los tejidos. Como en el caso de una investigación de Hatamikia et al. (2020), donde se desarrolló un fantoma antropomórfico del tórax, simulando la estructura ósea de las costillas, el esternón y las vértebras, componentes que luego fueron incrustados en un cuerpo de silicona transparente.

En el trabajo de Laidlaw et al. (2023) se simularon tejidos blandos como los pulmones, también la tráquea, estructura ósea de las costillas, esternón y vertebras. Además, se elaboraron cinco tipos de tumores pulmonares que podían cambiar de ubicación, ya que no estaban fijados a un área específica. A cuatro de cinco de estas estructuras anómalas se les dio una forma esférica, y solo a una se le dio una forma arbitraria. Estas estructuras fueron luego incrustadas en resina. Sin embargo, este fantoma tenía la posibilidad de separarse por la mitad para permitir el cambio de la posición de los tumores pulmonares.

Como en los trabajos anteriores, en el trabajo de Kunert et al. (2023) se elaboraron distintas estructuras del tórax, como los músculos, los pulmones, costillas, mamas, tejido cartilaginoso, adiposo y glandular, en este caso, no se imprimieron piezas separadas para cada estructura o tejido anatómico. Se imprimió una serie de rebanadas, que contenían cada uno de los tejidos mencionados en la parte del cuerpo en la que debería ir, estas rebanadas se apilaban, con el fin de formar el fantoma completo.

En otros trabajos como el de Kusk et al. (2023), se enfocaron en desarrollar una sola estructura en específico, debido a la complejidad que esta representaba, como el caso del corazón. En este trabajo se desarrolló un fantoma exclusivamente cardiaco para utilizarse en estudios de tomografía computarizada. Este fantoma cardiaco simulaba el espacio que ocupa el ventrículo izquierdo del corazón, y las válvulas aórtica y mitral, también se rellenó el ventrículo izquierdo con un medio de contraste gelatinizado.

Una de las principales características que poseen los fantasmas antropomórficos es el elevado tiempo que lleva producirlos, por ejemplo, en el caso de Laidlaw et al. (2023) les tomó aproximadamente tres días hacer el cuerpo de resina en el que estarían incrustadas las estructuras anatómicas, y esperaban ocho horas por cada vaciado de resina que se hacía. Cabe

destacar que en la cuenta de tres días no se tomó en cuenta el tiempo de impresión de los moldes para el vaciado de la resina. En el trabajo realizado por Hatamikia et al. (2020) las muestras de una costilla se tuvieron que dejar reposar por veinticuatro horas a temperatura ambiente. El tiempo de impresión que tomaron las estructuras de Kusk et al. (2023) fue de cinco días. Esta variable se vuelve vital al momento de asignar tiempos de trabajo en una investigación ya que puede afectar el cumplimiento de los objetivos, lo que está directamente relacionado con la tasa de éxito del proyecto.

#### 2.1.4 FANTOMAS GEOMÉTRICOS

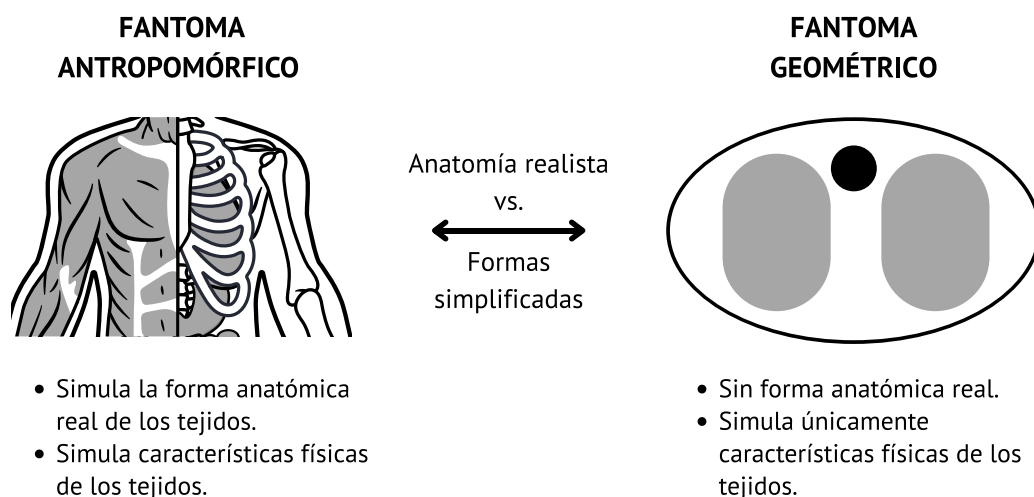
Los fantomas geométricos no simulan la forma de las estructuras anatómicas del cuerpo, sino que su forma consiste en figuras simples como círculos, cuadrados, cilindros, entre otras variantes (*Ilustración 3*). Sin embargo, tienen que cumplir con ciertas características físicas para que puedan simular las propiedades de los tejidos del cuerpo humano, como en el caso de Dem'yanenko et al. (2021), para el desarrollo del fantoma el material utilizado debía simular la propagación de ondas electromagnéticas como lo hacen los tejidos del cuerpo humano, ya que ese era el objetivo del estudio, la forma que le dieron a este fantoma fue cilíndrica. En este estudio se elaboraron tres estructuras, un cilindro, estructura de mayor tamaño, que simuló los pulmones, una pieza ovalada que simuló el corazón, y un elemento de encuadre que simuló la estructura ósea de las costillas, esternón y columna vertebral. Estos elementos eran ensamblables entre sí, actuando como base, la pieza que simuló los pulmones.

En el estudio de Amini et al. (2018) la forma del fantoma fabricado fue seleccionada de forma que concordara con un corte transversal de un tórax humano adulto, poseía cinco centímetros de grosor, treinta y tres centímetros de largo y veintisiete de ancho, para esto se basaron en un fantoma comercial, para ser más exactos el modelo *CIRS phantom model 062*, la forma que poseía era ovalada y en el interior de este se encontraban incrustados diecisiete cilindros de distintos materiales que simulaban diferentes tejidos del cuerpo como el adiposo, muscular, hepático, cartilaginoso, pulmonar, óseo y senos.

El estudio desarrollado por Sugawara et al. (2020) consistió en la elaboración de un fantoma, para el control de calidad del registro de imágenes deformables. Este fantoma se componía de dos partes principales: una base y un fantoma interno, hechos de acrílico y

esponjas deformables respectivamente. El fantoma base era un cilindro hueco con un diámetro de ciento ochenta milímetros, el cual simulaba la pared torácica, en este se introducía el fantoma interno que estaba formado por esponjas de veinte milímetros de espesor y ciento veintisiete milímetros de diámetro. Las esponjas del fantoma interior tenían agujeros en los cuales se introducían cilindros de nylon que simulaban las bifurcaciones bronquiales y vasculares de los pulmones.

En el desarrollo de fantomas geométricos del tórax (*Ilustración 3*), los autores tienden a preferir estructuras cilíndricas como en los estudios de Dem'yanenko et al. (2021), Amini et al. (2018) y Sugawara et al. (2020), ya que su geometría se asemeja más al tórax humano. En los casos anteriores también existía una tendencia a incrustar o introducir un material dentro de otro distinto, pero como estructuras separadas, con la intención de que lo que estuviera más al centro simulara los órganos o tejidos más internos y lo más externo, el tejido tegumentario o huesos más superficiales.



**Ilustración 3 - Comparativa morfológica de fantomas.**

Fuente: Elaboración propia basado en Amini et al. (2018), Bagdare, (2022), Jamal et al. (2020)

### 2.1.5 OTROS TIPOS DE FANTOMAS

Estudios como los de Crowe et al. (2023) y (Huamani T. et al., 2019) se enfocaron únicamente en analizar distintos materiales y comparar ciertas características de los materiales, como el valor de UH y la densidad respectivamente, con las características de los tejidos

humanos, con la finalidad de poder encontrar materiales con características físicas que más se acerquen a los valores de estos tejidos.

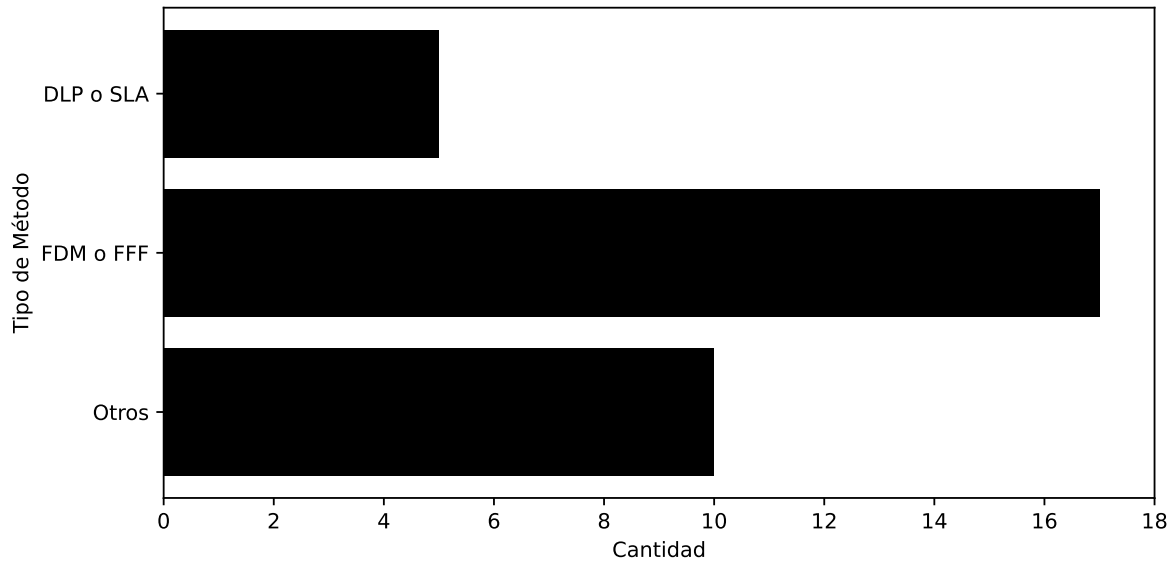
Crowe et al. (2023) se enfocaron en encontrar una configuración de relleno a través de la impresión 3D que fuese capaz de emular el valor de UH, la densidad de masa efectiva y densidad relativa de electrones del tejido pulmonar, para esto utilizaron diferentes temperaturas de impresión, densidades de relleno y dos tipos de filamentos (variantes del PLA). La forma que le dieron a estas estructuras impresas en 3D fue de cubos de dos centímetros por lado. Además de las variables anteriores también se manipuló el flujo de impresión. Huamani T. et al. (2019) elaboraron discos de treinta centímetros de diámetro y un centímetro de espesor. Estos discos fueron hechos con una combinación de dos resinas y microesferas fenólicas para simular diez tejidos distintos, evaluando las variables de densidad, coeficiente de atenuación de masa y número atómico efectivo.

## 2.1.6 TIPOS DE IMPRESIÓN EN 3D

Los autores utilizaron principalmente dos métodos de impresión para la fabricación de los fantomas, el método de Modelado por Deposición Fundida (FDM) o Fabricación de Filamento Fundido (FFF), y el método de impresión de Estereolitografía o Procesamiento Digital de la Luz (SLA o DLP). Cada método utiliza diferentes tipos de impresoras y configuraciones de impresión, los cuales serán abordados a continuación.

### 2.1.4.1 Método FDM y FFF

El método FDM o FFF fue el más utilizado entre los autores consultados, se encontró una proporción diversa sobre el tipo de impresión 3D empleada para la elaboración de fantomas (*Ilustración 4*).



**Ilustración 4 – Métodos de impresión utilizados en la literatura consultada.**

Fuente: Elaboración propia

En este método, el filamento se funde al calentarse y luego se deposita capa por capa, con cierta cantidad de espacio entre ellas, hasta construir la estructura anatómica deseada. Se pueden controlar diversas variables en este método como temperatura de extrusión, porcentaje de relleno, flujo de filamento y velocidad de impresión, para manipular las características de las estructuras impresas, por ejemplo, Cavaliere et al. (2023) se enfocaron en ajustar los parámetros de relleno de la impresora, con la finalidad de que cambiara la densidad de la estructura, utilizaron valores de relleno del 10% para pulmones de aire, 35% intersticio, 40% grasa, 55% músculo, 70% vascular, y 50% y 62,5% para los dos componentes de una lesión pulmonar, los cuales eran componentes no vascularizados y componentes vascularizados.

Ozsoykal & Yurt (2024) manipularon dos variables principalmente: el flujo y la temperatura de impresión, los valores de flujo que utilizó fueron 100%, 80%, 60%, 40% y 20%, mientras que los valores de temperatura fueron de 210 °C, 230 °C y 250 °C. Las variaciones las realizaron con el fin de reducir la densidad del material utilizado, que fue ácido poliláctico.

En el caso de Okkalidis et al. (2022) hicieron uso de una impresora 3D capaz de utilizar de dos a tres filamentos al mismo tiempo, en dicho estudio solo se utilizaron dos tipos de filamentos con la finalidad de que dicha combinación fuera similar a la densidad del tejido

óseo. Se reportó un alto rendimiento al mantener constantes las proporciones seleccionadas durante la impresión.

Cavaliere et al. (2023) estimaron un tiempo de tres días para poder completar la impresión del fantoma empleando el método FDM, y también afirmaron que fabricar un fantoma de tórax, puede requerir considerable tiempo, experiencia y recursos. Mientras que Mei et al. (2022) tardaron veinticuatro horas en imprimir un fantoma el cual simulaba un corte frontal del pulmón de un paciente, se imprimió una sola estructura final, no obstante, se imitaron distintas texturas del tejido pulmonar a través de la manipulación de la velocidad de impresión sin alterar el flujo del filamento.

Silberstein et al. (2025) imprimieron un total de 31 estructuras, que simulaban partes del tórax y del abdomen, como el estómago, pulmones, costillas, corazón, tráquea, páncreas, entre otras. Todas estas piezas tomaron un tiempo estimado de cuarenta y nueve días y dos horas y media. Este estudio fue el que mayor cantidad de tiempo invirtió en la impresión de las estructuras del fantoma, pero también fue el estudio que más estructuras utilizó para su elaboración.

#### *2.1.4.2 Método SLA o DLP*

El método SLA o DLP hace uso de la luz ultravioleta, la cual a través de fotopolimerización solidifica la resina líquida capa por capa, que es utilizada como materia prima, hasta formar el modelo 3D del fantoma. Este método se utiliza en modelos anatómicos que requieren un alto nivel de precisión, como en la elaboración de estructuras con vasos sanguíneos o ramificaciones finas. Presenta un acabado liso y una definición muy alta (Kalidindi et al., 2023).

Silberstein et al. (2025) reportaron que alcanzaron una resolución de cuarenta y siete micrómetros, con una impresora DLP, utilizada para la elaboración de los vasos pulmonares, debido a que estas estructuras requerían una mayor precisión en el proceso de impresión. El resto de las estructuras utilizadas en el fantoma fueron elaboradas a través del método de FDM.

### 2.1.7 OTROS MÉTODOS DE IMPRESIÓN

Dentro de la literatura consultada se identificaron métodos distintos a la impresión 3D para la elaboración de fantomas antropomórficos, por ejemplo el fantoma fabricado por Nisa et al. (2025) en este estudio se elaboró dicho fantoma torácico con pulmones que tenían neumonía, a partir de moldes Polimetilmetacrilato (PMMA) los cuales fueron cortados con una máquina laser a partir de un diseño previamente cargado. Resina de poliéster, peróxido de metiletilcetona y carbonato de calcio fueron los elementos mezclados para la elaboración de los huesos, esta mezcla fue luego vertida en los moldes de PMMA. Para los pulmones se utilizó poliuretano combinado con quince mililitros de glicerina, empleando el mismo método de vertido que en el caso de los huesos.

Amini et al. (2018) también empleo moldes de PMMA para la construcción de su fantoma geométrico. Reportó que el uso de los polímeros utilizados gracias a los moldes de PMMA resultó ser menos viscosos que algunas resinas epóxicas utilizadas para la simulación de tejidos, lo que los hace más fáciles de moldear y trabajar. Además, afirmó que estos materiales eran más flexibles y resistentes una vez secos.

Huamani T. et al. (2019) utilizó moldes de aluminio para verter la mezcla de resinas utilizada para la elaboración de las muestras que emulaban los tejidos.

### 2.1.8 CONFIGURACIONES DE IMPRESIÓN

Se pudo apreciar una tendencia en la manipulación de los valores de impresión utilizados, al modificar distintas variables como el porcentaje de relleno, el flujo y la velocidad de impresión, las características físicas del material impreso cambiaban, dando distintos valores de radiopacidad cuando se escaneaban con un tomógrafo. La siguiente sección se enfocará en las configuraciones de impresión que utilizaron los autores para la impresión de estructuras anatómicas en 3D utilizando el método FDM o FFF.

Silberstein et al. (2025) utilizaron una impresora *Raise3D N2 Plus 3D* y aseguraron que este modelo alcanza una impresión XY de 12.5 micrómetros. Reportaron también haber establecido una relación lineal entre el porcentaje de relleno y el valor de las UH de acuerdo con el tipo de material. Esta relación indicaba que a mayor porcentaje de relleno los valores de UH aumentaban.

Las configuraciones de impresión que utilizaron fueron: temperatura de la boquilla, temperatura de la cama, y el porcentaje de relleno. Los valores de temperatura que utilizaron para cada estructura impresa y el tiempo de impresión por estructura fueron: Hueso (boquilla 215°C, cama 60°C, 220 horas), Nódulos Pulmonares (215°C, 60°C, 3.5 horas), Piel (235°C, 90°C, 98 horas), Corazón (235°C, 90°C, 22 horas), Pulmón (215°C, 60°C, 95 horas), y Músculo (215°C, 60°C, 247 horas). Mientras que las configuraciones de relleno que utilizaron fueron: Pulmón (PLA, 100% de relleno), Piel y Músculo (PLA, 88%), Corazón (ABS, 95%), y Hueso (PLA-Glow, 100%).

Ahmed et al. (2024) utilizaron tres impresoras distintas, *Ultimaker S3*, *Anycubic Vyper* y *Flsun V400*. También utilizaron diferentes tipos de materiales, para los filamentos estándar utilizaron una altura de capa de 0.1 milímetros, mientras que para los materiales espumosos usaron una altura de 0.2 milímetros, para ambos materiales se utilizó una boquilla de 0.4 milímetros. Los autores fueron capaces de reducir la densidad, mediante la reducción del flujo de impresión, para los filamentos estándar (PLA, Nylon y ABS). Para los materiales espumosos, la tasa de formación de espuma solo fue controlada por la temperatura.

En el mismo estudio se concluyó que, la relación entre la temperatura de impresión y el flujo aumenta la precisión de la muestra, para los materiales LW PLA y LW ABS. Al aumentar el flujo de impresión incrementaba la densidad de masa y las UH de las muestras de los materiales mencionados. Para el PLA se usaron flujos de impresión del 80% al 100% mientras que para el resto de los materiales se usaron flujos de impresión del 75% al 105%.

Ozsoykal & Yurt (2024) emplearon el modelo de impresora *Raise 3D Pro2 Plus*, la cual utilizó una boquilla de 0.4 milímetros de diámetro, para imprimir muestras de 1.5 centímetros de diámetro y dos centímetros de alto. Se imprimieron seis grupos de muestras, con temperatura de impresión distinta, desde los 200 °C hasta los 250 °C con diferencia de 10 °C para cada grupo, y cada grupo se imprimió con cinco flujos de impresión diferentes que iban desde el 20% hasta el 100%. La tasa de relleno, la velocidad de impresión, el grosor de capa y la velocidad del ventilador se mantuvieron constantes en todo el proceso, con valores establecidos en 100%, 33 mm/s, 0.15 mm y 50%, respectivamente. El patrón de relleno se eligió la opción de línea.

Para temperaturas mayores a los 220 °C el flujo de impresión fue disminuyendo en términos de 10%, los autores implementaron esta acción con la finalidad de reducir artefactos de impresión por sobre expansión debido a las altas temperaturas que se emplearon. El material LW PLA fue impreso a una temperatura de 230 °C y el flujo se estableció de 100% a 20% con decrementos de 20%. Para este material los demás parámetros se mantuvieron constantes. Luego se imprimieron muestras con diferentes diámetros (1.5 cm, 3.5 cm y 5.5 cm). En este caso las muestras fueron impresas a 250 °C, con un flujo de 60% y una velocidad de impresión de 27 milímetros por segundo.

Los autores encontraron la misma relación del flujo de impresión y el valor de las UH, cuando aumenta el flujo de impresión aumenta el valor de las UH. Sin embargo, cuanto más alta sea la temperatura de impresión, los valores máximos de las UH serán menores, en dicho estudio por cada 10 grados Celsius que se incrementaban, el valor máximo posible de las UH decrecía en 100 unidades. Para el mismo material, LW PLA.

Cavaliere et al. (2023) utilizaron una impresora *Ultimaker 5S*, con temperaturas de impresión que rondaron desde los 180 °C hasta los 210 °C. El porcentaje de relleno que se utilizó varió según el tipo de tejido que se estaba imprimiendo, para simular los pulmones llenos de aire se utilizó un relleno del 10%, para el intersticio pulmonar un 35%, la grasa 40%, músculo 55%, vasos 70%, para una lesión no vascularizada 50% y para una lesión vascularizada un 62.5%. Estos parámetros se establecieron para el material PLA.

En otro estudio (Okkalidis et al., 2022) se usó una impresora *Geeetech A30T 3D*, para imprimir estructuras que se asemejen al tejido óseo. Se usó una boquilla de 0.6 milímetros, este modelo de impresora permitía utilizar hasta 3 tipos de filamentos al mismo tiempo. Los autores imprimieron 3 tipos de fantasmas bajo los siguientes parámetros: altura de capa de 0.25 milímetros, velocidad de impresión de 15 milímetros por segundo, temperatura de la boquilla de 200 °C y la temperatura de la cama de 60 °C.

Los autores hicieron cubos de prueba con diferentes combinaciones de filamento PLA y *Stonefil*. Se imprimieron once cubos donde se combinaban ambos filamentos comenzando el primero con 100% de *Stonefil* y 0% de PLA y el último cubo con 0% de *Stonefil* y 100% de PLA, haciendo decremento de *Stonefil* e incrementos de PLA en una tasa del 10% para cada cubo. Se imprimieron 3 grupos, con velocidades de extrusión de 0.035, 0.03 y 0.025,

combinados con flujos de 87.5%, 75% y 62.5% respectivamente. Los autores aseguran que es posible bajar los valores de las UH al reducir la cantidad de filamento por vóxel.

Los autores realizaron tres fantasmas, dos del hueso de la cadera, y uno del hueso esponjoso de la cadera. El fantoma uno, estaba compuesto de 80% de *Stonefil* y 20% de PLA con 0.04 milímetros de extrusión por vóxel, alcanzando valores de 700 UH aproximadamente. En el fantoma dos se utilizó también el mismo flujo de extrusión, pero la composición del material fue de 50% de *Stonefil* y 50% de PLA, el cual dio valores de 500 UH aproximadamente. Y el fantoma tres se compuso de 30% de *Stonefil* y 70% de PLA, con un flujo de 0.0375 milímetros por vóxel, alcanzando valores de 300 UH, el cual dio el mejor resultado aproximándose a los valores UH del hueso esponjoso. Por último, se imprimió usando 100% de *Stonefil* y un flujo de 0.04 de milímetros por vóxel obteniendo valores de 800 UH.

En el estudio de Kozee et al. (2023) se imprimieron trece cilindros de materiales diferentes, usando densidades de relleno diferentes, partiendo desde el 50% hasta el 100%, con incrementos de 10%. Para esto se utilizó una impresora *MakerGearM3-ID*, la cual posee una boquilla de latón de 3.5 milímetros. Se utilizó una velocidad de impresión de 2500 milímetros por minuto, una altura de capa de 0.2 milímetros, con una temperatura de extrusión de 230 °C, y una temperatura de cama calentada de 50 °C a 70 °C. Utilizaron también otras configuraciones como una extrusión múltiple de 1.0, distancia de retracción de dos milímetros, velocidad de retracción seis mil milímetros por minuto, velocidad de la primera capa del 20%, tres capas sólidas inferiores, dos capas sólidas de contorno, ancho de extrusión de relleno del 120%, velocidad inferior de relleno sólido del 80%, velocidad del eje x / y de 18,000 milímetros por minuto y velocidad de z axial de 1,200 milímetros por minuto.

Todos los materiales presentaron un aumento en la densidad cuando el porcentaje de relleno aumentaba, de la misma forma aumentaba el valor de UH, teniendo valores que van desde los -550 UH hasta los 1,300 UH, para los materiales de baja densidad. Con respecto a los materiales de alta densidad el rango de valores oscila de 0 UH a 12,500 UH. Para los materiales de baja densidad se pudo apreciar que los valores UH no tenían una variación tan grande cuando se cambian los valores de kVp, mientras que, para los materiales de alta intensidad, los valores de UH más alto se obtuvieron al utilizar los kVp más bajos, en este estudio fueron de 70 kVp.

En el estudio realizado por Hatamikia et al. (2023) se utilizó una impresora personalizada que se basaba en el modelo comercial *Railcore II 300ZL*, la cual tenía dos cabezales de extrusión independientes, con boquillas de 0.41 milímetros. Para la impresión se usaron tres tipos materiales distintos, los cuales eran siliconas líquidas. La densidad de relleno que se utilizó fue del 30% al 100%, con incrementos de 10% en el rango de 30% a 65%, incrementos de 5% en el rango de 65% al 75% y con incrementos de 3% en el rango de 79% al 100%. Se utilizó una velocidad de impresión de 20 milímetros por segundo. Los autores reportaron buenos resultados a 120 kVp de acuerdo con los valores UH obtenidos; para todos los tipos de tejido que pretendía analizar a excepción del tejido pulmonar.

Mei et al. (2022) variaron el ancho de línea impresa dependiendo de la densidad que querían lograr, cuando pretendían obtener densidades altas, el ancho de la línea aumentaba y cuando eran densidades bajas el ancho disminuía, para esto utilizaron líneas de 1.0 a 0.1 milímetros, lo que corresponde a valores de relleno de 100% a 10%. Los autores aseguran que cambiando la velocidad de extrusión y el ancho de línea no proporciona cambios a la resolución espacial, por lo que mantuvieron un flujo constante, pero alterando la velocidad del cabezal de impresión. Esto generó una relación inversamente proporcional entre la velocidad del cabezal de impresión y el ancho de línea.

Se utilizó una boquilla de 0.25 milímetros, la temperatura de la boquilla era de 210 °C mientras que la temperatura de la cama rondaba los 50 °C. La velocidad de impresión oscilaba entre los 3 a los 30 milímetros por segundo. La aceleración fue de 500 milímetros por segundo cuadrado y la altura de cada capa fue de 0.2 milímetros.

Crowe et al. (2023) utilizaron una impresora Ender 5 con una boquilla de 0.4 milímetros y una altura de capa de 0.2 milímetros, a una velocidad de 80 milímetros por segundo. También usaron una impresora *Raise3D Pro-2* con las mismas configuraciones, pero con una boquilla de 0.8 milímetros. La velocidad del ventilador funcionó al 100% luego de la tercera y primera capa, para cada una de las impresoras respectivamente. El rango de las temperaturas utilizadas osciló entre los 200 °C a 260 °C, con incrementos de 10 °C. Se imprimieron cubos de prueba con porcentajes de relleno de 20% al 100%, con incrementos de 20%, para analizar la relación entre el porcentaje de relleno y las propiedades radiológicas.

Crowe et al. (2023) también utilizaron un flujo de impresión menor cada vez que la temperatura aumentaba. Los autores también reportaron haber obtenido un aumento mínimo en las densidades para el material LW PLA cuando se imprimió a temperaturas de 230 °C o más para rellenos entre el 60% y el 100%, pero en la impresora Ender 5 solamente. Para la impresora *Raise 3D Pro-2*, los autores aconsejan no emplear temperaturas por encima de los 240 °C.

Laidlaw et al. (2023) imprimieron las costillas de su fantoma con una boquilla de 0.6 milímetros y otorgándole una altura de capa de 0.4 milímetros. Para el porcentaje de relleno utilizaron un método concéntrico del 110%, un 75% de velocidad de impresión y un multiplicador de extrusión de 105%, obteniendo un rango de UH de 275 a 325, mientras que los valores de la tomografía del paciente fueron de 358 UH. Para los tumores utilizaron PLA con un porcentaje de relleno del 100%, estas configuraciones les dieron un valor de 128 UH para los tumores impresos, mientras que para los valores del paciente fueron de 111 UH.

Kunert et al. (2023) utilizaron una impresora industrial MEX la cual permitía utilizar tres materiales a la vez, con una boquilla de 0.6 milímetros. Se imprimieron cubos de prueba de 30 milímetros por lado, utilizando los siguientes parámetros de impresión: temperatura del material 200°C, temperatura de la cama 60°C, para el porcentaje de relleno se imprimieron diez valores diferentes desde el 15% al 100%. La velocidad de impresión osciló en un rango entre los 20 a los 80 milímetros por segundo. Se usaron alturas de capa de 0.1 y 0.2 milímetros. Los autores afirmaron que los valores de UH crecen cuando se aumenta el porcentaje de relleno. También afirmaron que las UH disminuyen al aumentar la velocidad de impresión.

### 2.1.9 TIPOS DE MATERIALES

Una de las principales características a tener en cuenta en la elección de los materiales para el desarrollo de un fantoma es su capacidad para imitar adecuadamente las propiedades radiológicas de los tejidos humanos, principalmente su densidad. En este sentido, algunos métodos de desarrollo destacan materiales utilizados en impresión 3D, mientras que otros utilizan materiales más accesibles.

Un ejemplo del uso de materiales accesibles es un fantoma desarrollado con el objetivo de reproducir la anatomía de pacientes posmastectomía, y evaluar la eficacia de las técnicas de planificación tridimensional conformada (3D-CRT) en radioterapia. Este estudio destaca el

uso de materiales como el acrílico ( $\approx 1.04 \text{ g/cm}^3$ ) para simular tejido blando, corcho ( $\approx 0.28 \text{ g/cm}^3$ ) como equivalente pulmonar y teflón ( $\approx 1.65 \text{ g/cm}^3$ ) para representar estructuras óseas como la columna vertebral (Lobo et al., 2021).

Adicionalmente, un estudio desarrollado por Jamal et al. (2020) destaca el uso de cera de abejas ( $\approx 0.96 \text{ g/cm}^3$ ) para la simulación de tejidos blandos y espuma de poliuretano ( $\approx 0.30 \text{ g/cm}^3$ ) para la simulación del tejido pulmonar. El objetivo principal fue la estimación de la dosis absorbida por los órganos en la radiografía de tórax pediátrica, por lo tanto, se colocaron trece dosímetros de luminiscencia estimulada ópticamente para realizar la medición de la dosis absorbida por el tejido blando y los pulmones.

Por su parte, Bagdare (2022) se enfocó en el desarrollo de un fantoma torácico heterogéneo para la evaluación de la dosimetría de tránsito en el tratamiento de planes de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y radioterapia de arco modulado por volumen (VMAT). Para ello, utilizó materiales orgánicos, como la cera de abeja, con una densidad de  $0.86 \text{ g/cm}^3$ , una caja torácica con densidad de  $1.84 \text{ g/cm}^3$ , y aserrín poroso de madera de pino, con una densidad de  $0.24 \text{ g/cm}^3$ .

Un caso representativo es un estudio enfocado en el desarrollo de un fantoma torácico impreso en 3D con simulación de nódulos pulmonares para protocolos de tomografía computarizada de dosis ultrabaja (Silberstein et al., 2025). Entre los materiales utilizados destaca principalmente el ácido poliláctico (PLA), empleado en nódulos pulmonares, pulmón y apéndice auricular izquierdo. También se utilizó para estructuras como el sistema venoso pulmonar, esófago, hígado, bazo, tiroides, músculo y páncreas. El acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), se utilizó en tejidos más densos como piel, músculos profundos, corazón y diafragma. Para simular vasos pulmonares se empleó una resina fotocurable de tipo goma, mientras que el hueso fue fabricado con PLA-Glow.

En otro estudio (Hatamikia et al., 2020) se utilizó una impresora PolyJet™ multimaterial Connex3 Objet500 para fabricar un modelo a escala del integumento esquelético. Se empleó el material *Vero Pure White* (RGD837), un componente rígido destinado a la impresión del esternón, las costillas y la columna vertebral; *Agilus30 Clear* (FLX935), un material flexible utilizado para encapsular y dar forma al integumento esquelético; y SUP706B, empleado como

soporte durante el proceso de impresión. La combinación de estos materiales permitió reproducir las propiedades estructurales y mecánicas del modelo anatómico.

En el estudio realizado por Hazelaar et al. (2018) se creó un fantoma antropomórfico de tamaño real basado en una tomografía. Para la representación del tejido óseo se utilizó una impresión 3D por inyección de aglutinante en polvo, y como material el yeso. Para vías respiratorias, vasos sanguíneos pulmonares y tumores, se utilizó Nylon (PA2200) con una técnica láser. Finalmente, para simular los tejidos blandos como el mediastino, los músculos, la grasa y la piel, se utilizó silicona (Dragon Skin 30), la cual fue vertida en un molde impreso en 3D logrando una apariencia y textura similares a las del tejido humano real. Se pueden apreciar los materiales utilizados por los autores consultados (*Tabla 1*).

**Tabla 1 - Materiales utilizados en el desarrollo de fantomas**

<b>Estudio / Referencia</b>	<b>Material</b>	<b>Tejido simulado</b>	<b>Densidad (g/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Tecnología de fabricación</b>
Lobo et al., 2021	Acrílico	Tejido blando	≈1.04	Manual
	Corcho	Pulmón	≈0.28	Manual
	Teflón	Columna vertebral (hueso)	≈1.65	Manual
Jamal et al., 2020	Cera de abejas	Tejido blando	≈0.96	Manual
	Espuma de poliuretano	Pulmón	≈0.30	Manual
Bagdare, 2022	Cera de abeja	Tejido blando	0.86	Manual
	Aserrín de madera de pino	Pulmón	0.24	Manual
Ainin et al., 2025	Polimetacrilato de metilo (PMMA)	Tejido Blando	1.17	Manual
	Poliuretano (PU)	Pulmón	0.30	Manual
	Carbonato de calcio	Costillas	2.71	Manual
	Glicerina	Líquido pulmonar	1.26	Manual
Silberstein et al., 2025	PLA	Tejido blando, nódulos pulmonares, órganos diversos	-	Impresión 3D
	ABS	Piel, músculos profundos, corazón, diafragma	-	Impresión 3D
	Resina fotocurable tipo goma	Vasos pulmonares	-	Impresión 3D

Continuación Tabla 1

<b>Estudio / Referencia</b>	<b>Material</b>	<b>Tejido simulado</b>	<b>Densidad (g/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Tecnología de fabricación</b>
Hatamikia et al., 2020	Vero Pure White (RGD837)	Esternón, costillas, columna (hueso rígido)	-	Impresión 3D (PolyJet™)
	Agilus30 Clear (FLX935)	Cobertura flexible del integumento	-	Impresión 3D (PolyJet™)
	SUP706B	Material de soporte para impresión	-	Impresión 3D (PolyJet™)
Hazelaar et al., 2018	Nylon (PA2200)	Vías respiratorias, vasos pulmonares, tumores	-	Impresión 3D (láser)
	Silicona (Dragon Skin 30)	Mediastino, músculos, grasa, piel (tejido blando)	-	Moldeo en molde impreso en 3D
	Yeso (gypsum)	Tejido óseo	-	Impresión 3D

Fuente: Elaboración propia.

### 2.1.10 IMAGENOLOGÍA Y MODELADO 3D EN FANTOMAS

El desarrollo de fantasmas antropomórficos requiere un flujo de trabajo integrado que combina tecnologías de imagenología avanzada con procesamiento digital especializado. En su investigación, Hatamikia et al. (2022) demostraron este proceso mediante la adquisición de imágenes tomográficas en un equipo SOMATOM *Definition AS* de *Siemens Healthineers*, utilizando parámetros de 120 kVp y 315 mAs con una resolución espacial de 0.98 milímetros por píxel. Los datos DICOM obtenidos fueron segmentados anatómicamente mediante el software *Mimics Research 21.0* de *Materialise*, para posteriormente ser procesados y refinados en la plataforma *3D-Slicer*, permitiendo la generación de modelos tridimensionales precisos.

Complementando esta metodología, Hong et al. (2023) tomó el estudio de tomografía anónimo de un paciente, adquirido a través de un SOMATOM *Definition Flash*, de *Siemens Healthcare*, utilizando el protocolo estándar de 120 kVp. Los datos del estudio fueron reconstruidos utilizando el software *Syngo CT 2012B* y posteriormente segmentados a través del software de *Mimics* de *Materialise Inc*. Una parte del diseño del fantoma se desarrolló

utilizando 3-matic software, donde se colocó aleatoriamente un parénquima pulmonar normal y enfisema en el lóbulo derecho, así como el nódulo sólido y la lesión con fibrosis en el lóbulo izquierdo.

Este flujo metodológico integrado que comprende adquisición de imágenes, segmentación anatómica y modelado 3D ha sido ampliamente adoptado en la literatura reciente. Siguiendo esto, Silberstein et al. (2025), Abdollahi et al. (2024) y Bagdare (2022) emplearon sistemáticamente protocolos tomográficos estandarizados (120 kVp) y suites de software especializadas para el procesamiento y segmentación de datos DICOM. Un avance significativo fue demostrado por Saleh et al. (2023), quien adaptó esta metodología al desarrollo de un fantoma mamario multimodal, utilizando como base imágenes de resonancia magnética para su posterior procesamiento digital, incorporando luego lesiones malignas sintéticas mediante modelado computacional.

En contraste con lo anterior, Kunert et al. (2023) utilizó como modelo base un fantoma antropomórfico convencional de una mujer delgada (altura: 173 centímetros; peso: 55 kilogramos), fabricado mediante técnicas tradicionales (Modelo *Atom 702*, CIRS Inc.). Posteriormente, para el análisis de las configuraciones de impresión se tomaron 39 muestras, las cuales fueron escaneadas individualmente en modo axial (120 kV/200 mA) con espesor de 1.25 milímetros. Finalmente, se realizó el escaneo total del fantoma convencional (120 kV/50 mA), seguido de la segmentación de tejidos y componentes mamarios mediante umbralización en 3D *Slicer* y optimización en CAD de los modelos con Rhinoceros 5 para refinamiento superficial.

Tino et al. (2022) utilizaron como referencia el fantoma femenino ATOM (CIRS Inc.). Diferenciándose por la adquisición de imágenes, donde se empleó un escáner *Philips Brilliance Big Bore* operando a 140 kVp con cortes de 2 milímetros de espesor. Además, la segmentación inicial se realizó mediante umbralización Otsu en 3D *Slicer* seguida por un refinamiento geométrico en *Magics (Materialise)* para depuración topológica, mientras que la generación de arquitecturas pulmonares se realizó en nTopology mediante superficies periódicas mínimas triplemente periódicas (TPMS) con configuración Gyroid (periodicidad = 5 milímetros; espesor = 0.6 milímetros).

Por su parte, Hernández-Girón et al. (2019) aplicó una metodología donde la geometría del árbol vascular pulmonar se modeló mediante un enfoque computacional basado en principios morfométricos, utilizando ecuaciones recursivas y simulado a través de un algoritmo en MATLAB. El modelo pulmonar binario generado se importó al software 3D *Slicer* para crear un modelado tridimensional. Posteriormente se reescaló y eliminó artefactos en *MeshLab*.

#### 2.1.11 MÉTODOS DE VALIDACIÓN

La validación de fantomas antropomórficos mediante unidades Hounsfield se ha establecido como un estándar metodológico en múltiples estudios. Kozee et al. (2023) implementaron un protocolo riguroso en el que muestras de diferentes composiciones fueron escaneadas para alcanzar los valores de UH objetivo, calculando no solo los promedios por tejido sino también su desviación estándar, lo que permitió cuantificar la homogeneidad del material utilizado en la fabricación del fantoma. Este enfoque fue replicado por Okkalidis et al. (2022) y Ozsoykal & Yurt (2024), quienes adicionalmente compararon los valores de UH del fantoma con tejidos humanos, demostrando variaciones menores al 5%, lo que valida su equivalencia radiológica.

Un avance significativo fue propuesto por Mei et al. (2022) incorporaron no solo la medición de los valores UH, sino también el análisis morfométrico de estructuras anatómicas intrapulmonares (como bronquiolos y vasos sanguíneos) de un paciente diagnosticado con COVID-19 y síndrome de distrés respiratorio agudo, comparando su distribución espacial y densidad con datos de pacientes reales. Este estudio reveló que la precisión entre el fantoma y la imagen original del paciente fue de 15 UH.

Hatamikia et al. (2020) realizaron un análisis de radio densidad comparativo entre el tejido de un paciente real, un fantoma torácico comercial Alderson Rando y su prototipo fabricado. El análisis cuantitativo de radiodensidad mediante el software *Analyze* 12.0 se realizó en la región vertebral ventral, dorsal y en la caja torácica. En la región ventral se estableció una diferencia de -19 UH entre el paciente real y el fantoma, al igual que una diferencia de +11 UH en la región dorsal y -13 UH en la caja torácica.

Adicionalmente, Cavaliere et al. (2023) aplicaron el coeficiente de *Dice* para cuantificar la similitud geométrica entre las estructuras del fantoma y las de pacientes reales, obteniendo

un valor de  $0.85 \pm 0.03$  (donde 1 es superposición perfecta), lo que confirma la precisión anatómica del modelo.

La investigación desarrollada por Laidlaw et al. (2023) implementó otra metodología, apoyándose en la validación basada en análisis por tomografía computarizada de fotones contados (PCCT) para evaluar la fidelidad radiológica de los materiales del fantoma. Para la validación volumétrica, el análisis en modo estático reveló un margen de error del 4.3% en la delimitación de volúmenes tumorales utilizando un umbral de -350 HU, mientras que las pruebas en condiciones dinámicas mostraron un aumento del error al 10.3%, atribuible principalmente a artefactos de movimiento que afectaron la precisión de las mediciones.

Por su parte, Lobo et al. (2021) implementaron una validación dosimétrica mediante tres cámaras de ionización CC13 posicionadas en el volumen de tratamiento (medial, medio-lateral y lateral). La comparación entre las dosis calculadas (TPS) y las medidas mostró diferencias entre -3.2% y 1.6%, con una desviación media de  $-1.04 \pm 1.3\%$ , lo que cumple con los estándares internacionales de precisión (<2%).

Finalmente, un estudio en Tailandia, Sookpeng et al. (2020) desarrollaron un fantoma geométrico basado en 300 mediciones de pacientes, donde los materiales utilizados también fueron validados a través de valores de UH, comparados con tejidos reales. El fantoma se utilizó para evaluar cada sistema de modulación automática de la corriente del tubo (ATCM), incorporando cinco inserciones equivalentes a tejidos humanos (aire, grasa, agua, músculo y hueso cortical) para medir la relación contraste-ruido (CNR) en diferentes tipos de tejido.

#### 2.1.12 EVALUACIÓN EXPERIMENTAL DE FANTOMAS

En la siguiente sección se detallan los resultados obtenidos por los autores que elaboraron fantomas antropomórficos del tórax y fantomas geométricos que incluían materiales que simulaban diversos tejidos humanos.

Para el escaneo del paciente se utilizó una técnica de 120 kVp con un corte de grosor de dos milímetros. Para la elaboración del fantoma antropomórfico de tórax, Abdollahi et al. (2024) utilizaron silicona industrial y aceite de silicona para la simulación de los tejidos blandos, obteniendo un valor de UH de  $92 \pm 9$ , mientras que los valores de la tomografía del paciente fueron de  $60 \pm 25$  UH. Los autores ajustaron la densidad de un polímero relleno de calcio para

que la densidad estuviera en un rango de  $1.2 \text{ g/cm}^3$  a  $1.9 \text{ g/cm}^3$ , lo que le permitió obtener valores de UH de  $460 \pm 20$ , mientras que para el paciente fueron de  $458 \pm 206$  UH. Se usó espuma de poliuretano para simular el pulmón, y obtuvo valores de  $716 \pm 108$  UH, mientras que los valores UH del paciente fueron de  $713 \pm 60$ . Además, del cálculo de la de las UH también se hicieron pruebas de las dosis medida y la dosis calculada para validar la entrega de la dosis.

Mediante el método FDM y PLA como material, para un fantoma antropomórfico de tórax, Cavaliere et al. (2023) imitaron el aire de los pulmones, intersticio pulmonar, grasa, músculos, vasos sanguíneos, piel, hueso y una lesión pulmonar. Para estos tejidos los valores de UH obtenidos fueron  $-950$  UH,  $-680$  UH,  $-90$  UH,  $35$  UH,  $95$  UH,  $190$  UH,  $950$  UH y  $45$  UH respectivamente. Las pruebas de imagen del fantoma se realizaron en dos tomógrafos diferentes (Siemens Somatom Force y GE 750 HD CT), con valores de  $80$  kVp,  $100$  kVp y  $120$  kVp. Los autores informaron no haber alcanzado los valores reales de los tejidos; sin embargo, las pruebas tuvieron respuestas constantes.

Silberstein et al. (2025) utilizaron PLA *Glow*, ABS y resina de poliuretano para la fabricación de su fantoma antropomórfico de tórax, emplearon el método FDM y el DLP. Los autores utilizaron la medición de las UH como uno de sus métodos de validación; sin embargo, para la piel, hueso, corazón, vasos pulmonares y vasos sanguíneos, hubo muchas variaciones en los resultados en comparación con los valores de la imagen del paciente, estas variaciones oscilaron entre  $93.9$  HU y  $-196$  HU. Se utilizaron también las relaciones señal–ruido y contraste–ruido para la evaluación de las imágenes del fantoma, las cuales demostraron una disminución cuando la dosis efectiva decrecía. Los valores de UH del fantoma se compararon con las del paciente utilizando pruebas estadísticas como el t-test de muestras independientes y el análisis de regresión.

Hatamikia et al. (2020) utilizaron amalgama radiopaca compuesta por polvo de hueso, epoxi y polipropileno en diferentes porcentajes, para la creación de su fantoma antropomórfico de los huesos que forman parte del tórax. Los autores afirman haber conseguido valores de UH desde  $42$  UH a  $705$  UH, valores que se asemejan a los del paciente de referencia. Se comparó el fantoma fabricado con un fantoma comercial y según los autores se obtuvieron resultados similares, en términos de atenuación de radiación. Para las pruebas

realizadas con el tomógrafo, se utilizó un voltaje de 120 kVp, 270 mAs, y con cortes de 1 milímetro.

Para la elaboración del fantoma antropomórfico de tórax Laidlaw et al. (2023) utilizaron resina epóxica, espuma de poliuretano, PLA fosforescente y PLA natural, materiales que correspondían al tejido blando del cuerpo como la piel, los pulmones, las costillas y los tumores pulmonares respectivamente. Para los filamentos PLA se utilizó el método FDM de impresión 3D. Para las pruebas de validación mediante valores de las UH se utilizó un equipo de tomografía, que dio los siguientes resultados: para el tejido blando 46 UH, para tumores pulmonares -125 UH, para los pulmones -840 UH y para las costillas 140 UH. Para el paciente de referencia los valores fueron de -30 UH a 40 UH, de 20 UH a 70 UH, -800 UH, y 125 UH respectivamente. Las costillas no dieron una imagen consistente durante las pruebas a pesar de que los autores utilizaron un porcentaje de relleno del 110%; además, se reportaron muchas impresiones fallidas con deformaciones y daños al cabezal de impresión.

Kunert et al. (2023) establecieron los siguientes parámetros para realizar las pruebas del fantoma antropomórfico de tórax: voltaje de 120 kV, corriente de 100 mA y tiempo de rotación de 0.8 segundos, particiones de 0.63 milímetros de espesor. Los autores demostraron que se pueden reducir los valores de las UH a través de la manipulación del porcentaje de relleno, pero también menciona que variables como la velocidad de impresión y la posición en la que se imprime cada estructura también afecta la relación lineal del porcentaje de relleno y el valor de las UH. Los autores encontraron que el valor de las UH disminuye al aumentar la velocidad de impresión, y que este efecto es mayor en capas de mayor altura, que en las de menor altura.

Los autores también realizaron una comparativa con un fantoma comercial. Para los músculos y el tejido adiposo los resultados fueron bastantes similares entre ambos fantomas, mientras que para el tejido del cartílago los valores del fantoma fabricado fueron 60 UH mayores que los del fantoma comercial. Para los huesos fueron 160 UH más bajos, para los pulmones se obtuvieron 70 UH más que en el comercial. Los autores reportaron que ninguno de los dos fantomas fue capaz de distinguir entre hueso cortical, hueso esponjoso y médula ósea, ya que para tejido óseo ambos tenían un valor promedio de UH.

Amini et al. (2018), para evaluar las UH del fantoma geométrico elaborado, emplearon un tomógrafo de 64 cortes de la marca Siemens, modelo *Somatom Sensation*, con un voltaje de 120 kVp y 200 mAs. Seleccionaron áreas de interés de tres centímetros cúbicos, para medir las UH utilizaron el software eFilm Lite y obtuvieron los siguientes valores para cada tipo de tejido: para el tejido pulmonar inflado -741.87 UH, tejido adiposo -65.06 UH, tejido mamario de 5.79 UH, tejido muscular 40.68 UH, tejido hepático 59.67 UH, corazón 52.69 UH, y el cartílago 92.03 UH. Las costillas (2ª y 6ª) mostraron un valor de UH de 515.24.

En la región abdominal y pélvica, la piel tuvo un valor de UH de 75.00, el riñón 41.59 UH, y el páncreas 32.08 UH. El ovario 43.88 UH, mientras que el testículo 34.42 UH. El bazo presentó un valor de UH de 52.12, y las vértebras (D6, L3) tuvieron un valor de UH de 417.90.

En la región de la cabeza y el cuello, el cerebro mostró un valor de UH de 35.27, el cristalino del ojo 51.02 UH, y la tiroides 66.26 UH. La mandíbula tuvo un valor de UH de 868.09, mientras que el cráneo presentó un valor de UH de 773.60.

Los autores compararon los valores de UH obtenidos por el fantoma elaborado con los resultados de un fantoma comercial y reportaron una alta tasa de coincidencia con respecto al fantoma comercial.

Ozsoykal & Yurt (2024) realizaron un fantoma geométrico a partir del material LW PLA para el cual emplearon distintas temperaturas de impresión (de 200 a 250°C) y también diferentes flujos de impresión, los autores encontraron que para mayores flujos de impresión obtenían valores de UH mayores. Y para temperaturas más altas el valor de las unidades de UH eran más bajos. El valor más alto de UH corresponde al material que simuló el hueso esponjoso, mientras que el valor más bajo fue para los pulmones. Los resultados obtenidos con el PLA normal fueron bastantes similares a los del LW PLA.

### 2.1.13 HITOS CRONOLÓGICOS EN LA INVESTIGACIÓN DE FANTOMAS

Esta sección sintetiza los avances metodológicos y tecnológicos reportados en la literatura reciente con el fin de evidenciar tendencias y brechas en el desarrollo de fantomas (*Ilustración 5*). Actualmente, una de las tendencias fundamentales en el desarrollo de fantomas es el uso y aplicación de diversos métodos de impresión 3D. Con esto, se busca replicar de manera precisa las propiedades radiológicas de los tejidos, utilizando diferentes materiales,

tecnologías y métodos de impresión. Se ha identificado una heterogeneidad de parámetros de impresión al igual que técnicas de segmentación de estudios tomográficos de pacientes y la simulación de diversas patologías.



**Ilustración 5 - Evolución Cronológica de los Estudios**

Fuente: Elaboración propia.

## 2.2. PROBLEMÁTICA

De las diversas fuentes de radiación artificial a las que se expone el ser humano, el 95% proviene de las exposiciones médicas. Las dosis que se utilizan en las tomografías siempre tienen que seguir el criterio ALARA, que quiere decir: tan bajo como sea razonablemente posible, por sus siglas en inglés, debido a que, por pequeña que sea la dosis de radiación, esta aumenta las posibilidades de desarrollar algún tipo de cáncer (OIEA, 2022).

Para 1980 los procedimientos con radiación ionizante aumentaron en 1.7 millones, y para el año 2007 aumentaron 4 millones, según cifras de la OIEA. Sin embargo, 1 de cada 10,000 pacientes que se someten a estas intervenciones sufren radiolesiones. Al realizar el análisis para el año 2007, se obtiene un total de 400 pacientes al año con radiolesiones (OIEA, 2022). Según Smith-Bindman et al. (2025), desde el 2007 este tipo de examen aumentó en un 30% anual en Estados Unidos y para el año 2023 se realizaron aproximadamente 93 millones de tomografías en el mundo, lo que podría generar alrededor de 103,000 nuevos casos de

cáncer. Debido a esto, se deben plantear medidas para el control de calidad de las imágenes de tomografía y evitar repetir un estudio únicamente porque la técnica empleada no fue adecuada, lo que produjo una imagen deficiente. Esto obliga al técnico radiólogo a irradiar al paciente nuevamente para obtener una mejor imagen.

En este contexto, garantizar la calidad de las imágenes adquiridas es una necesidad crítica para evitar repeticiones de estudios que impliquen exposiciones innecesarias. Los fantomas antropomórficos constituyen herramientas esenciales para la evaluación y control de calidad en tomografía computarizada, ya que permiten simular estructuras anatómicas y evaluar parámetros técnicos sin necesidad de irradiar a pacientes reales. El costo de un fantoma antropomórfico oscila entre los 8,700 euros y los 35,000 euros (Medical Expo, 2025), valores que podrían resultar elevados para muchos hospitales.

Frente a esta problemática, se propone el desarrollo de un fantoma torácico antropomórfico de bajo costo, fabricado mediante tecnología de impresión 3D y materiales asequibles, que reproduzca las propiedades físicas y anatómicas relevantes para la adquisición de imágenes diagnósticas. Este tipo de iniciativas busca democratizar el acceso a herramientas de simulación y calibración, facilitando la implementación de prácticas de control de calidad incluso en entornos con restricciones presupuestarias. Además, su integración en programas de formación técnica permitirá fortalecer las competencias de los futuros profesionales en radiología médica, promoviendo una cultura de seguridad radiológica desde la etapa educativa y contribuyendo a reducir la frecuencia de repeticiones por errores técnicos en la práctica clínica.

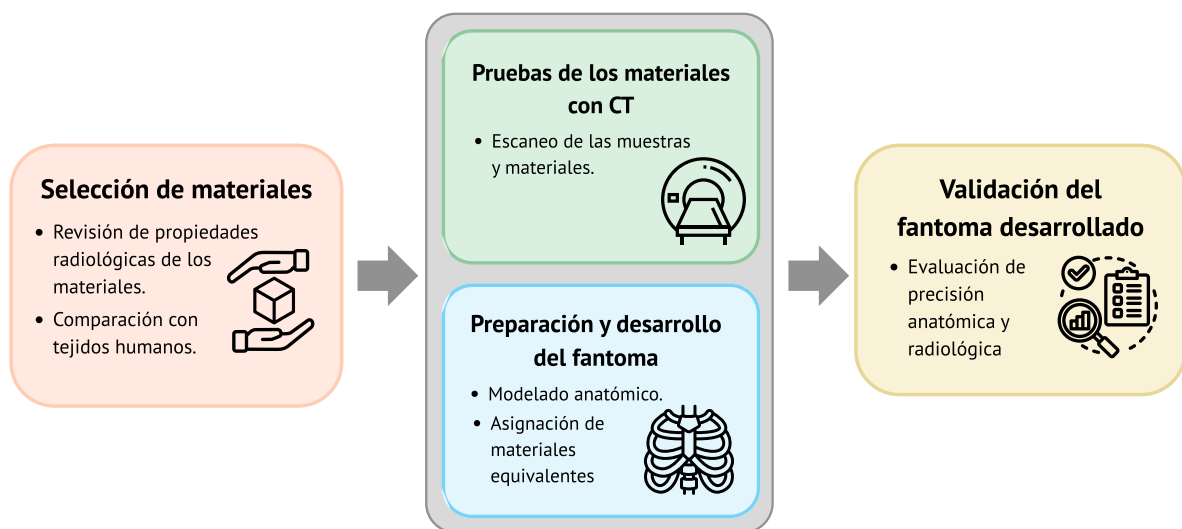
### **2.3. IMAGEN INTEGRADORA**

El proyecto de investigación se enfoca en el desarrollo de un fantoma torácico con aplicación hospitalaria, diseñado para simular los tejidos del cuerpo humano de la parte del tórax en estudios de imagen médica, particularmente en tomografías para fines de planificación, entrenamiento y evaluación clínica.

El desarrollo de un fantoma torácico permite la simulación de propiedades anatómicas y radiológicas del tórax humano, con el objetivo de facilitar la validación de técnicas diagnósticas como la tomografía computarizada.

Un aspecto clave de este proceso es la selección y validación de materiales que permitan reproducir con precisión la respuesta de los tejidos humanos, como los tejidos pulmonar, óseo y blando en estudios tomográficos. Posteriormente, la fabricación del fantoma implica técnicas de ensamblaje, asegurando que cada región del modelo simule fielmente las características estructurales y radiológicas del cuerpo humano.

El modelo desarrollado debe someterse a diversos métodos de validación, en los cuales se compruebe su utilidad clínica mediante escaneos tomográficos, evaluando su capacidad de reproducir las estructuras anatómicas desarrolladas (*Ilustración 6*).



**Ilustración 6 - Imagen Integradora**

Fuente: Elaboración Propia.

## 2.4. TABLA DE LIMITACIONES

Tabla 2 - Principales limitaciones descritas por los autores consultados.

Autores	País	Enfoque del estudio	Tipo de limitación	Detalle de la limitación
<b>Hazelar 2018</b>	Países Bajos	Experimental	Técnica	La fabricación de un fantoma con HU que se parezca más a un paciente requiere más trabajo para identificar materiales adecuados y duraderos para la impresión 3D.
			Técnica	Las HU no son idénticas a las de un paciente.
			Metodológica	Para las mediciones de la dosis de radiación, se requiere una evaluación adicional.
<b>Silberstein 2025</b>	Australia	Experimental	Técnica	No se replicaron los alveolos ni el parénquima pulmonar, porque no existen materiales adecuados que imiten esas estructuras con baja HU.
<b>Kalidindi 2023</b>	USA	Experimental	Metodológica	Solo se utilizó un escáner CT (Siemens) con un solo voltaje (120kVp), lo que limita la aplicabilidad de los resultados a otros equipos o configuraciones
<b>Bagdare 2022</b>	India	Experimental	Metodológica	No se tuvieron en cuenta los factores de corrección debido a la variación del ángulo del gantry y al hundimiento del gantry.
<b>Dayeong 2023</b>	República de Corea del Sur	Experimental	Técnica	Los números CT de varias lesiones pulmonares no coinciden con los del paciente debido a la textura y forma de dichas lesiones.
			Técnica	El molde impreso en 3D utilizado para la ubicación de la silicona no se puede quitar manualmente.
<b>Amini 2018</b>	Irán	Experimental	Técnica	El material para huesos (poliacetal/polioximetileno) mostró diferencias mayores en HU (+19 HU) respecto al tejido real, indicando menor precisión para estructuras densas
<b>Dem'yanenko 2021</b>	Rusia	Experimental	Diseño	La división del modelo en múltiples partes impresas requiere un ensamblaje preciso para evitar fugas de líquidos.
<b>Ahmed 2024</b>	Austria	Experimental	Técnica	El filamento es sensible a temperatura, flujo, enfriamiento y geometría, lo que requiere condiciones de impresión extremadamente controladas para resultados reproducibles.

Continuación Tabla 2

<b>Autores</b>	<b>País</b>	<b>Enfoque del estudio</b>	<b>Tipo de limitación</b>	<b>Detalle de la limitación</b>
			Técnica	La impresora no pudo reproducir estructuras óseas complejas usando múltiples materiales simultáneamente.
<b>Kunert 2023</b>	Alemania	Experimental	Técnica	No se distinguieron subestructuras óseas (hueso cortical, esponjoso, médula), limitando el realismo del modelo.
			Metodológica	El fantoma impreso se basó en uno convencional, el cual no representa un estándar absoluto para el cuerpo humano.
<b>Sookpeng 2020</b>	Tailandia	Experimental	Técnica	El rango de números CT para los insertos es limitado y no se sabe con certeza si las variaciones en el número CT dentro del cuerpo de nailon del fantoma se relacionan con variaciones reales en la densidad.

Fuente: Elaboración propia.

### **III. OBJETIVOS**

El presente capítulo establece las metas fundamentales del proyecto, detallando el enfoque metodológico para el desarrollo y validación del fantoma torácico.

#### **3.1. OBJETIVO GENERAL**

Desarrollar un fantoma torácico que replique las propiedades radiológicas de tejidos humanos normales y patológicos, para su implementación en el control de calidad de equipos de tomografía computarizada.

#### **3.2. OBJETIVO ESPECÍFICOS**

- Evaluar sistemáticamente materiales mediante tomografía computarizada para determinar su equivalencia radiológica con tejidos humanos a través de la medición de unidades Hounsfield, bajo protocolos estandarizados de adquisición.
- Analizar las características radiológicas obtenidas en el fantoma torácico con el fin de examinar su respuesta radiológica en función de la configuración interna del modelo.
- Validar el desempeño del fantoma torácico mediante pruebas de validación comparando sus valores de HU con estudios de tomografía de un paciente real y un fantoma comercial, para garantizar su precisión en aplicaciones de control de calidad.

## IV. MÉTODOS

Este capítulo detalla la metodología desarrollada en la presente investigación, estructurada por los siguientes aspectos: el enfoque adoptado, las variables de estudio, la matriz metodológica y la operacionalización de las variables. Asimismo, se describen las técnicas e instrumentos aplicados, los materiales utilizados, las métricas de evaluación, las metodologías de validación y el cronograma de actividades.

Se optó por emplear la metodología en V debido a su funcionalidad para investigaciones que demandan una planificación rigurosa y una guía sistemática. Esta metodología permite estructurar de manera ordenada las distintas etapas del proyecto, desde la fase de definición hasta la validación del producto final. La representación gráfica de sus niveles (*Ilustración 7*) muestra la secuencia lógica y la correspondencia entre las fases de desarrollo y verificación, lo que favorece un enfoque estructurado y coherente para la ejecución del estudio. En el contexto del presente trabajo, esta metodología resultó adecuada para organizar el proceso de diseño del prototipo de fantoma torácico, abarcando desde la selección de materiales hasta su validación experimental.

En el lado izquierdo del modelo en V, dispuesto de forma descendente, se establecen las etapas fundamentales para el diseño y la fabricación del prototipo de fantoma torácico. Esta sección comprende la evaluación de los elementos estructurales, la selección de materiales y la definición de composiciones específicas.

En el primer nivel descendente se ubica la etapa de segmentación de las estructuras anatómicas a partir del estudio base. En esta fase se identifican y delimitan las regiones de interés mediante un estudio de tomografía computarizada, utilizando el software 3D Slicer como herramienta principal para el procesamiento y segmentación de imágenes médicas.

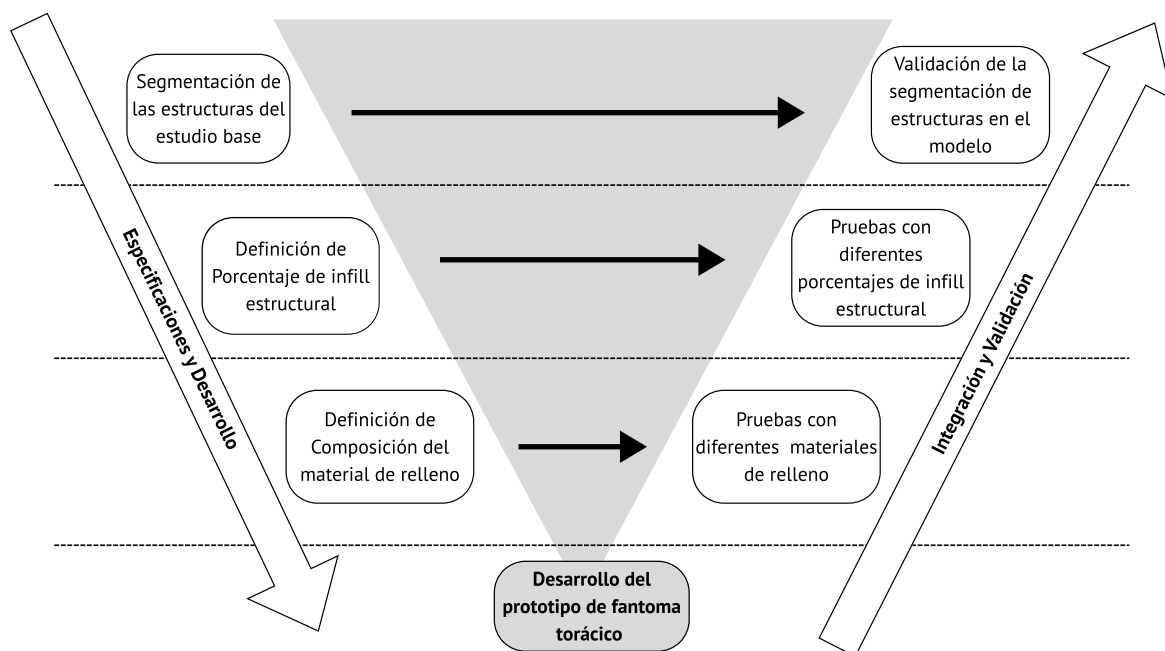
En el segundo nivel descendente se definen los porcentajes de *infill* estructural, los cuales determinan la densidad de impresión de cada estructura anatómica. Estos porcentajes influyen directamente en las propiedades radiológicas del modelo, ya que modifican la atenuación del haz de rayos X y, por tanto, los valores de unidades Hounsfield obtenidos.

La última etapa del lado izquierdo corresponde a la definición de la composición del material de relleno. En esta fase se llevaron a cabo pruebas experimentales con diversos

materiales, con el fin de identificar aquellos que mejor simulan las características radiológicas de los tejidos seleccionados.

La culminación de estas tres etapas da lugar a la fabricación del prototipo del fantoma torácico, cuya validación se realiza a través de las etapas correspondientes al lado derecho ascendente del modelo en V.

La primera etapa de validación consistió en evaluar distintas composiciones de materiales de relleno, analizando su capacidad para replicar las características radiológicas de los tejidos humanos. Para ello, se realizaron estudios de tomografía en los que se midieron los valores de UH obtenidos con cada compuesto. De manera complementaria, se ejecutaron pruebas con diferentes porcentajes de *infill*, lo cual permitió establecer una relación entre la densidad estructural de las impresiones 3D y su respuesta radiológica. La comparación de los valores de UH resultantes posibilitó la selección de los parámetros más adecuados para aproximar las características del tejido humano en el prototipo desarrollado.



**Ilustración 7 - Metodología en V.**

Fuente: Elaboración propia.

La validación final de la segmentación de las estructural del modelo de fantoma torácico tiene como objetivo verificar que las estructuras impresas en 3D representen las estructuras anatómicas reales y que cumplan con las mismas características radiológicas que los tejidos humanos.

Como método adicional de validación se agregó un estudio de tomografía de un fantoma comercial, el cual cuenta con 12 lesiones pulmonares de diferentes tamaños entre 10 y 12 milímetros. Estas lesiones tienen formas esféricas, elípticas y lobulares. El estudio fue hecho en un escáner de 64 filas de detectores. Se utilizó una colimación de 64x0.625, un *pitch* de 1.375 y los parámetros de las técnicas fueron 120 kVp y 100 mAs. La reconstrucción de las imágenes se realizó con un *kernel* pulmonar usando 1.25 mm de grosor por corte.

Un estudio de tomografía y evaluación de UH en el software 3D Slicer fue definido como herramientas de validación en esta etapa.

#### 4.1. ENFOQUE

El estudio es desarrollado bajo un enfoque mixto, orientado tanto a la medición objetiva de variables asociadas al diseño del fantoma torácico como a su evaluación cualitativa a través de la valoración por expertos en tomografía computarizada. Se considera un estudio transversal de tipo experimental debido a la manipulación de las variables con el fin de observar su efecto sobre la equivalencia radiológica y la calidad del prototipo resultante. Finalmente, se establece el uso de herramientas específicas para la segmentación, la fabricación de las piezas, y la adquisición de las imágenes (*Tabla 3*).

**Tabla 3 - Configuraciones del estudio.**

<b>Metodología de estudio</b>	
<b>Enfoque</b>	Mixto
<b>Tipo de estudio</b>	Transversal
<b>Tipo de diseño</b>	Experimental
<b>Técnicas/Instrumentos</b>	Método FDM para impresión 3D/ 3D Slicer para la segmentación de estructuras anatómicas y modelado 3D/ Trusa Slicer para la manipulación de archivos STL/ Meshmixer para cortar piezas anatómicas/ Impresora 3D Prusa MK4 para impresión de piezas/ Protocolo estándar para tomografía de tórax/ Tomógrafo GE Revolution Evo para escaneo de materiales

Fuente: Elaboración propia.

#### 4.2. VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN

El estudio contempla una variable dependiente y cuatro variables independientes. A continuación, se presentan las variables del estudio, detallando su relación con los factores

críticos del diseño del fantoma, asegurando que cumpla con los requisitos para aplicaciones de control de calidad y formación en radiología (*Ilustración 8*).

#### 4.2.1 VARIABLES DEPENDIENTES

Prototipo del fantoma: El prototipo del fantoma constituye la variable dependiente principal del estudio, debido a que representa el resultado final del proceso de diseño, selección de materiales y posterior fabricación. La conformidad del prototipo depende directamente de los valores asignados a las variables independientes, influenciando en su similitud radiológica a los tejidos en estudios de tomografía y características de diseño. El objetivo principal es obtener un modelo físico que cumpla con los requisitos técnicos necesarios para ser utilizado en prácticas de control de calidad, asegurando una adecuada representación radiológica.

Para poder evaluar y validar el desempeño del prototipo, se busca establecer métricas cuantificables como la relación entre las unidades Hounsfield registradas y las previstas, al igual que su funcionalidad y desempeño.

#### 4.2.2 VARIABLES INDEPENDIENTES

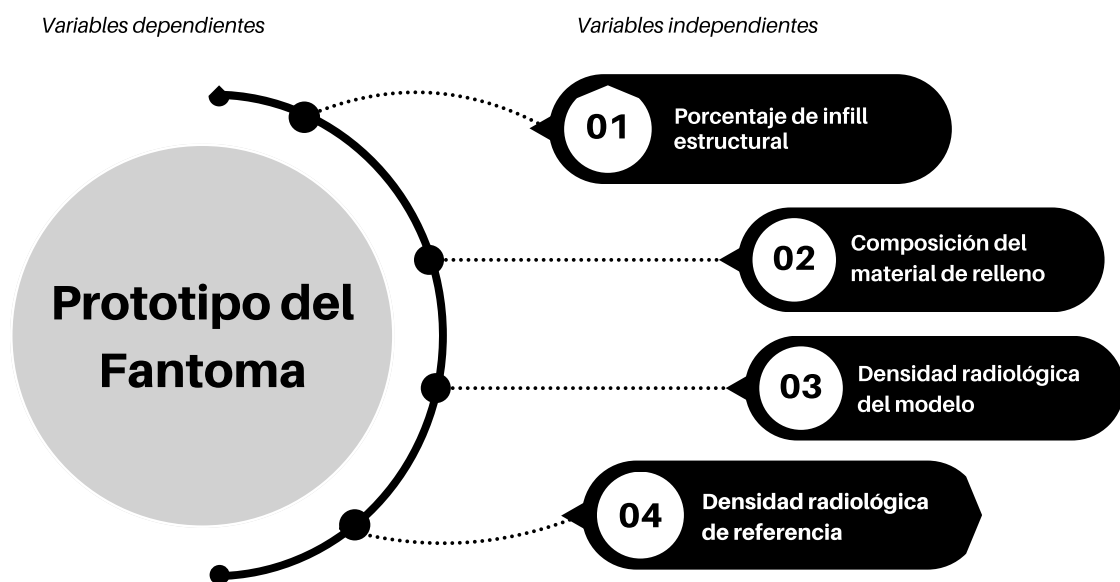
Porcentaje de *infill* estructural: Corresponde al grado de relleno en la configuración de impresión de las estructuras impresas, expresado como un porcentaje del volumen total del objeto. Se define directamente en el software de impresión tridimensional, donde se regula la densidad del modelo como un porcentaje. El *infill* estructural influye de forma directa en la cantidad de material presente en el interior del objeto, debido a que afecta su atenuación de rayos X.

Composición del material de relleno: Esta variable de naturaleza categórica hace referencia a la proporción de los materiales sólidos empleados en la mezcla destinada a rellenar los volúmenes de los huesos impresos. En este caso, se previó la utilización de componentes con mayor densidad estructural como el Hidróxido de calcio y Sulfato de calcio dihidratado.

Densidad radiológica del modelo: Esta variable numérica representa la medida de atenuación radiológica obtenida a partir de los escaneos por tomografía computarizada de los modelos impresos. Se expresa en unidades Hounsfield y su valor es función tanto de la

composición del material de relleno como del porcentaje de *infill* estructural. Esta variable constituye el principal resultado cuantitativo para evaluar la similitud de los modelos impresos con los tejidos biológicos reales, en términos de comportamiento radiológico.

Densidad radiológica de referencia: La densidad radiológica de referencia corresponde a los valores de unidades Hounsfield obtenidos a partir del estudio de TC del paciente de referencia, empleado como estándar anatómico y radiológico. Proporciona el rango objetivo de atenuación esperado para cada tejido o región anatómica simulada, sirviendo como guía para validar la fidelidad radiológica de los modelos impresos. La comparación entre esta variable y la densidad radiológica del modelo permite determinar la precisión en la emulación de los tejidos humanos.



**Ilustración 8: Variables dependientes e independientes del estudio**

Fuente: Elaboración propia

### 4.3. MATRIZ METODOLÓGICA

Tabla 4 - Matriz metodológica del estudio.

Problema de Investigación	Preguntas de Investigación	Objetivos	Variables	Metodología y Herramientas
Los fantomas comerciales utilizados para control de calidad en tomografía computarizada representan un fuerte gasto a los hospitales en el contexto de salud de Honduras.	¿Es posible desarrollar un fantoma torácico, mediante materiales accesibles, que reproduzcan las propiedades radiológicas de los tejidos humanos normales y patológicos, cumpliendo criterios técnicos para su uso en control de calidad en tomografía computarizada?	<p>Objetivo General</p> <p>Desarrollar un fantoma torácico que replique las propiedades radiológicas de tejidos humanos normales y patológicos, para su implementación en el control de calidad de equipos de tomografía computarizada.</p>	Prototipo del fantoma	Herramientas de segmentación anatómica, modelado en 3D, impresión con tecnología FDM y análisis radiológico bajo protocolo estándar con tomógrafo GE Revolution EVO.
	¿Qué materiales disponibles para impresión 3D replican con mayor precisión las unidades Hounsfield de los tejidos humanos normales y patológicos en estudios de tomografía computarizada?	<p>Objetivo específico</p> <p>Evaluar sistemáticamente materiales mediante tomografía computarizada para determinar su equivalencia radiológica con tejidos humanos a través de la medición de unidades Hounsfield, bajo protocolos estandarizados de adquisición.</p>	Composición del material de relleno, Porcentaje de <i>infill</i> estructural	Impresión de muestras usando tecnología FDM, evaluación de materiales adicionales de relleno escaneo con tomografía bajo protocolo estándar de tórax.
	¿Cuál es la respuesta radiológica del modelo impreso como función de su composición interna?	<p>Objetivo específico</p> <p>Analizar las características radiológicas obtenidas en el fantoma torácico con el fin de caracterizar su respuesta radiológica en función de la configuración interna del modelo.</p>	Densidad radiológica del modelo	Adquisición de imágenes del fantoma desarrollado con el tomógrafo GE Revolution EVO y análisis de UH mediante ROIs en las imágenes adquiridas.

Continuación Tabla 4

Problema de Investigación	Preguntas de Investigación	Objetivos	Variables	Metodología y Herramientas
	¿Qué grado de similitud presentan los valores UH del fantoma desarrollado con respecto a los valores obtenidos en tomografías clínicas reales, bajo protocolos de escaneo estándar?	Objetivo específico Validar el desempeño del fantoma torácico mediante pruebas de validación comparando sus valores de UH con estudios de tomografía de un paciente real y un fantoma comercial, para garantizar su precisión en aplicaciones de control de calidad.	Densidad radiológica de referencia	Comparación estadística de UH entre el fantoma desarrollado y el estudio clínico de referencia.

Fuente: Elaboración propia.

#### 4.4. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

Tabla 5 - Operacionalización de las variables del estudio.

Objetivos	Variables	Definición	Dimensiones	Indicadores
<p>Objetivo General</p> <p>Desarrollar un fantoma torácico que replique con las propiedades radiológicas de tejidos humanos normales y patológicos, para su implementación en el control de calidad de equipos de tomografía computarizada.</p>	Prototipo del fantoma	Hace referencia al resultado final de la investigación.	Morfología Funcionalidad	Visualización de las estructuras Porcentaje de coincidencia con mediciones reales
<p>Objetivo específico</p> <p>Evaluar sistemáticamente materiales mediante tomografía computarizada para determinar su equivalencia radiológica con tejidos humanos a través de la medición de unidades Hounsfield, bajo protocolos estandarizados de adquisición.</p>	Composición del material de relleno, Porcentaje de <i>infill</i> estructural	Se refiere al tipo de material y configuraciones de impresión utilizadas en el desarrollo del fantoma torácico.	Tipo de material Composición física Configuración de impresión Densidad estructural	Porcentaje de <i>infil</i> (%) Composición del material (%)
<p>Objetivo específico</p> <p>Analizar las características radiológicas obtenidas en el fantoma torácico con el fin de caracterizar su respuesta radiológica en función de la configuración interna del modelo.</p>	Densidad radiológica del modelo	Se refiere al valor de las unidades Hounsfield en estructuras internas del modelo físico.	Promedio HU por región, homogeneidad interna	Medición de HU por ROIs, análisis estadístico.

Continuación Tabla 5

Objetivos	Variables	Definición	Dimensiones	Indicadores
<p>Objetivo específico</p> <p>Validar el desempeño del fantoma torácico mediante pruebas de validación comparando sus valores de HU con estudios de tomografía de un paciente real y un fantoma comercial, para garantizar su precisión en aplicaciones de control de calidad.</p>	<p>Densidad radiológica de referencia</p>	<p>Se refiere a la medición de la similitud entre el material utilizado para el desarrollo del fantoma y los tejidos en un estudio clínico real.</p>	<p>Concordancia radiológica, equivalencia cuantitativa</p>	<p>Diferenciación de UH con tejidos reales, análisis comparativo.</p>

Fuente: Elaboración propia

#### **4.5. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS**

A continuación, se detallan las técnicas e instrumentos empleados para el desarrollo del prototipo de fantoma realizado.

Método FDM. La técnica de modelado por deposición fundida es un método de impresión 3D basado en la extrusión controlada de filamento termoplástico. En este proceso, el material es alimentado al cabezal de impresión mediante un carrete de filamento, donde se funde y se extruye a través de una boquilla caliente. La boquilla se desplaza sobre la cama de impresión, depositando el material capa por capa hasta conformar el objeto tridimensional. La impresora interpreta un archivo en formato G-code, previamente generado a partir del modelo 3D (Dassault Systèmes, 2021). Se seleccionó el método por deposición fundida para la impresión de los cubos de prueba y de las estructuras anatómicas del fantoma.

Protocolo estándar para tomografía de tórax. Según Kubo et al. (2008) Los valores del voltaje del tubo en protocolos estándar ronda entre los 120 kVp y los 140 kVp. Mientras que para los valores de mAs los valores oscilan entre los 100 mAs hasta los 533 mAs. Los valores que seleccionados para los escaneos fueron de 120 kVp y 450 mAs.

3D Slicer. Se empleó el software 3D Slicer, una plataforma de código abierto orientada al análisis de imágenes médicas y al desarrollo de soluciones clínicas personalizadas. Es compatible con archivos en formato DICOM y permite la manipulación de imágenes en 2D y 3D. Además, admite más de 150 extensiones, integración con Python, y herramientas para impresión 3D, así como compatibilidad con entornos de realidad virtual y aumentada (3D Slicer, 2023). Este software se seleccionó para la carga de estudios de tomografías en formato DICOM y la segmentación de las estructuras anatómicas de interés.

Prusa Slicer. Este software de código abierto, desarrollado por Prusa Research, fue utilizado para el procesamiento de archivos STL. Permite organizar las piezas anatómicas sobre la cama virtual de impresión, configurar parámetros de impresión, generar estructuras de soporte y exportar los archivos en formato G-code. Su uso fue esencial para optimizar la impresión de las estructuras del fantoma con la impresora Original Prusa.

Meshmixer. Meshmixer, desarrollado por Autodesk, es una herramienta gratuita especializada en el modelado y edición de mallas triangulares para impresión 3D. Permite

modificar, analizar, reparar y exportar modelos en formatos STL, OBJ, PLY y AMF. En este estudio se utilizó para el corte y ajuste de las estructuras anatómicas segmentadas.

DATAtab. Es un software diseñado para el análisis estadístico, que permite examinar datos, encontrar patrones y tendencias. Empleado para el análisis de las magnitudes de UH para cada prueba realizada.

Impresora 3D. Para la fabricación del prototipo se utilizó una impresora Original Prusa MK4, equipada con una boquilla de 0.4 mm de diámetro. Esta impresora fue utilizada para la producción de los cubos de prueba, las estructuras anatómicas segmentadas del fantoma, garantizando precisión y fidelidad dimensional.

Tomógrafo. Los estudios de imagen necesarios para la evaluación del prototipo se realizaron con un tomógrafo GE *Revolution* Evo de 168 cortes.

#### 4.6. MATERIALES

En esta sección se describen los materiales utilizados para la elaboración de los cubos de prueba y las estructuras anatómicas del fantoma.

Filamento de Ácido Poliláctico. El material seleccionado para la impresión de los cubos de prueba y de las estructuras anatómicas fue el filamento PLA + de Anycubic, el cual posee las siguientes características y parámetros de impresión (*Tabla 6 - 7*).

**Tabla 6 - Características físicas del filamento elegido**

Característica	Valor
Tipo de Producto	PLA +
Peso neto	1 kg/rollo
Diámetro	1.75 mm
Tolerancia	± 0.02 mm
Densidad	1.23 g/cm <sup>3</sup>
Resistencia a la tracción	58 MPa
Elongación a la rotura	3.8%
Resistencia a la flexión	73 MPa
Módulo de flexión	2150 MPa
Módulo de Young	3570 MPa
Resistencia al impacto Izod	41 kJ/m <sup>2</sup>
Punto de fusión	164 °C
Índice de fluides	4~10g/10 min
Temperatura de distorsión térmica	53 °C

Fuente: (AnyCubic, 2023)

**Tabla 7 - Parámetros de impresión recomendados**

Parámetro	Valor típico
Temperatura de impresión del extrusor	190-230°C
Material de la plataforma de impresión	Pegatina magnética suave
Tratamiento superficial de la plataforma	No se requiere procesamiento
Temperatura de la plataforma de impresión	50-60°C
Ventilador de enfriamiento	100%
Velocidad de impresión	50-100mm/s
Distancia de contacto Z de la base (Raft)	0.4-0.6mm
Distancia de retracción	5mm
Velocidad de retracción	50mm/s
Temperatura del entorno de impresión	Temperatura ambiente
Material de soporte recomendado	PVA
Temperatura de secado	50°C

Fuente: (AnyCubic, 2023)

Polvo de gel balístico. El polvo de gel balístico de la marca *Fit Lane Nutrition* se emplea para simular el tejido muscular del paciente, así como medio de unión y soporte de las estructuras impresas en 3D. Está compuesto por gelatina balística 250-A. Su viscosidad es de 46 miliPascal-segundo (mps) y su claridad es de 25 Unidades Nefelométricas de Turbidez (ntu).

Hidróxido de calcio y Sulfato de calcio dihidratado. Se decidió la implementación de una mezcla de hidróxido de calcio y sulfato de calcio dihidratado en forma de polvo, con el objetivo de evaluar su viabilidad como material de relleno para simular la radiopacidad del tejido óseo. Ambos compuestos fueron adquiridos en una ferretería local. Las proporciones de mezcla serán determinadas en función de los resultados experimentales obtenidos en las pruebas de caracterización radiológica.

Cascara de huevo triturada. Se seleccionó cáscara de huevo triturada como material alternativo para la simulación del tejido óseo, con el propósito de evaluar su capacidad para replicar las propiedades radiológicas del hueso cortical. Su elección se basa en su contenido mineral, principalmente carbonato de calcio, y su disponibilidad como biomaterial de bajo costo.

Concha de caracol. S De manera complementaria, se incluyó concha de caracol triturada en el conjunto de materiales experimentales, considerando su similitud composicional con la cáscara de huevo. Su evaluación busca determinar su potencial como material de relleno óseo, atendiendo tanto a su comportamiento radiológico como a su viabilidad en el proceso de manufactura.

Pegamento de alta resistencia. Para la unión de las piezas que conforman las estructuras anatómicas impresas en 3D se utilizó un adhesivo de alta resistencia de la marca «ABRO.»

#### 4.7. MÉTRICAS DE EVALUACIÓN

Se decidió un modelo metodológico de evaluación basado en ensayos secuenciales de piezas producidas por impresión 3D (PLA+ fabricante Anycubic), escogiendo un factor de forma cúbico de 5 centímetros de magnitud para cada eje (Volumen de 125 cm<sup>3</sup>). Se estableció utilizar cinco porcentajes (%) de relleno para la impresión de dichas piezas: 50, 70, 80, 90 y 100 (Tabla 8). Siendo el caso que los cubos se emplean en los estudios tomográficos, se definieron valores de 120kVp y 450mAs, seleccionados por ser habituales en estudios de tomográficos de tórax en un rango de peso de 70kg. Se definió efectuar todos los estudios de tomografía en un equipo de 168 cortes, el modelo del tomógrafo es el *Revolution EVO* de la marca *General Electric*.

**Tabla 8 - Datos de Impresión de cubos de prueba**

<b>Estructura</b>	<b>% de Infill</b>	<b>Temperatura cama</b>	<b>Temperatura extrusor</b>	<b>Tiempo Impresión</b>	<b>Velocidad Impresión</b>	<b>Altura de capa</b>
<b>Cubo</b>	50%	60	220	1h 47min	200 m/s	0.2 mm
<b>Cubo</b>	70%	60	220	2h 19min	200 m/s	0.2 mm
<b>Cubo</b>	80%	60	220	2h 35min	200 m/s	0.2 mm
<b>Cubo</b>	90%	60	220	2h 51min	200 m/s	0.2 mm
<b>Cubo</b>	100%	60	220	3h 5min	200 m/s	0.2 mm

Fuente: Elaboración propia.

Se definió implementar técnicas de segmentación de imagen para la correcta delimitación de la región de interés en cada volumen cúbico. Lo anterior, se ejecuta en la estación de trabajo del equipo en conjunto con personal técnico del área, así se permite visualizar las unidades Hounsfield en regiones de interés que se han definido ser de 5mm cada una. De los datos obtenidos, se previó efectuar un análisis comparativo de las magnitudes de las UH presentes en los cubos de prueba en comparación con los pertenecientes a la tomografía del paciente.

Se decidió extraer el estudio del paciente de la base de datos "*Archive of Cancer Imaging*", propiedad del *National Cancer Institute* de los Estados Unidos, cuyo objetivo es optimizar la toma de decisiones clínicas mediante imágenes cuantitativas, métodos de adquisición validados y herramientas de análisis. Las imágenes corresponden a un paciente

diagnosticado con cáncer de pulmón de células no pequeñas y se conservaron bajo anonimato según las directrices de la HIPAA (*Health Insurance Portability and Accountability Act*). El estudio del fantoma comercial también fue importado de la base de datos anteriormente mencionada.

Para el análisis de las UH del estudio clínico se utilizó el software 3D Slicer: una vez cargado el archivo DICOM, se examinaron los valores de UH en los distintos tejidos (pulmones, corazón, nódulos pulmonares y estructuras óseas torácicas) mediante la definición de regiones de interés adaptadas a cada tipo de tejido.

Con el fin de replicar las propiedades radiopacas de estos tejidos, se consultó la literatura para identificar materiales alternativos al PLA+, dada su incapacidad para reproducir la radiopacidad ósea. Entre los materiales destacan el hidróxido de calcio y el sulfato de calcio dihidratado; adicionalmente, se evaluó cáscara de huevo triturada y concha de caracol, aprovechando su elevado contenido de calcio. Estos compuestos se consideraron como posibles rellenos para las estructuras óseas y serían sometidos al mismo protocolo de tomografía empleado en los ensayos preliminares, aplicando los mismos criterios de comparación de UH.

Una vez seleccionados los materiales que mejor reproducían la radiopacidad deseada, se decidió proceder a la segmentación de las estructuras anatómicas en 3D Slicer. El flujo de trabajo contempló, en primer lugar, la umbralización para definir los límites inferior y superior de los valores de UH; seguidamente, se aplicó el crecimiento de regiones para excluir los tejidos adyacentes no pertenecientes a la estructura; finalmente, se realizó una inspección visual en los cortes sagital, coronal y axial para corregir manualmente cualquier artefacto residual. Concluida la segmentación, se generó la reconstrucción tridimensional de cada estructura.

Se definió la creación de una máscara para cada modelo segmentado que, a su vez, se convirtió en un modelo exportado en formato STL compatible con Prusa Slicer y Meshmixer. Se decidió ajustar en Prusa Slicer, la orientación de las piezas en los ejes X, Y y Z, así como parámetros de relleno, soportes y altura de capa. En Meshmixer se realizaron cortes adicionales en el caso de exceder los límites de la cama de impresión.

La impresión 3D de las estructuras anatómicas se completa con un lijado posterior para eliminar bordes irregulares y asegurar un encaje óptimo. Según el caso, se definió rellenar las piezas óseas con el material que mejor asemejase la radiopacidad del tejido óseo y luego se sometieron a un nuevo estudio de tomografía, manteniendo los parámetros de 120 kVp y 450 mAs. El análisis comparativo de las UH se efectuó seleccionando diez regiones de interés por plano anatómico en tres diferentes profundidades, de modo que por cada vista (sagital, coronal, axial) se registraron treinta muestras, totalizando noventa mediciones por estructura.

Se realizaba la comparación correspondiente entre las UH de cada estructura anatómica y los valores UH de la tomografía del paciente, con el objetivo de verificar la similitud. Por cada plano anatómico se seleccionaban diez regiones de interés en cada estructura. Se ubicaron las regiones de interés en tres profundidades diferentes de la vista anatómica con la finalidad de evaluar diferentes partes de la estructura. El total de muestras por vista anatómica fue de treinta, tomando en cuenta que se utilizaron tres vistas, el total de muestras por estructura anatómica fue de noventa.

Finalmente, se escanea el fantoma ensamblado a fin de validar que el gel balístico no hubiese alterado los valores de UH de las piezas anatómicas, garantizando así la fidelidad radiológica del prototipo.

#### **4.8. METODOLOGÍAS DE VALIDACIÓN**

Para validar el desempeño del fantoma desarrollado, se describen a continuación las metodologías utilizadas de análisis estadístico con el enfoque cuantitativo y correlacional del estudio. Así mismo, se definen los métodos de evaluación experimental para la validación del prototipo de fantoma torácico

En lo referente a la validación experimental y selección de materiales, con énfasis en las características del *infill* estructural y los compuestos empleados como material de relleno, se definió el cálculo de la media y la desviación estándar de las unidades Hounsfield como estrategia principal para analizar su comportamiento radiológico y estimar su densidad con base en la respuesta obtenida en los estudios tomográficos.

La medición de las UH para el cálculo de la media y la desviación estándar se definió realizarla de forma individual en cada una de las estructuras anatómicas de interés estando

estas separadas. La misma medición se aplica para el modelo sumergido en el gel balístico. Se determinó comparar las mediciones del prototipo con las mediciones del estudio del paciente y también con los valores de UH de las estructuras de un fantoma antropomórfico comercial, del cual se posee un estudio de tomografía descargado de la misma base de datos que el estudio del paciente.

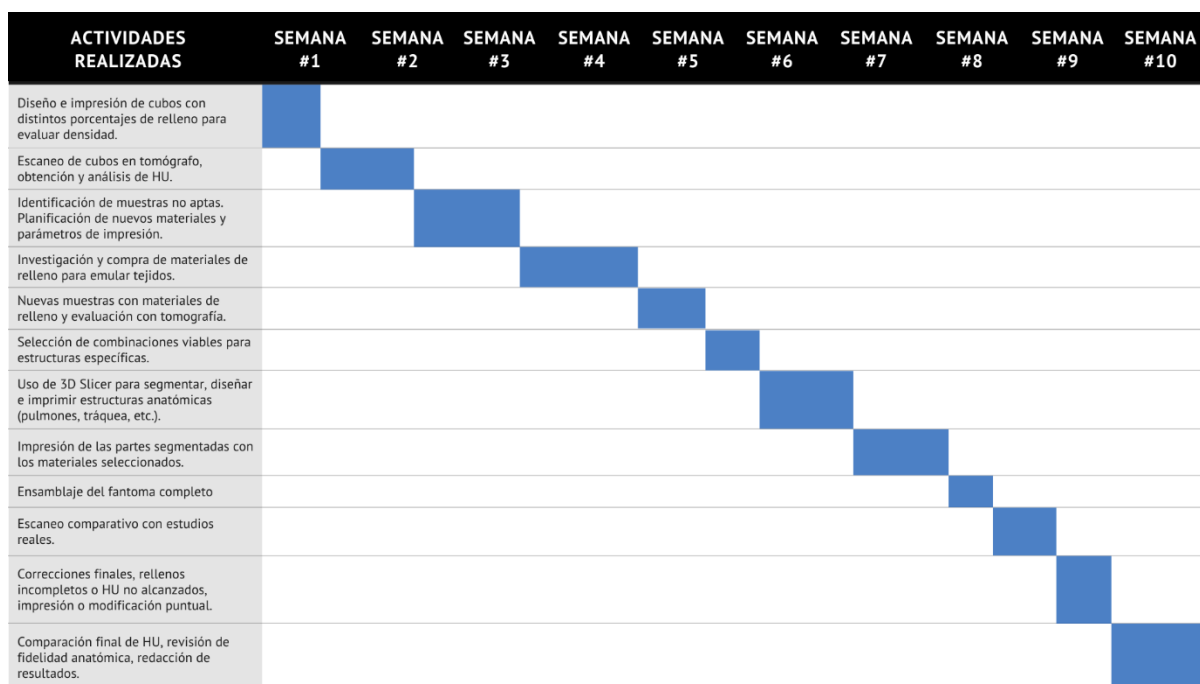
A manera de validación cuantitativa del prototipo, se previó implementar dos enfoques estadísticos complementarios, la estadística descriptiva y la estadística inferencial. Inicialmente, se estableció el uso de estadística descriptiva para caracterizar la distribución de las UH obtenidas en cada una de las estructuras simuladas. Esta etapa incluyó el cálculo de medidas de tendencia central, dispersión, y forma (asimetría y curtosis), a partir de una muestra de 30 valores por estructura y por plano anatómico.

Posteriormente, se previó la implementación de análisis estadístico inferencial, con el propósito de determinar si las diferencias observadas entre las densidades radiológicas del modelo, el fantoma comercial y el estudio clínico de referencia eran estadísticamente significativas. Se considera la posibilidad de aplicar pruebas paramétricas, sin embargo, la evaluación de los supuestos de normalidad y homogeneidad de varianzas indicará el cumplimiento u incumplimiento sistemático de estos requisitos. En caso de no cumplirse, se opta por utilizar pruebas no paramétricas más robustas para la comparación de múltiples grupos independientes.

Para tal fin, se contempló la realización de estudios de tomografía, siguiendo los protocolos estandarizados de 120kVp y 450 mAs. Con respecto a la recolección de datos, se establecieron regiones de interés (ROI) en cada estructura, posicionada en los planos axial, sagital y coronal, y distribuida a lo largo de los cortes a diferentes profundidades.

Finalmente, se previó la aplicación de una encuesta dirigida a expertos en imagenología médica, con el propósito de obtener valoraciones cualitativas sobre el desempeño del fantoma desarrollado. Se determinó someter la información recopilada (en escala de Likert) a un análisis estadístico descriptivo con el fin de identificar tendencias, niveles de aceptación y posibles áreas de mejora.

## 4.9. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES



**Ilustración 9 - Cronograma de desarrollo del fantoma torácico.**

Fuente: Elaboración propia.

## V. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos a partir de las pruebas experimentales realizadas durante el desarrollo de la investigación. Se detallan los hallazgos obtenidos tras la ejecución de los diferentes ensayos, análisis y mediciones. La información expuesta incluye datos cuantitativos que sustentan la validez de la propuesta, destacando las tendencias observadas, la consistencia de los resultados y su relación con los objetivos planteados en la investigación.

### 5.1 SEGMENTACIÓN DE ESTRUCTURAS ANATÓMICAS

Para el desarrollo de la segmentación de las estructuras anatómicas, la tomografía del paciente fue cargada en el software 3d Slicer en formato DICOM. Se inició con la segmentación de la estructura cardíaca. En primer lugar, se empleó la segmentación por umbralización, donde se definió un rango de valores entre 90 UH a 460 UH, para el primer segmento. Se incorporó un segundo segmento destinado a abarcar todas las estructuras que fuesen distintas al corazón, esto se realizó mediante un proceso de segmentación manual.

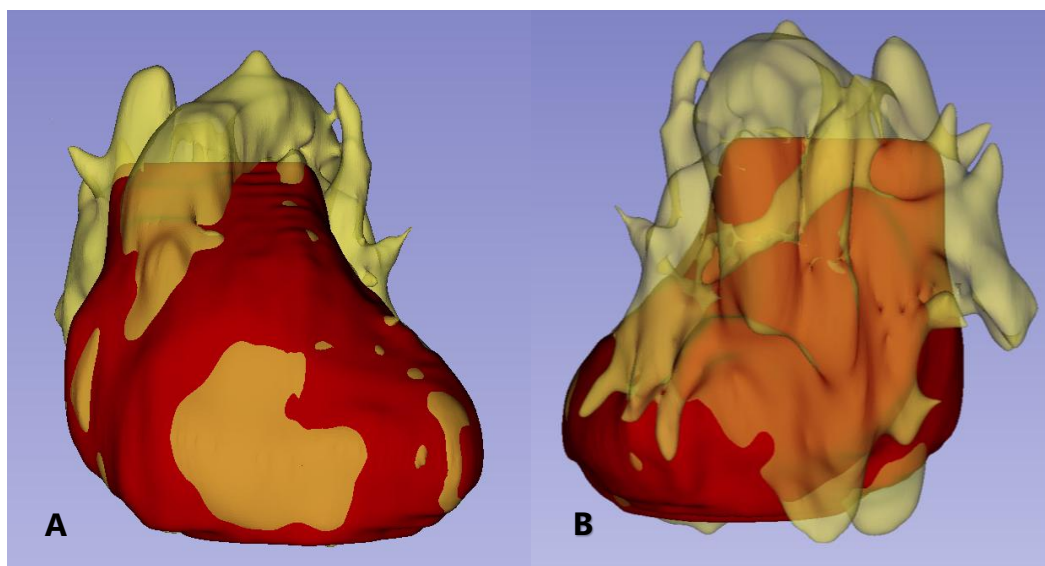
Una vez delimitados ambos segmentos se utilizó la técnica de crecimiento de regiones para delimitar mejor la estructura cardíaca. Finalmente, se realizaron ajustes manuales sobre la segmentación, añadiendo o eliminando estructuras según fuese necesario, hasta alcanzar un resultado satisfactorio.

Cabe destacar que la segmentación del corazón presentó dificultades debido a la similitud de valores de UH con otros tejidos adyacentes, como el hígado, la tráquea y los bronquios, lo que aumentó el nivel de complejidad de la segmentación. El resultado inicial incluía parte de la aorta descendente y otros vasos sanguíneos próximos al corazón.

Debido a esto, se realizó una segunda segmentación con el objetivo de tener una estructura cardíaca más clara, excluyendo vasos sanguíneos y otras estructuras cercanas. Se aplicó la misma técnica de segmentación que en el modelo anterior, con la diferencia de que, en esta ocasión, se eliminaron deliberadamente los vasos sanguíneos. Al final del proceso de segmentación se aplicaron técnicas de suavizado para optimizar los contornos de la estructura. Primero se empleó un filtro de «media», el cual es una composición de las técnicas de *opening* y *closing* utilizadas en el suavizado de bordes.

De tal manera, se escaló el modelo del corazón hasta alcanzar dimensiones de 12 cm de ancho, 11.8 cm de alto y 9.3 cm de profundidad. Con un volumen total de 186.58 cm<sup>3</sup>.

Se obtuvo una diferencia significativa entre el volumen de la primera segmentación con respecto al volumen de la segunda segmentación. La primera segmentación, representada en color amarillo, incluye también el volumen en rojo, lo que indica la presencia de vasos sanguíneos adyacentes. En contraste, la segunda segmentación, mostrada en color rojo, excluye dichas ramificaciones vasculares, permitiendo una visualización más precisa y delimitada de la estructura cardíaca. La ausencia de los vasos sanguíneos en la segunda segmentación realizada facilitó la correcta colocación del modelo del corazón entre los pulmones del paciente (*Ilustración 10*).



**Ilustración 10 - A. Cara anterior del corazón B. Cara posterior del corazón.**

Fuente: Elaboración propia.

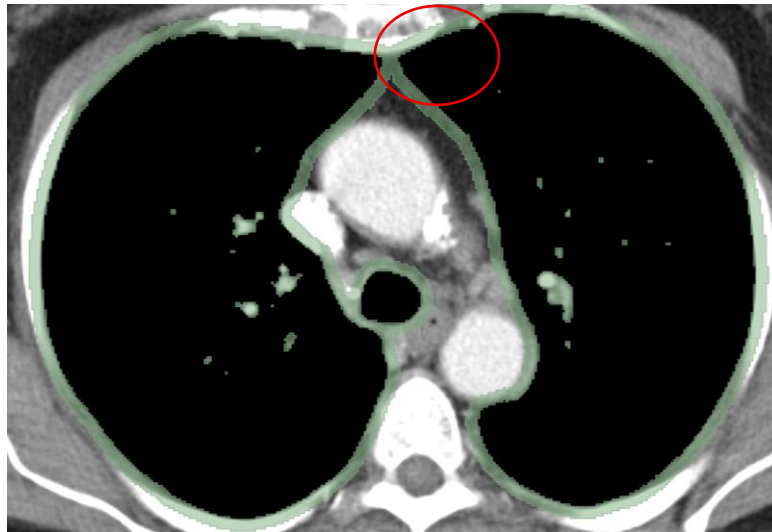
Posteriormente, se llevó a cabo la segmentación de las estructuras pulmonares. La segmentación de los pulmones empleó valores límites desde -1024 UH hasta -330 UH para la técnica de umbralización. Con estos valores se logró segmentar ambos pulmones, la tráquea, y parte de los bronquios. En esta estructura, la aplicación de la técnica de crecimiento de regiones resultó innecesaria, dado que los pulmones presentaban una segmentación nítida y bien delimitada de manera automática. Sin embargo, fue necesario utilizar segmentación manual con la finalidad de eliminar el aire que se encontraba alrededor del paciente.

En esta estructura anatómica se evidenció una fusión entre ambos pulmones a la altura media del esternón (*Ilustración 11*). Para corregir esta superposición, se recurrió a realizar

segmentación manual. Para ello se hizo uso de la herramienta de borrado, donde se eliminaron las estructuras ajenas al contorno pulmonar.

Se utilizó la herramienta «hueco» para segmentar únicamente el borde de los pulmones y la tráquea, con el objetivo de que sus estructuras quedaran vacías en el interior. Esta estrategia permitió representar los pulmones como cavidades llenas de aire, emulando su estado fisiológico. De esta forma los valores de UH se conservan dentro del rango comparable a los valores de los pulmones humanos reales.

La estructura de los pulmones resultó en un volumen de  $961.36 \text{ cm}^3$ . Con dimensiones de 23.5 cm de alto, 11.7 cm de ancho y 17.8 cm de profundidad para el pulmón izquierdo. Para el pulmón derecho las medidas fueron de 23 cm de alto, 13 cm de ancho y 17.7cm de profundidad.



**Ilustración 11 - Pulmones fusionados durante la segmentación.**

Fuente: Elaboración propia.

Las estructuras óseas (*Ilustración 12*) representaron un enorme desafío durante el proceso de segmentación, debido a su forma y posición en el cuerpo. Adicionalmente, los niveles de intensidad de los vóxeles eran frecuentemente semejantes a los de otras estructuras. Al intentar realizar una segmentación donde la mayoría de las estructuras óseas del tórax estuvieran incluidas, se anexaban otros órganos como el hígado, los riñones, algunos vasos sanguíneos, partes del corazón, nódulos pulmonares, entre otros. Esto sucedía cuando al aplicar el método de umbralización cuyos límites se encontraban en el rango de 90 UH a 1660 UH.

Durante esta segmentación no solo se anexaban estructuras del tejido blando, sino que además se observaba pérdida de información en ciertas regiones de las costillas, principalmente en la zona cercana al esternón (*Anexo 1 - 2*). Esta limitación se atribuye a la presencia predominante de tejido cartilaginoso en esta área, cuya densidad radiológica difiere de la del tejido óseo.

Al emplearse valores de UH muy elevados en el método de umbralización (500 UH a 2000 UH), las estructuras óseas sufrían rupturas. Debido a esto se emplearon dos segmentos en los cuales se aplicó el método de umbralización con diferentes valores. Para el primer segmento se utilizó un rango entre 0 UH a 200 UH, con la finalidad de segmentar la parte de los huesos con una menor intensidad, como el hueso esponjoso, y huesos cubiertos por cartílago. El segundo segmento se construyó con valores de 200 UH a 2000 UH para incluir las partes del hueso más compactas y con mayores niveles de intensidad.

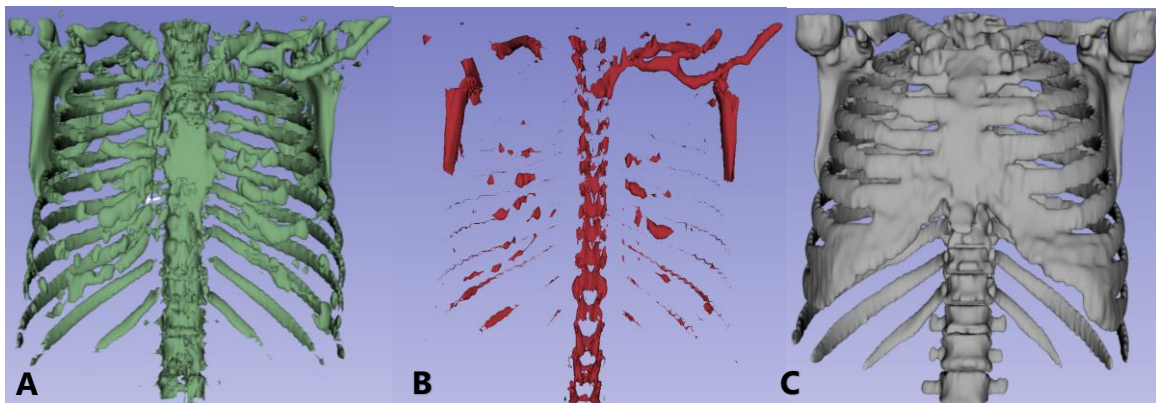
Una vez construidos los segmentos mencionados, se utilizó una función llamada «operaciones lógicas», la cual permite realizar distintas transformaciones entre uno o más segmentos, tales como invertir un segmento, limpiar, rellenar, sustraer, interceptar, copiar y sumar. En este caso, se aplicó la operación de suma, la cual permitía que dos segmentos se fusionaran para formar un solo segmento nuevo (*Anexo 3*).

En el tercer segmento generado, se utilizó la función «islas» la cual permite manipular las estructuras que están separadas del cuerpo principal. Esta herramienta ofrece diversas opciones, como eliminar islas de un tamaño especificado por el usuario, mantener islas o separar las islas en nuevos segmentos. En este caso, se optó por eliminar las estructuras que fueran menores a 1000 vóxeles, con la finalidad de remover remanentes no deseados.

Usando herramientas como «corte», «pintar» y «borrar» se llevó a cabo la segmentación manual de los últimos detalles correspondiente a las estructuras óseas del tórax. La región que presentó mayores dificultades fue la correspondiente a las últimas cuatro costillas unidas al esternón, ya que la presencia de tejido cartilaginoso en esa zona ocasionaba pérdida de información. Esto generaba discontinuidades en los segmentos. Adicionalmente, las vértebras sufrían el efecto contrario, se fusionaban entre sí, y se imposibilitaba diferenciar una de otra debido a la similitud de los niveles de intensidad de esta zona. Ante esta limitación, se decidió que la columna fuera una sola estructura y no segmentar vertebra por vertebra.

Al terminar la segmentación se utilizó la herramienta «suavizar» para eliminar salientes y suavizar bordes. Con esta herramienta se aplicó un método de *closing* el cual consiste en cerrar huecos y sellar rupturas. En este método se utilizó un tamaño de *kernel* de tres milímetros. Posteriormente se aplicó el método de *opening*, el cual es la antítesis del método anterior. Esta herramienta *opening* se empleó para eliminar saliente o remanentes en las estructuras. De la misma manera, el tamaño del *kernel* empleado fue de tres milímetros. Por último, se empleó un filtro Gaussiano en toda la estructura segmentada, permitiendo la suavización de todos los puntos de la estructura de manera uniforme (Anexo 4).

Para finalizar, se aplicó la herramienta «hueco» el cual permite segmentar solo el borde de un segmento o estructura cerrada, dejando el centro de la estructura vacío. Las estructuras óseas debían mantenerse huecas con el fin de permitir un posterior relleno que imitara adecuadamente la radiopacidad del tejido óseo humano. Para lograrlo, se definió un borde externo alrededor de la superficie de cada estructura, de modo que se generara un espacio suficiente para contener el material de relleno. El espesor de dicho borde fue de cuatro milímetros, valor correspondiente al mínimo permitido por el software, en función del tamaño de los vóxeles del estudio.



**Ilustración 12 - Segmentación de estructuras óseas. A. Segmentación con umbral bajo. B. Segmentación con umbral alto. C. Segmentación final.**

Fuente: Elaboración propia.

## **5.2 DEFINICIÓN DE PORCENTAJE DE *INFILL* ESTRUCTURAL**

Con el propósito de evaluar la variación de unidades Hounsfield en función del porcentaje de *infill* de cubos impresos en 3D con material PLA+, se desarrolló una prueba para determinar su posible aplicación en la simulación de tejidos anatómicos.

Se fabricaron cubos de 5 cm por lado con un porcentaje de relleno correspondiente a 50%, 70%, 80%, 90% y 100%, manteniendo los parámetros de impresión constantes. Con respecto a los parámetros utilizados para el desarrollo del estudio de tomografía, se utilizó 120kVp y 450mAs. El *pitch* empleado para cada uno de los estudios fue de cinco milímetros, la misma medida le corresponde al grosor de cada corte del estudio. Una vez escaneados, se realizó la medición de los valores de UH estableciendo regiones de interés en diferentes puntos de los cubos.

En esta ocasión, no fue posible recuperar el estudio clínico debido a que ya había sido eliminado de la base de datos del hospital. En consecuencia, se procedió a trabajar con una muestra reducida. Se establecieron tres regiones de interés por estructuras. Los valores obtenidos para cada uno de los cubos variaron de acuerdo con el porcentaje de *infill* con el que fueron impresos (*Tabla 9*).

**Tabla 9 – Valores de UH obtenidos en la evaluación inicial.**

Porcentaje de relleno	ROI #1 (UH)	ROI #2 (UH)	ROI #3 (UH)
50%	-448.99	-434.54	-465.84
70%	-208.36	-200.02	-206.54
80%	-101.17	-87.41	-96.9
90%	55.07	35.04	21.32
100%	128.41	150.84	145.48

Fuente: Elaboración propia.

Se observó una relación creciente entre el porcentaje de relleno y los valores de UH, lo cual es consistente con el incremento entre de densidad del material al aumentar el volumen de relleno. Los valores de UH obtenidos abarcan un rango -450 UH hasta 142 UH. El relleno de 50% comienza a acercarse a los valores de UH del tejido pulmonar sano, el relleno de 70%-80% se aproxima a los tejidos blandos con altas cantidades de líquido o cavidades y el relleno de 90%-100% entra en el rango de tejidos blandos compactos. (*Tabla 10*)

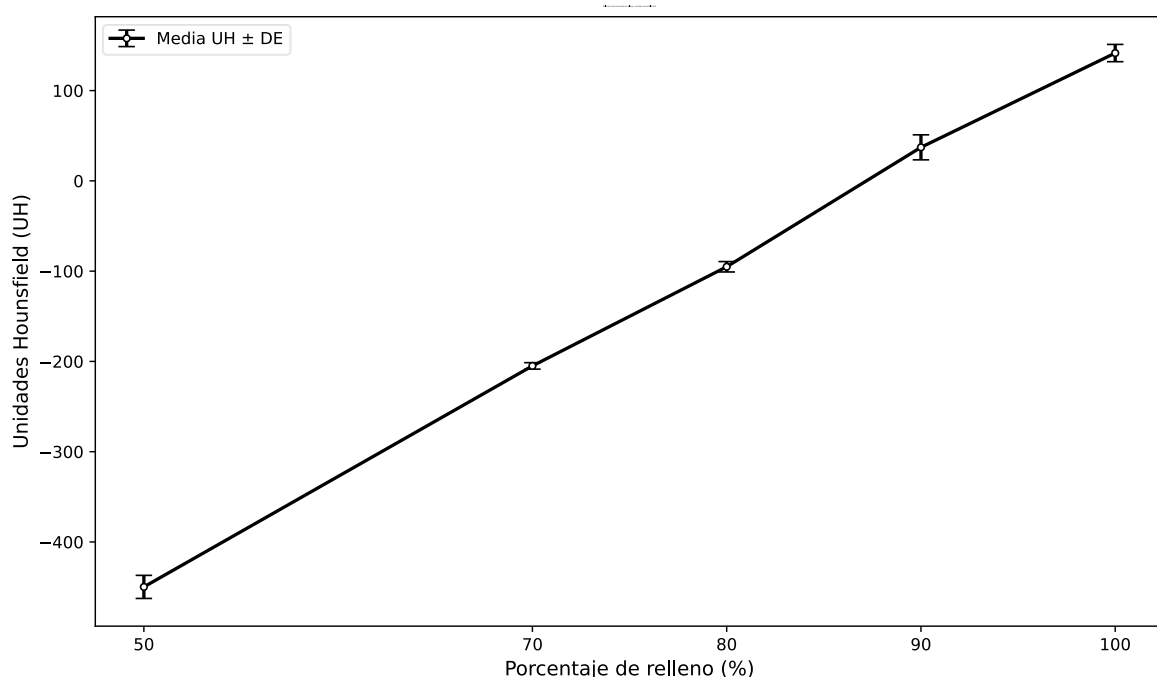
**Tabla 10 - Media y desviación estándar de las UH por porcentaje de infill (n=3 escaneos)**

Porcentaje de relleno	Media UH	Desviación Estándar (±)
50%	-449.79	15.67
70%	-204.97	4.39
80%	-95.16	7.04
90%	37.14	16.97
100%	141.58	11.71

Fuente: Elaboración propia.

Cabe resaltar que, a través de esta primera prueba no se alcanzaron los valores correspondientes al tejido óseo cortical ni costilla. Sin embargo, si logró alcanzarse un rango útil para simular tejidos como pulmones sanos y tejido muscular cardíaco.

En la siguiente gráfica (*Ilustración 13*) se observa una clara tendencia ascendente en el valor de UH conforme aumenta el porcentaje de relleno. Los porcentajes de relleno correspondientes al 70%-80% presentan una menor variabilidad en comparación a los porcentajes de relleno del 50% y 90%, mostrando una mayor dispersión de los valores. Esto debido a la estructura impresa y la homogeneidad del material.



**Ilustración 13 – Relación entre el porcentaje de relleno y las unidades Hounsfield.**

Fuente: Elaboración propia.

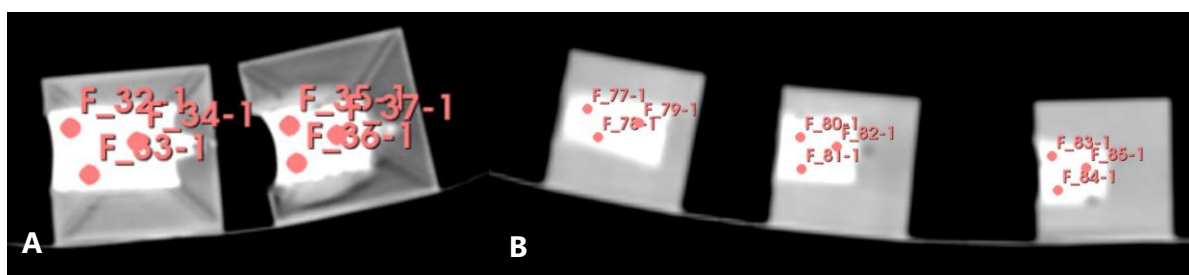
### **5.3 DEFINICIÓN DE COMPOSICIÓN DEL MATERIAL DE RELLENO**

Posteriormente, se desarrolló una segunda evaluación con diversos materiales compuestos de hidróxido de calcio y sulfato de calcio dihidratado en proporciones variables, buscando simular tejidos óseos presentes en la caja torácica, particularmente las costillas humanas, cuyo valor de densidad en UH suele oscilar entre 700 UH y 1200 UH, dependiendo del espesor cortical, la edad y la mineralización. Los parámetros de exposición se mantuvieron constantes, utilizando 120kVp y 450mAs para cada estudio.

La evaluación se realizó con cinco composiciones de hidróxido de calcio y sulfato de calcio dihidratado, las cuales fueron introducidas bloques de prueba a manera de relleno. La Mezcla 1 corresponde a una composición de 100% sulfato de calcio dihidratado, caracterizada por su homogeneidad estructural y una densidad moderada, propia de un material con bajo contenido mineral. La Mezcla 2, por otro lado, representa un compuesto de 100% Hidróxido de calcio, cuyo compuesto fundamental es el carbonato de calcio. La Mezcla 3 está constituida por un 75% de sulfato de calcio dihidratado y un 25% de hidróxido de calcio, lo cual introduce una mayor densidad en comparación con el sulfato de calcio dihidratado puro. La Mezcla 4 contiene proporciones equivalentes de ambos componentes. Finalmente, la Mezcla 5, con 25% sulfato de calcio dihidratado y 75% de hidróxido de calcio.

Las mezclas fueron introducidas dentro de los cubos anteriormente utilizados con un *infill* de 100% y de 90%, y también en tres cubos con un 100% de *infill* que se imprimieron posteriormente, estos cubos tenían una medida de dos centímetros por lado.

Es fundamental mencionar que en esta ocasión se logró la obtención del estudio, por lo tanto, se adquirió un número mayor de datos para el análisis (n=10). No obstante, en el caso de estructuras de menor tamaño, como los cubos de prueba de 2 cm por cada lado, se adquirió una menor muestra de datos (n=6). Esto debido a su volumen limitado y la distribución interna de los materiales, donde se redujo la cantidad de cortes en lo que la mezcla resultaba claramente identificable (*Ilustración 14*).



**Ilustración 14 - Ubicación de los puntos para la toma de valores de UH en la vista axial. A. Cubos con las mezclas 1 y 2 de izquierda a derecha. B. Cubos con las mezclas 3, 4 y 5, de izquierda a derecha.**

Fuente: Elaboración propia.

El análisis cuantitativo de los datos reveló diferencias notables en la media de unidades Hounsfield entre las distintas mezclas, reflejando la influencia de la composición material sobre

la densidad y, por consiguiente, su respuesta radiológica. Por cada mezcla, se realizó un análisis estableciendo diversas ROIs tanto en vista axial, sagital y coronal (Anexo 5 - 6).

Con respecto a la vista axial (*Tabla 11*), se observó que la Mezcla 1 cuenta con una media mayor con respecto a las UH adquiridas. La Mezcla 2 mostró una media menor con una alta dispersión, resaltando su baja estabilidad con respecto a su densidad radiológica. Por su parte, la Mezcla 4 alcanzó un promedio de 940.00 UH con una desviación estándar de  $\pm 196.83$ . La Mezcla 3 y la Mezcla 5 se mantuvieron dentro del rango de UH indicado para estructuras óseas, sin embargo, contaron con los valores más altos de variabilidad. En la vista axial se puede determinar que la Mezcla 1 podría ser la que mejor imite la radiopacidad de los huesos humanos, seguida por la Mezcla 4.

**Tabla 11 - Media y desviación estándar de las UH por mezclas de hidróxido de calcio y sulfato de calcio dihidratado en vista axial**

Tipo de Mezcla	Media UH	Desviación Estándar ( $\pm$ )
Mezcla 1	1402.67	57.60
Mezcla 2	691.17	192.29
Mezcla 3	928.50	464.69
Mezcla 4	940.00	196.83
Mezcla 5	882.67	246.22

Fuente: Elaboración propia.

En la vista coronal (*Tabla 12*), la Mezcla 3 alcanzo una media bastante alta, ubicando su densidad en el rango para la simulación de estructuras óseas. La Mezcla 1 y la Mezcla 5 se encuentran en un rango de promedio y variabilidad bastante similar. La Mezcla 4, con una media de 924.67 UH, se ubicó dentro del rango esperado, a pesar de presentar la mayor desviación estándar, lo que refleja cierta heterogeneidad estructural.

**Tabla 12 - Media y desviación estándar de las UH por mezclas de hidróxido de calcio y sulfato de calcio dihidratado en vista coronal**

Tipo de Mezcla	Media UH	Desviación Estándar ( $\pm$ )
Mezcla 1	1091.67	200.84
Mezcla 2	673.50	167.46
Mezcla 3	1258.67	82.07
Mezcla 4	924.67	437.02
Mezcla 5	1023.00	187.43

Fuente: Elaboración propia.

Con respecto a la vista sagital (*Tabla 13*), la Mezcla 1 y 3 mostraron valores bastante altos con relación a su media. La Mezcla 4 registró una baja desviación estándar, junto con la

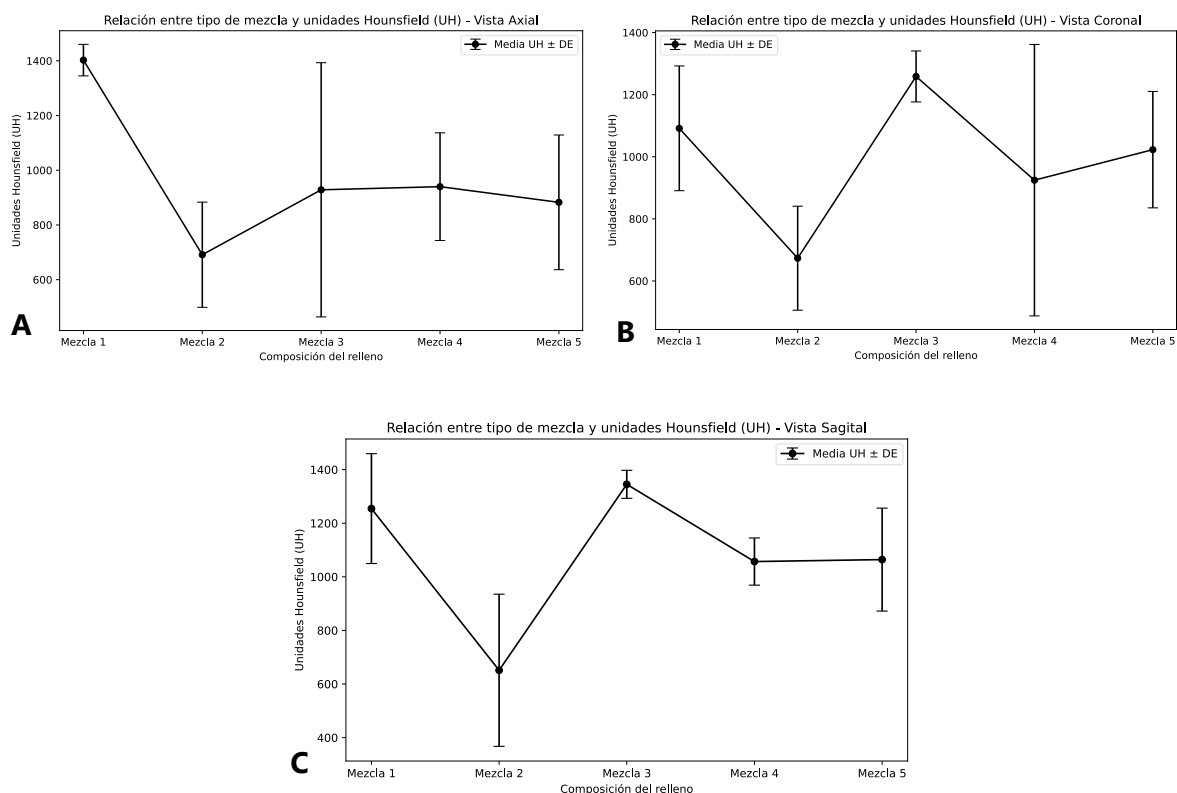
Mezcla 3. Sin embargo, los valores relacionados a la media de la mezcla se mantienen cercanos al comportamiento de estructuras óseas de intensidad intermedia (*Ilustración 11*).

**Tabla 13 - Media y desviación estándar de las UH por mezclas de hidróxido de calcio y sulfato de calcio dihidratado en vista sagital**

Tipo de Mezcla	Media UH	Desviación Estándar ( $\pm$ )
Mezcla 1	1254.67	205.01
Mezcla 2	651.33	283.96
Mezcla 3	1345.17	52.27
Mezcla 4	1057.00	88.08
Mezcla 5	1064.33	192.07

Fuente: Elaboración propia.

Para definir el tipo de mezcla que se iba emplear como relleno de las estructuras óseas se realizó un promedio del valor de las UH de la segmentación de los huesos del tórax, dando como resultado un valor promedio de 1054 UH. En base a esto la mezcla que se eligió como el material de relleno para las estructuras óseas fue la mezcla 4 la cual tiene 50% de ambos compuestos empleados. Esta decisión se vio afectada por el desempeño de cada muestra, tanto en términos de calidad estructural como de respuesta radiológica.



**Ilustración 15 - Distribución de unidades Hounsfield por vista y composición de relleno. A. Vista axial. B. Vista coronal. C. Vista sagital**

Fuente: Elaboración propia.

Se observó que las mezclas formuladas únicamente con hidróxido de calcio, o con una proporción predominante de este componente, presentaban una consistencia mecánica deficiente, desmoronándose con facilidad debido a la baja cohesión del material. En consecuencia, se decidió combinarla con sulfato de calcio dihidratado, con el objetivo de obtener una mezcla más firme, resistente y estable para su aplicación en el desarrollo del fantoma.

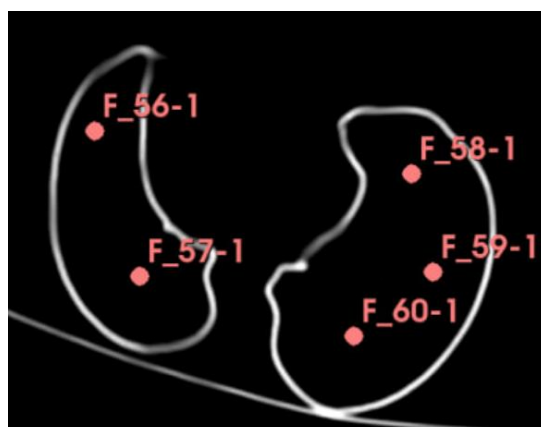
Asimismo, para evaluar las configuraciones de impresión de las estructuras pulmonares, se procedió a escalar las dimensiones de la segmentación del paciente de referencia. Se crearon estructuras con un 10% de grosor sólido en los bordes y el interior completamente hueco. El objetivo fue simular la baja densidad del tejido pulmonar aireado, que en condiciones fisiológicas normales se encuentra en el rango de -900 a -1000 UH (*Tabla 14*).

**Tabla 14 - Construcción de pulmones huecos: validación experimental (n=10)**

Estructura Simulada	Vista	Media	Desviación Estándar ( $\pm$ )
Pulmones huecos	Axial	-997.00	4.27
	Coronal	-996.10	5.84
	Sagital	-996.30	2.75

Fuente: Elaboración propia.

Para la toma de los valores de UH de los pulmones huecos, se decidió hacer la medición en diez puntos diferentes por cada una de las vistas anatómicas (*Ilustración 16*). La colocación de los puntos para la toma de muestras se realizó a diferentes profundidades en cada una de las vistas (*Anexo 7*).

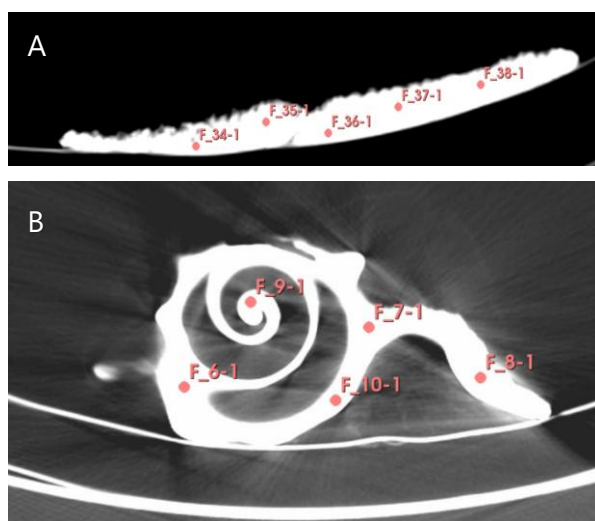


**Ilustración 16 - Ubicación de los puntos para la toma de valores de UH en la vista Axial.**

Fuente: Elaboración propia.

Con respecto a este estudio, se obtuvo un promedio de -997 UH y una desviación estándar de  $\pm 4.27$  UH en la vista axial, -996.1 UH y una desviación estándar de  $\pm 5.84$  UH en la vista coronal, finalmente -996.3 UH y una desviación estándar de  $\pm 2.75$  UH en la vista sagital. La densidad que se obtuvo a través de esta configuración de impresión se asemeja al pulmón real, cercana a -1000 UH.

Finalmente, en esta fase de evaluación se consideraron otros materiales alternativos con potencial para replicar propiedades radiológicas específicas. Entre ellos, se incluyó el uso de cáscaras de huevo trituradas, sin embargo, este material fue descartado debido a la presencia de múltiples espacios de aire en su interior, lo que generó una visualización inadecuada en el estudio (*Ilustración 17*).



**Ilustración 17 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial. A. Cascara de huevo tritura. B. Concha de caracol.**

Fuente: Elaboración propia.

De la misma manera, se evaluó una muestra de concha de caracol, pero esta presentó valores excesivamente elevados de UH, muy por encima del rango esperado para tejidos biológicos, por lo que también fue descartada como opción viable (*Tabla 15*).

**Tabla 15 – Otros materiales evaluados (n=10)**

Tipo de Material	Vista	Media	Desviación Estándar ( $\pm$ )
Cascaras de huevo triturado	Axial	259	135.79
	Coronal	289.6	189.36
	Sagital	279.2	135.87
Concha de caracol	Axial	2021.30	798.54
	Coronal	2235.60	359.38
	Sagital	2566.50	411.24

Fuente: Elaboración propia.

Para la toma de los valores de UH de estas dos opciones de material de relleno, se decidió hacer la medición en diez puntos diferentes por cada material en cada una de las vistas anatómicas. La colocación de los puntos para la toma de muestras se realizó a diferentes profundidades en cada una de las vistas (*Anexo 8-9*).

#### **5.4 DESARROLLO E IMPRESIÓN DE LAS ESTRUCTURAS ANATÓMICAS**

Una vez completadas las pruebas correspondientes a la definición del porcentaje de *infill* estructural y a la caracterización de la composición del material de relleno de las estructuras óseas, se procedió con el desarrollo e impresión de las estructuras anatómicas que conforman el modelo. El proceso de fabricación aditiva requirió un tiempo acumulado de 4 días, 22 horas y 3 minutos (*Anexo 10*). Debido a las limitaciones volumétricas de la impresora 3D empleada, fue necesario segmentar y dividir digitalmente las estructuras mediante el software MeshMixer, permitiendo su impresión en secciones individuales. En esta fase se dividieron las estructuras pulmonares, la representación ósea y las partes correspondientes al contorno corporal del paciente.

Con respecto a la estructura cardiaca, se realizó una segmentación e impresión inicial basada en los volúmenes obtenidos del estudio clínico. Sin embargo, tras una evaluación posterior de su proporción y tamaño relativo a las estructuras pulmonares, fue necesario realizar una segunda segmentación de la estructura. Esta segunda segmentación fue acompañada por un posterior redimensionamiento con el objetivo de asegurar una integración anatómicamente coherente dentro del modelo.

De la misma manera, durante el proceso de impresión se optó por omitir la inclusión del esternón en el modelo final. Esta decisión se fundamentó en criterios de simplificación estructural y priorización funcional del modelo. Esto con el fin de facilitar el posicionamiento de estructuras internas y asegurar la visibilidad de las estructuras pulmonares y la estructura cardiaca.

Una vez finalizado el proceso de impresión y relleno de estructuras óseas, se realizó una última evaluación con cada estructura de manera individual, posterior al ensamblaje total del modelo. Para este estudio, se tomó una muestra de 30 datos de UH, por cada vista (axial, coronal y sagital) en diferentes profundidades de cada vista.

En esta última evaluación, se puede observar la aproximación de las estructuras pulmonares al valor de referencia deseado (*Tabla 16*). Las medias registradas en los tres planos muestran una variabilidad mínima, reflejando la homogeneidad del *infill* utilizado como la estabilidad del protocolo de escaneo.

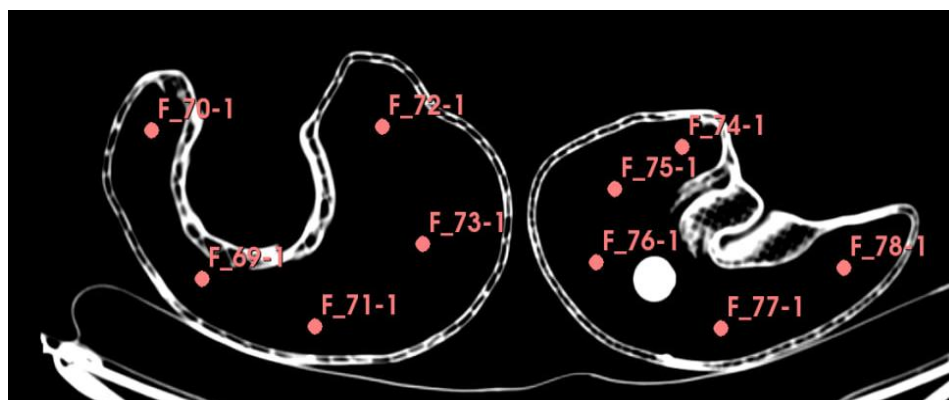
**Tabla 16 - Valores en unidades Hounsfield para estructura simulada de pulmón.**

Estructura Simulada	Vista	Media	Desviación Estándar ( $\pm$ )
Pulmones	Axial	-997.57	6.11
	Coronal	-998.07	3.81
	Sagital	-999.60	2.88

Fuente: Elaboración propia.

En el borde de las estructuras pulmonares se puede observar un patrón de agujeros (*Ilustración 18*). Este patrón es consecuencia del porcentaje de relleno empleado durante la impresión 3D de las piezas, establecido en un 10%. Asimismo, el tipo de patrón de relleno utilizado, en este caso rectilíneo, influyó directamente en la morfología resultante. Sin embargo, los valores de UH de obtenidos de las estructuras pulmonares no se vieron afectados por este tipo de patrón, sino todo lo contrario, ya que en la *Tabla 16* se puede apreciar que la media de los valores de todas las vistas se aproximaba a las -1000 UH. Valor que se presenta normalmente en los pulmones humanos. Se puede apreciar los puntos en los cuales se tomaron los datos en cada una de las vistas anatómicas de los pulmones (*Anexo 11*).

En la misma ilustración se puede apreciar un círculo bastante radiopaco, este representa un nódulo pulmonar. Esta estructura tiene esa intensidad debido al porcentaje de *infill* con el que fue impreso (100%). Los resultados de estas estructuras son presentados más adelante.



**Ilustración 18- Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de las estructuras pulmonares.**

Fuente: Elaboración propia.

La simulación del tejido cardíaco también alcanzó valores deseables dentro del rango característico de tejidos blandos (*Tabla 17*). Es relevante destacar nuevamente que la estructura fue sometida a una segunda segmentación y redimensionamiento para adecuarse a la cavidad torácica simulada, lo cual no comprometió su comportamiento radiológico final, evidenciando una buena adaptación morfológica sin pérdida de fidelidad funcional.

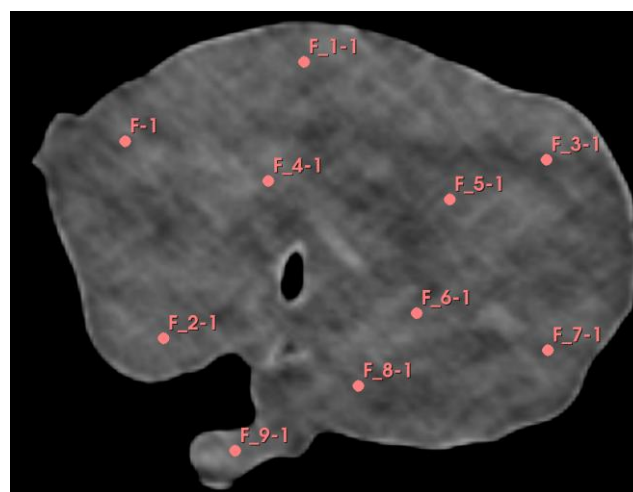
**Tabla 17 - Valores en unidades Hounsfield para estructura simulada de corazón.**

Estructura Simulada	Vista	Media	Desviación Estándar ( $\pm$ )
Corazón	Axial	131.00	25.31
	Coronal	125.70	29.65
	Sagital	128.70	29.08

Fuente: Elaboración propia.

La ubicación de los puntos de muestra en la estructura cardíaca se estableció de forma aleatoria en tres profundidades de corte diferentes por cada vista anatómica para obtener un total de noventa muestras (*Ilustración 19*).

El corazón fue impreso con un porcentaje de infill del 100%, lo que generó una estructura densa y sólida. El patrón de impresión empleado fue el rectilíneo.



**Ilustración 19 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de la estructura cardíaca.**

Fuente: Elaboración propia.

Con respecto a la mezcla que fue utilizada para rellenar los huesos, se utilizó alrededor de 1415 gramos de sulfato de calcio dihidratado y una cantidad equivalente de hidróxido de calcio combinados con agua hasta obtener una consistencia homogénea. Esta mezcla fue cuidadosamente colocada en el interior de las cavidades óseas impresas. Las estructuras con el material de relleno se dejaron reposar durante 12 horas antes de proceder a la manipulación

de estas y unir las piezas para formar la estructura ósea completa. Los valores medios de estas estructuras se encuentran dentro del rango aceptado para hueso cortical denso (*Tabla 18*).

**Tabla 18 - Valores en unidades Hounsfield para estructura simulada de tejido óseo.**

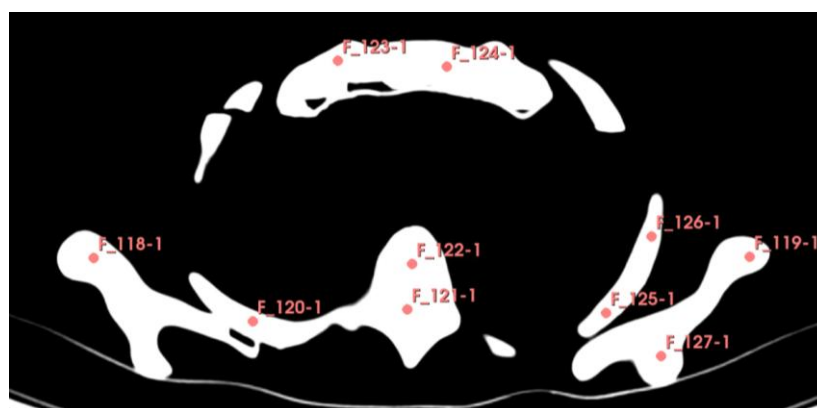
Estructura Simulada	Vista	Media	Desviación Estándar ( $\pm$ )
Estructura ósea	Axial	1082.43	139.79
	Coronal	1130.30	127.83
	Sagital	1105.17	140.13

Fuente: Elaboración propia.

Para la toma de valores de UH de las estructuras óseas se ubicaron como mínimo dos puntos de muestreo en cada pieza anatómica (costilla derecha, costilla izquierda, esternón, vertebras y clavículas), para poder contar con valores de referencia de cada parte de la caja torácica (*Ilustración 20*).

En el estudio de las estructuras óseas, se pudo apreciar que en los puntos de unión de las piezas no cuentan con la misma radiopacidad que el cuerpo de la estructura. La presencia de aire en estos puntos se debe a la ausencia de relleno (*Anexo 12*). Esto ocurre porque en dichas zonas se encuentra el pegamento de alta resistencia, el cual no imita las propiedades radiológicas del tejido óseo.

Esta problemática podría evitarse si cada una de las estructuras se imprimiera como una pieza única, evitando la fragmentación en múltiples partes. Para ello, sería necesario utilizar una impresora 3D con capacidad para trabajar con volúmenes de mayor tamaño. Como alternativa, se podría optar por imprimir el modelo a una escala reducida, lo que también permitiría disminuir el consumo de filamento.



**Ilustración 20 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de las estructuras óseas.**

Fuente: Elaboración propia.

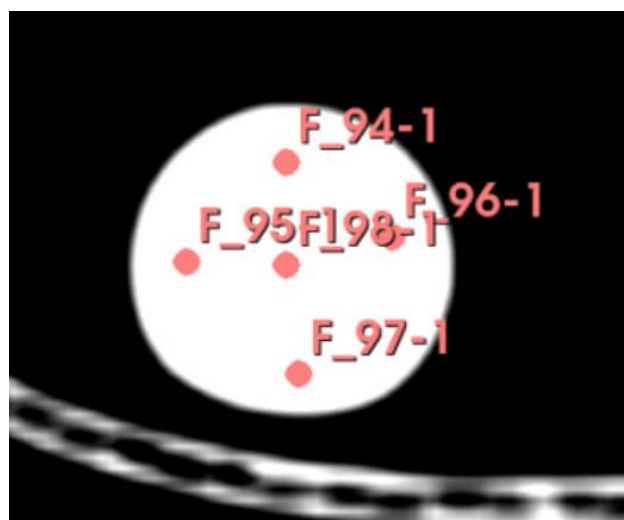
Los nódulos pulmonares simulados fueron diseñados con el propósito de representar lesiones hiperdensas incrustadas dentro del parénquima pulmonar. Estos elementos se integraron específicamente en la región correspondiente al pulmón izquierdo, con el objetivo de establecer un contraste funcional y anatómico entre un pulmón con características saludables y otro que simula la presencia de una patología nodular. Los resultados obtenidos con valores promedio por encima de 100 UH facilitan su detección visual en las imágenes de tomografía. (Tabla 19).

**Tabla 19 - Valores en unidades Hounsfield para estructuras nodulares.**

Estructura Simulada	Vista	Media	Desviación Estándar ( $\pm$ )
Nódulos pulmonares	Axial	114.07	28.54
	Coronal	109.63	22.72
	Sagital	109.50	11.88

Fuente: Elaboración propia

Se imprimieron dos estructuras nodulares. Una con un diámetro de 30 milímetros y otra con diámetro de 20 milímetros. Ambas estructuras se colocaron en el pulmón izquierdo (Anexo 13). No se hizo una medición individual para cada nódulo, la media y desviación estándar incluyen mostradas en la tabla anterior corresponden a valores tanto del nódulo con el diámetro mayor como el nódulo con diámetro menor (Ilustración 21). Los datos de cada una de las estructuras para cada vista anatómica se encuentran en la sección de Anexos (Anexo 14 -16).



**Ilustración 21 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de las estructuras nodulares.**

Fuente: Elaboración propia.

## 5.5 PROCESO DE ENSAMBLAJE DEL PROTOTIPO

Una vez realizado el estudio de tomografía de las estructuras individuales separadas, y efectuado el muestreo de las unidades Hounsfield para cada una, se procedió a ensamblar el prototipo completo del fantoma torácico.

Las estructuras nodulares fueron introducidas previo a la unión de las piezas destinadas a conformar los pulmones. Posteriormente, ambos pulmones fueron introducidos dentro de la cavidad torácica. Durante este proceso, la sección correspondiente al esternón cedió ante el volumen y rigidez de los pulmones, lo que provocó una fisura estructural. A pesar de los intentos por reensamblar el esternón a la caja torácica, no fue posible debido a la fragilidad mecánica de la pieza bajo estas condiciones. En consecuencia, se optó por excluir el esternón del ensamblaje final, con el fin de preservar la integridad estructural general del prototipo y, al mismo tiempo, facilitar la visibilidad directa de las estructuras internas, tales como los pulmones y el corazón.

Ambos pulmones se adhirieron a la caja torácica mediante el uso del pegamento de alta resistencia. Este fue vertido en los puntos de unión que había entre los pulmones y la caja torácica. Posteriormente se introdujo el corazón entre los pulmones, fijándolo en puntos donde este hiciera contacto con los pulmones. La decisión de fijar estructuras entre sí se tomó, teniendo en cuenta el proceso de vertido de gel que se realizaría posteriormente, con la intención de que las estructuras no se movieran de su sitio. El tiempo de secado para las estructuras fue de una hora. Posteriormente, las estructuras impresas en 3D fueron introducidas dentro del contenedor diseñado para alojar tanto los modelos anatómicos como el material de relleno a base de gel balístico

Inicialmente, se planificó la elaboración de un molde basado en el contorno anatómico del paciente. En este molde se iban a introducir las estructuras ensambladas para luego verter el gel. Se tenía planificado retirar el molde una vez que el gel estuviera completamente seco y sólido. Sin embargo, debido a las altas temperaturas de la zona norte de Honduras, así como al tiempo de movilización y espera previo a la presentación del prototipo, se tomó la decisión de la incorporación de una caja de acrílico como contenedor estructural.

Dicho contenedor tiene dimensiones de 35.5 cm de ancho, 37.5 cm de alto y 25 cm de profundidad. El espesor de la lámina de acrílico utilizada es de 6 mm. Este espesor se eligió

con la finalidad de que el contenedor pudiese resistir todo el peso del modelo final. Además, el corte del acrílico no se hizo de forma lineal, se cortó de forma escalonada lo que otorgó más resistencia al momento de hacer las uniones entre las láminas del contenedor. El volumen que puede albergar el contenedor es de 33,281 cm<sup>3</sup>.

Para la preparación del gel destinado a simular los tejidos blandos externos a la caja torácica, se empleó una proporción de 1 onza de gelatina en polvo tipo 250-A por cada 9 onzas de agua. El agua fue calentada hasta alcanzar una temperatura de 40 °C; posteriormente, se añadió el polvo de gelatina y la mezcla fue agitada durante 20 minutos, hasta lograr la completa disolución de los grumos.

Posteriormente, el gel balístico fue vertido dentro de la caja de acrílico que contenía las estructuras anatómicas previamente ensambladas. El vertido se realizó de manera secuencial, en capas. Esto se debió a que se observó desplazamiento en las estructuras pulmonares, las cuales tendían a flotar durante el vertido del gel, comprometiendo su posición anatómica dentro del contenedor. La primera capa ocupó aproximadamente un tercio del volumen del contenedor y logró cubrir parcialmente los pulmones sin inducir flotación. Esta capa fue dejada en reposo durante 12 horas antes de proceder con la aplicación de la siguiente. En total, se vertieron tres capas adicionales, cada una con un periodo de reposo de 12 horas, hasta completar el relleno del contenedor.

El volumen total de la caja reposó durante un tiempo de 72 horas. Posterior al tiempo de secado se colocó la tapa final que sellaría el contenedor. Se emplearon 115 onzas de polvo de gelatina 250 – A y 1035 onzas de agua para el llenado completo de la caja acrílico. El peso total del prototipo final fue de 78 lbs.

Durante el traslado del prototipo para la realización del escaneo final hacia el tomógrafo del Hospital Mario Catarino Rivas, se observó un leve desprendimiento del gel en las paredes del contenedor, atribuido a las vibraciones y movimientos inherentes al proceso de transporte. Este fenómeno generó la formación de burbujas de aire en el interior del contenedor, las cuales se encuentran visibles en las imágenes obtenidas durante el estudio tomográfico.

## **5.6 MEDICIONES DE VALORES UH EN ESTRUCTURAS DE REFERENCIA**

Los valores de las estructuras anatómicas del paciente y del fantoma de referencia se obtuvieron mediante el mismo procedimiento aplicado a las piezas impresas en 3D. Para ello, se cargó el archivo DICOM de la tomografía del paciente en 3D Slicer, y mediante la colocación de puntos de muestra se extrajeron los valores correspondientes (*Anexo 17 – 20*).

Posteriormente se realizó una comparativa a través de estadística descriptiva en la cual se evaluaron cada una de las estructuras anatómicas fabricadas en sus tres vistas anatómicas correspondientes. Esta comparación se realizó utilizando el estudio de tomografía del paciente, el del modelo fabricado y el estudio de un fantoma comercial.

La primera comparativa se realizó con las vistas axiales de las estructuras pulmonares de cada uno de los estudios. Las cuales estaban compuestas de 30 datos cada una (*Tabla 20*).

**Tabla 20 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en pulmones en vista axial.**

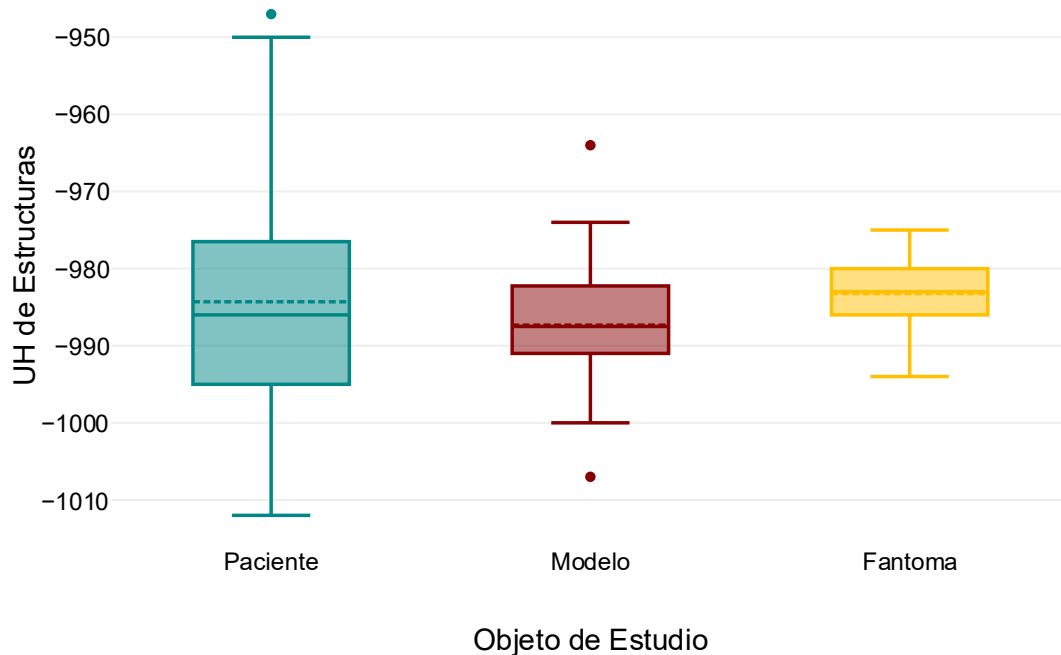
	<b>Paciente</b>	<b>Modelo</b>	<b>Fantoma Comercial</b>
<b>Frecuencia</b>	30	30	30
<b>Valor medio</b>	-984.3	-987.33	-983.23
<b>Mediana</b>	-986	-987.5	-983
<b>Moda</b>	-996	-989	-983
<b>Desviación típica</b>	15.14	8.18	4.85
<b>Varianza</b>	229.11	66.85	23.5
<b>Mínimo</b>	-1012	-1007	-994
<b>Máximo</b>	-947	-964	-975
<b>Cuartil 1</b>	-995	-991	-986
<b>Cuartil 2</b>	-986	-987.5	-983
<b>Cuartil 3</b>	-976.5	-982.25	-980
<b>Asimetría</b>	0.64	0.28	-0.48
<b>Curtosis</b>	0.54	1.84	-0.27

Fuente: Elaboración propia.

Se apreció que cada uno de los objetos de estudio presentó valores cercanos entre sí; basándose en las medidas de tendencia central, se observó que estos valores comúnmente se encontraban entre -983 y -987. Se debe destacar que el fantoma comercial posee los valores más cercanos entre las medidas de tendencia central, aproximándose todos a un valor de -983. El estudio del paciente es el que representa una mayor variabilidad y dispersión (*Ilustración 22*). El modelo en comparación es menos variable, sin embargo, los valores más homogéneos los presenta el estudio del fantoma comercial con la menor desviación y varianza. Lo que indica que su comportamiento es menos variable y más controlado.

Así mismo el fantoma comercial cuenta con un rango de valores más reducido, lo que reafirma su homogeneidad. En cambio, el paciente presentó el rango más amplio entre los

tres estudios. El modelo desarrollado se encuentra en el medio de ambos comportamientos, siendo menos variable que el paciente, pero mayor que el fantoma comercial. Adicionalmente en el diagrama de caja se puede apreciar que el modelo presenta dos valores atípicos representados por los dos puntos separados de los bigotes de la caja. Estos valores podrían indicar un error en las mediciones o puntos en los que el valor medido pudo ser afectado por otro tipo de tejido.



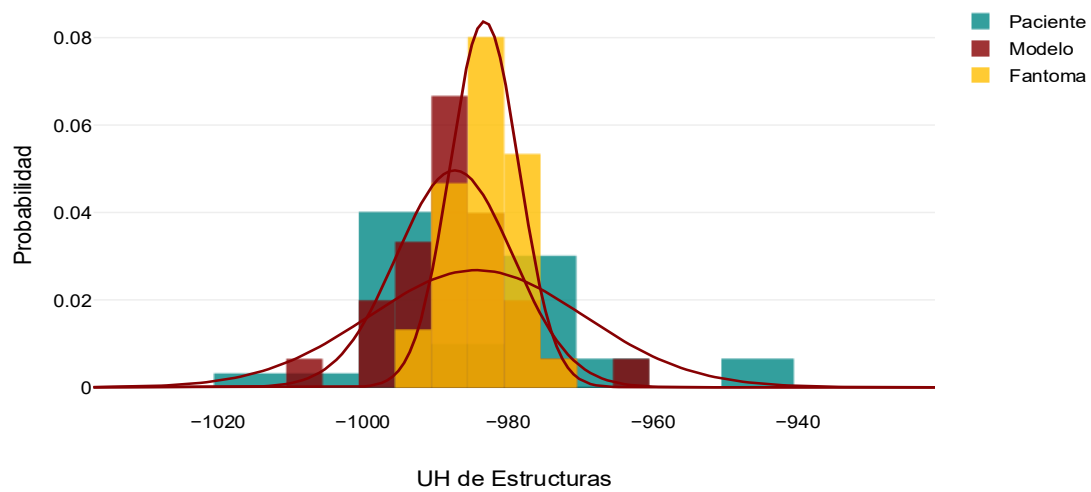
**Ilustración 22 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras pulmonares por grupo experimental (vista axial).**

Fuente: Elaboración propia.

Con respecto a la asimetría, el paciente presentó un valor de ( $\gamma_1=0.64$ ) lo que resultó en una asimetría ligeramente positiva ( $\gamma_1 > 0$ ), indicando que para la vista axial de las estructuras pulmonares pertenecientes al paciente existen valores extremos que son más altos que la media. La asimetría del modelo es similar, pero menos pronunciada, con un valor de ( $\gamma_1=0.28$ ). En el caso del fantoma comercial la asimetría se vuelve negativa ( $\gamma_1 < 0$ ), con un valor de ( $\gamma_1=-0.48$ ) (Ilustración 23).

La curtosis del modelo presentó una condición leptocúrtica ( $k > 0$ ), con un valor de ( $k=1.84$ ). Lo que nos permite concluir que el modelo posee más valores concentrados alrededor de la media indicando una menor dispersión de los datos. La curva de distribución normal del paciente es casi mesocúrtica ( $k = 0$ ) ya que el valor que presenta es de ( $k = 0.54$ ).

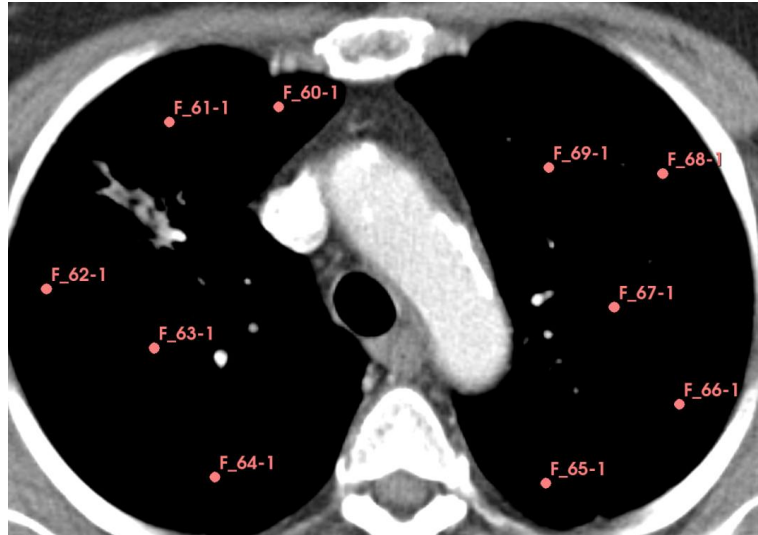
Mientras que la curtosis del fantoma comercial tiene una distribución más plana o platicúrtica ( $k < 0$ ) presentando un valor de ( $k=-0.27$ ).



**Ilustración 23 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras pulmonares por grupo experimental (vista axial).**

Fuente: Elaboración propia.

El análisis estadístico de las estructuras pulmonares de los tres objetos de estudio permite resaltar una variabilidad pulmonar mayor en los datos del paciente, lo que es completamente esperable. El fantoma comercial reproduce el valor medio esperado bastante bien, entregando una menor dispersión y variabilidad, lo que le brinda una mayor utilidad en estudios que requieren repetitividad. Por último, el modelo del prototipo desarrollado se encuentra entre el comportamiento de los dos objetos de estudio mencionados, destacando la búsqueda de la variabilidad biológica manteniendo un control experimental. Los datos obtenidos fueron tomados de todos los estudios como se muestra a continuación (*Ilustración 24*).



**Ilustración 24 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de los pulmones del paciente.**

Fuente: Elaboración Propia.

Posteriormente se realizó el análisis de las estructuras pulmonares para la vista coronal de los tres objetos de estudio. De la misma forma se evaluaron 30 datos de cada estudio (Tabla 21).

**Tabla 21 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en pulmones en vista coronal.**

	<b>Paciente</b>	<b>Modelo</b>	<b>Fantoma Comercial</b>
<b>Frecuencia</b>	30	30	30
<b>Valor medio</b>	-985.93	-987.9	-982.73
<b>Mediana</b>	-985.5	-987.5	-983
<b>Moda</b>	-976	-983	-990
<b>Desviación típica</b>	20.33	6.18	6.81
<b>Varianza</b>	413.31	38.23	46.41
<b>Mínimo</b>	-1024	-1003	-995
<b>Máximo</b>	-912	-980	-971
<b>Cuartil 1</b>	-995	-992	-987.75
<b>Cuartil 2</b>	-985.5	-987.5	-983
<b>Cuartil 3</b>	-976	-983	-977.25
<b>Asimetría</b>	1.23	-0.7	-0.06
<b>Curtosis</b>	5.35	-0.17	-0.93

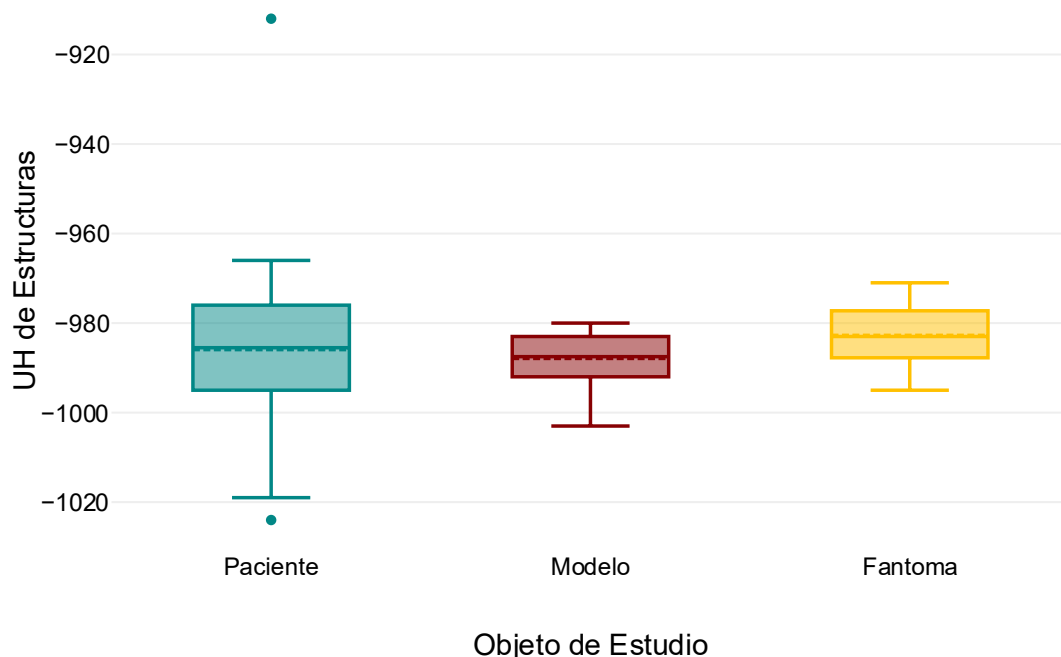
Fuente: Elaboración propia.

Existe una mayor diferencia entre el valor de las medias de cada uno de los objetos de estudio en la vista coronal en comparación con las medias de la vista axial. Se puede apreciar el mismo efecto en el valor de las medianas. El fantoma comercial posee valores medios mayores lo que puede indicar una menor densidad del aire simulada.

El paciente presentó un valor de la moda bastante alejado de la media lo que indicó heterogeneidad en sus valores. Al igual que en la vista axial, el paciente tiene los valores de variación y desviación típica más altos entre los tres casos, posiblemente provocado por los factores biológicos. El modelo desarrollado y el fantoma comercial presentaron un valor de desviación típica bastante similar, una varianza no muy alejada entre sí en comparación a la del paciente, lo que indica un mayor control y consistencia.

Las medianas de cada estudio se encontraron sumamente cerca de los valores medios, presentando una diferencia menor a la unidad. Este comportamiento indicó que existe simetría en la distribución de los datos. El sesgo de cada una de las gráficas se determina más adelante al evaluar el valor de la asimetría en cada uno de los casos.

En esta vista anatómica el paciente presentó dos valores atípicos en cada uno de los extremos de los bigotes de la caja. El valor más atípico (-912) se puede apreciar en la parte superior del gráfico. A diferencia de la vista axial, el modelo desarrollado no presentó valores atípicos en esta vista. El fantoma comercial mantiene la característica de no presentar valores atípicos (*Ilustración 25*).



**Ilustración 25 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras pulmonares por grupo experimental (vista coronal).**

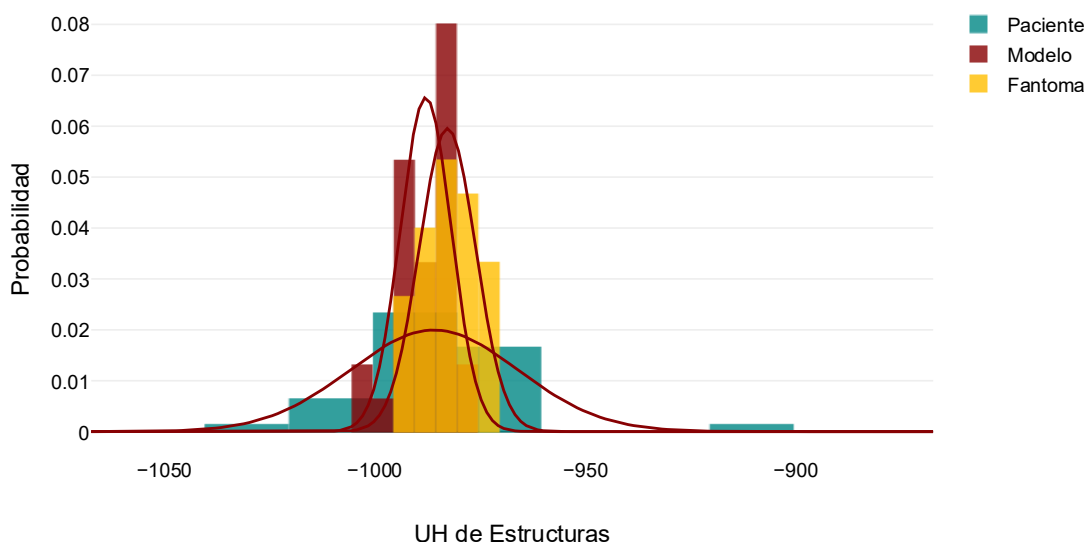
Fuente: Elaboración propia.

La asimetría presentada en el paciente sigue siendo positiva pero mayor para la vista coronal ( $\gamma_1 = 1.23$ ). Este valor indica una cola larga hacia valores menos densos, que puede ser

provocado por zonas con un mayor contenido de aire o con menor densidad de tejido anatómico. El modelo desarrollado presenta un valor de asimetría negativo ( $\gamma_1 = -0.7$ ) indicador de valores bajos extremos. El valor del fantoma comercial para la vista coronal ( $\gamma_1 = -0.06$ ) es casi asimétrico, valor que es mayor en la vista axial.

La curtosis presentada por el paciente es bastante alta ( $k=5.35$ ) lo cual la hace leptocúrtica, presentando valores más concentrados en el centro de la curva y solo algunos valores extremos. En el modelo desarrollado y en el fantoma comercial ambos valores de curtosis fueron menores a cero ( $k=-0.17$  y  $k=-0.93$  respectivamente), presentando distribuciones platicúrticas es decir distribuciones más planas. En esta vista el valor de la curtosis del modelo es menor en comparación a la vista axial, mientras que el valor de curtosis para el fantoma comercial sigue presentando el mismo tipo de curtosis que en la vista axial, pero más pronunciada en la vista coronal (*Ilustración 26*).

Para la vista coronal el fantoma comercial reproduce una mejor asimetría y tiene una menor dispersión. En cambio, el comportamiento de los datos del modelo desarrollado sugiere la búsqueda de la variabilidad del paciente, pero reduciendo su variabilidad, como en la vista axial.



**Ilustración 26 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras pulmonares por grupo experimental (vista coronal).**

Fuente: Elaboración propia.

Por último, se realizó la evaluación de los datos presentados en la vista sagital de las estructuras pulmonares para cada uno de los objetos de estudio. (*Tabla 22*)

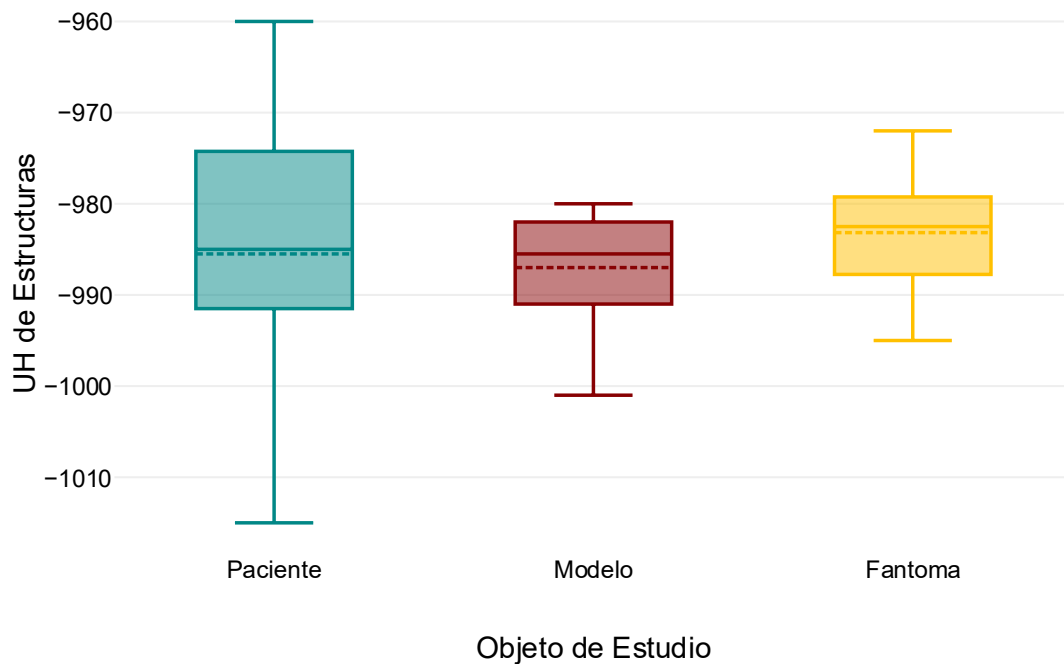
**Tabla 22 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en pulmones en vista sagital.**

	<b>Paciente</b>	<b>Modelo</b>	<b>Fantoma Comercial</b>
<b>Frecuencia</b>	30	30	30
<b>Valor medio</b>	-985.5	-987	-983.17
<b>Mediana</b>	-985	-985.5	-982.5
<b>Moda</b>	-990	-982	-980
<b>Desviación típica</b>	14.85	6.05	6.31
<b>Varianza</b>	220.6	36.62	39.87
<b>Mínimo</b>	-1015	-1001	-995
<b>Máximo</b>	-960	-980	-972
<b>Cuartil 1</b>	-991.5	-991	-987.75
<b>Cuartil 2</b>	-985	-985.5	-982.5
<b>Cuartil 3</b>	-974.25	-982	-979.25
<b>Asimetría</b>	-0.36	-0.8	-0.11
<b>Curtosis</b>	-0.35	-0.26	-0.77

Fuente: Elaboración propia.

En la vista sagital las medidas de tendencia central presentaron valores muy similares a los valores de la vista coronal. De la misma forma los valores medios de cada objeto de estudio se encontraron muy cercanos al valor de la mediana. Lo que indicó una distribución simétrica posible más destacable en el paciente y en el fantoma comercial. La moda del paciente fue más baja que los valores de la media y mediana.

De la misma forma que en las vistas anteriores el paciente presenta una desviación típica mayor que los valores del modelo y del fantoma comercial. Dicho valor es 2.5 veces más variable que en el modelo y en el fantoma. Asociado a factores biológicos y también a la diversidad tisular en el paciente. Con respecto a la varianza presentada en la vista sagital se mantuvo un valor el elevado para el paciente en comparación con los valores presentados por el modelo y el fantoma comercial. Los valores de varianza para los últimos dos estudios se encontraron cercanos entre sí, con una diferencia no mayor a 4 UH. No se presentó ningún valor atípico en el grafico de caja de los tres estudios. Sin embargo, los valores del paciente muestran una mayor dispersión con valores extremos más acusados (*Ilustración 27*).



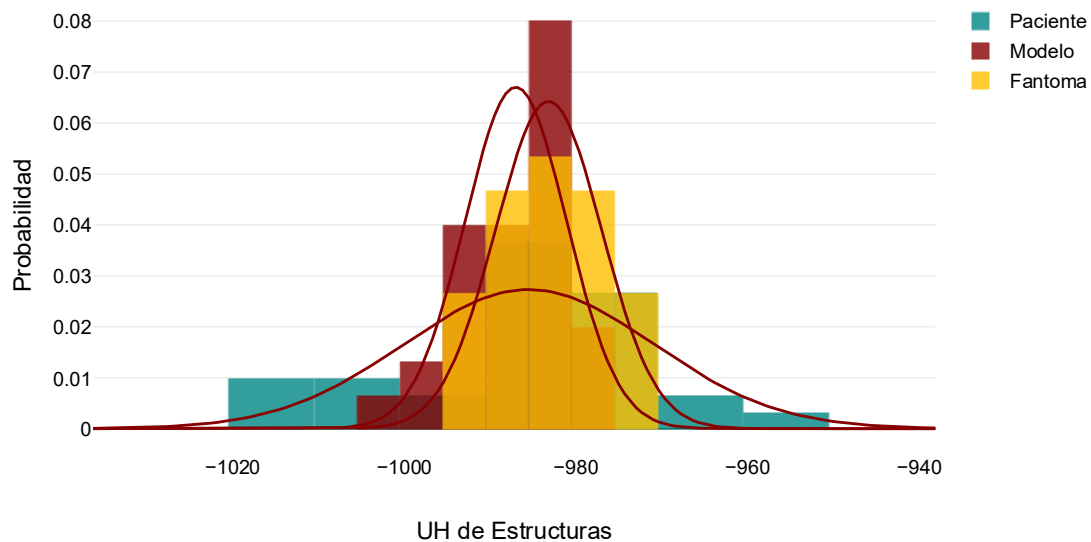
**Ilustración 27 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras pulmonares por grupo experimental (vista sagital).**

Fuente: Elaboración propia.

La asimetría presentada por el paciente cambió su naturaleza en esta vista con un valor de  $\gamma_1 = -0.36$ , presentando una ligera asimetría hacia la izquierda. Este valor se mantuvo positivo en las dos vistas anteriores. En el caso del modelo y del fantoma la asimetría presentada en la vista sagital mantiene la naturaleza de la vista anterior teniendo valores negativos ( $\gamma_1 = -0.8$  y  $\gamma_1 = -0.11$  respectivamente). En el caso del modelo solo la vista axial presentó valores de asimetría positivos, mientras que el fantoma comercial en las tres vistas anatómicas de las estructuras pulmonares presentó una asimetría hacia la izquierda y en esta última vista es donde presenta el valor más cercano a la simetría.

Al igual que la asimetría, la curtosis para la vista sagital en los tres estudios presentó valores negativos por lo que su naturaleza es platicúrtica para todos los casos. El fantoma presenta el menor valor de curtosis ( $k = -0.77$ ) lo que lo hace destacar por un aplanamiento significativo, indicando una menor concentración de datos cerca de la media. Los valores de curtosis del paciente y del modelo fueron de  $k = -0.35$  y  $k = -0.26$ , los cuales se encuentran más cercanos entre sí en comparación al valor del fantoma comercial. Estos dos estudios presentan valores más cercanos a la media que el fantoma comercial (*Ilustración 28*).

Al igual que en las vistas anteriores el paciente presentó los valores más altos de variabilidad y dispersión de los datos, con valores extremos bastante amplios. Tanto el modelo como el fantoma comercial demostraron ser más homogéneos estadísticamente que el paciente. El fantoma comercial es el que poseyó los valores más estables, haciéndolo ideal para su uso en calibraciones.



**Ilustración 28 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras pulmonares por grupo experimental (vista sagital).**

Fuente: Elaboración propia.

Posterior al análisis de las tres vistas anatómicas de las estructuras pulmonares se procedió a realizar el análisis de la estructura cardíaca en cada uno de los objetos de estudio, en las vistas correspondientes. Se compararon 30 datos por vista, comenzando por la vista axial (Tabla 23).

**Tabla 23 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en corazón en vista axial.**

	Paciente	Modelo	Fantoma Comercial
<b>Frecuencia</b>	30	30	30
<b>Valor medio</b>	103.1	97.5	102.53
<b>Mediana</b>	105.5	97	103.5
<b>Moda</b>	90	92	81
<b>Desviación típica</b>	11.68	7.2	12.1
<b>Varianza</b>	136.51	51.78	146.46
<b>Mínimo</b>	81	82	81
<b>Máximo</b>	121	111	120
<b>Cuartil 1</b>	91.75	92	92.25
<b>Cuartil 2</b>	105.5	97	103.5

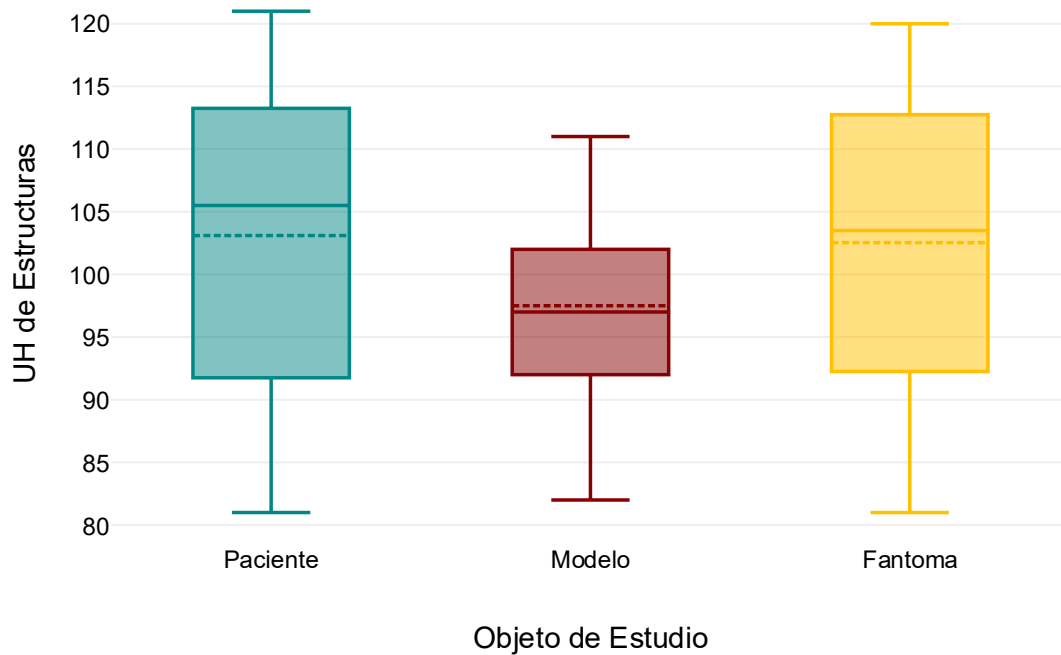
<b>Cuartil 3</b>	113.25	102	112.75
<b>Asimetría</b>	-0.19	-0.11	-0.28
<b>Curtosis</b>	-1.12	-0.33	-1.19

Fuente: Elaboración propia.

Los valores medios de la vista axial del corazón presentaron una variación ligera con respecto a los valores de las estructuras pulmonares, debido a que la media del paciente (103.7 UH) y fantoma (102.53 UH) fueron mayores al valor medio del modelo (97.5 UH). Los valores medios y medianas de cada uno de los estudios estuvieron muy cercanos entre sí. Para el paciente la diferencia entre estos dos valores es de 2.4 UH, en el modelo es de 0.5 UH y el para el fantoma la diferencia es de 0.97 UH. Esta cercanía sugiere distribuciones relativamente simétricas de los datos. En los tres casos el valor de la moda de los estudios es inferior con una diferencia muy notable lo que podría interpretarse como presencia de valores atípicos en la cola izquierda.

Al igual que en los análisis de las estructuras pulmonares, el paciente y el fantoma comercial presentaron mayor desviación típica (11.68 UH y 12.1 UH), siendo 1.7 veces superior al modelo (7.2 UH). Sin embargo, estos valores de desviación típica son mucho más inferiores que los que se presentaron en las tres vistas de las estructuras pulmonares. La variabilidad se puede ver reflejada en los valores de la varianza en la cual el fantoma comercial se acredita el mayor valor (fantoma 146.46 > paciente 136.51 > modelo 51.78).

El estudio del paciente presentó la mayor dispersión de datos, gráficamente se puede apreciar la representación a través del diagrama de caja. Los datos del fantoma comercial presentan un comportamiento similar, pero con una diferencia mínima. En la vista axial de las estructuras cardiacas es el modelo que presenta una mayor concentración de datos. El IQR (Q3-Q1) revela que el 50% central de datos es más compacto en el modelo (10 UH) que en el paciente (21.5 UH) o en el fantoma (20.5 UH) (Ilustración 29).

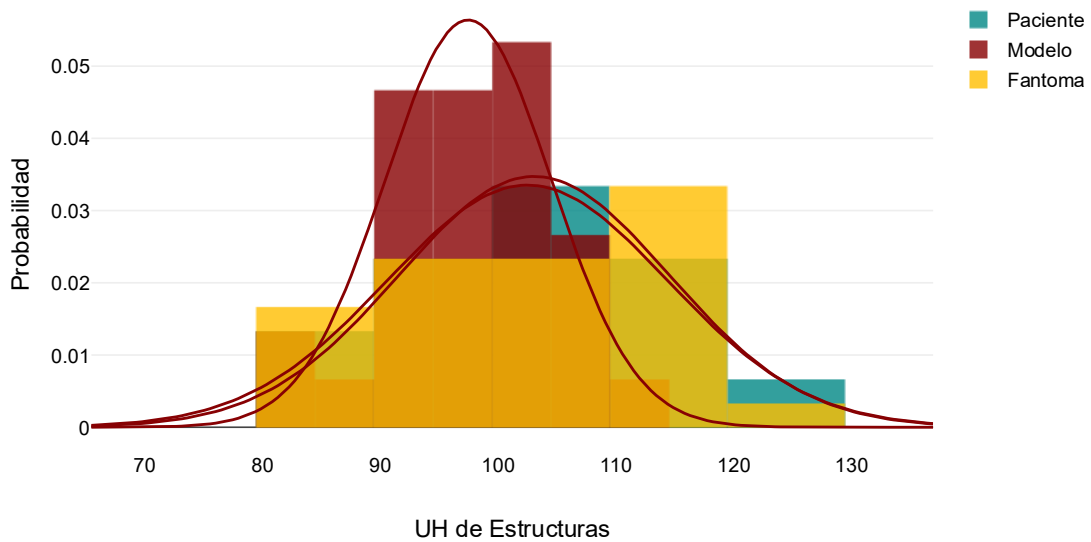


**Ilustración 29 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en la estructura cardiaca por grupo experimental (vista axial).**

Fuente: Elaboración propia.

Todos los grupos presentan una asimetría hacia la izquierda ( $\gamma_1 < 0$ ), la cual estuvo más pronunciada en el fantoma ( $\gamma_1 = -0.28$ ) que en el paciente ( $\gamma_1 = -0.19$ ) o en el modelo ( $\gamma_1 = -0.11$ ). Cabe resaltar que estos valores de asimetría se encuentran muy cercanos a un comportamiento simétrico. Esto confirma la presencia de valores bajos atípicos sugerida por la moda.

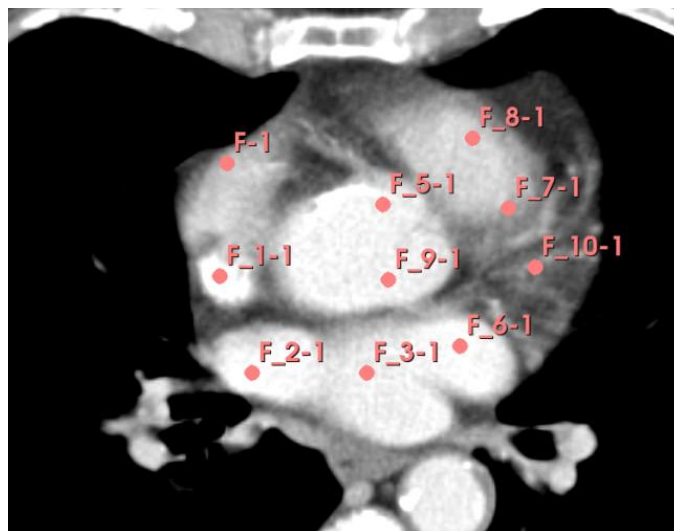
Las curtosis para cada uno de los objetos de estudios presentaron un comportamiento marcadamente platicúrticas ( $k < 0$ ), especialmente en el paciente ( $k = -1.12$ ) y el fantoma comercial ( $k = -1.19$ ), indicando aplanamiento extremo y datos dispersos. El modelo desarrollado presentó un valor ( $k = -0.33$ ) lo que mantiene cierta concentración central de los datos. (Ilustración 30)



**Ilustración 30 - Histograma de unidades Hounsfield en la estructura cardíaca por grupo experimental (vista axial).**

Fuente: Elaboración propia.

El modelo presentó una menor variabilidad y distribución más compacta lo que podría ser un indicativo para su uso como referencia controlada. En los casos del paciente y del fantoma comercial, presentaron dispersiones similares, lo que refleja la heterogeneidad de los tejidos biológicos. Los puntos de muestra en el estudio del paciente fueron tomados en las áreas señalada. (*Ilustración 31*).



**Ilustración 31 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial del corazón del paciente.**

Fuente: Elaboración Propia.

Posteriormente se realizó el análisis de las estructuras cardíacas para la vista coronal de los tres objetos de estudio. De la misma forma se evaluaron 30 datos de cada estudio (Tabla 24).

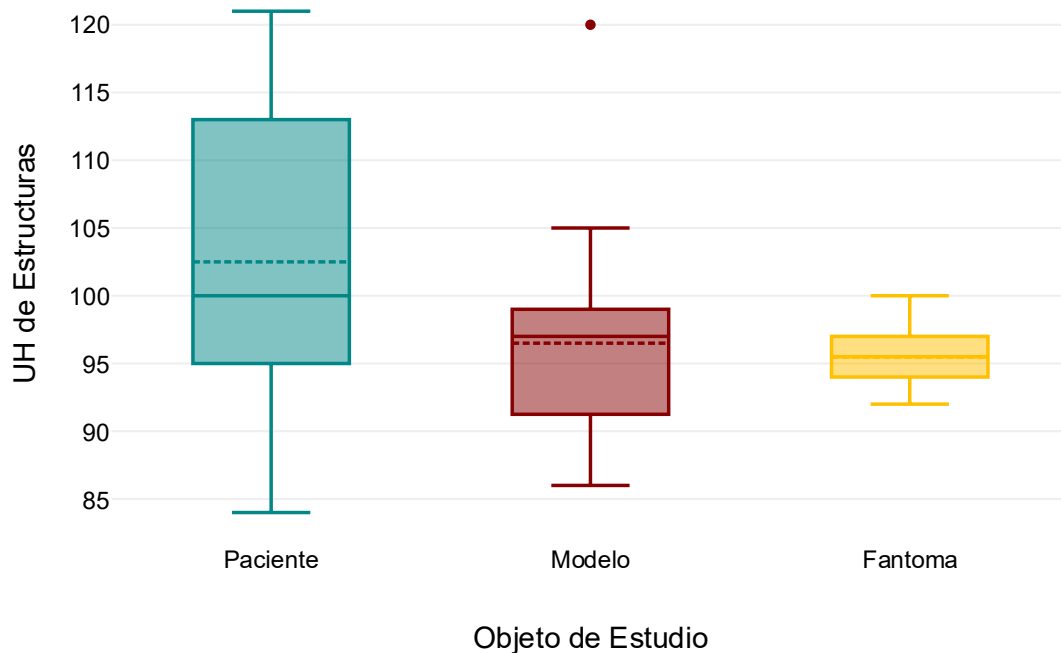
**Tabla 24 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en corazón en vista coronal.**

	<b>Paciente</b>	<b>Modelo</b>	<b>Fantoma Comercial</b>
<b>Frecuencia</b>	30	30	30
<b>Valor medio</b>	102.5	96.5	95.47
<b>Mediana</b>	100	97	95.5
<b>Moda</b>	95	97	96
<b>Desviación típica</b>	11.74	6.91	2.24
<b>Varianza</b>	137.84	47.78	5.02
<b>Mínimo</b>	84	86	92
<b>Máximo</b>	121	120	100
<b>Cuartil 1</b>	95	91.25	94
<b>Cuartil 2</b>	100	97	95.5
<b>Cuartil 3</b>	113	99	97
<b>Asimetría</b>	0.11	1.22	0.16
<b>Curtosis</b>	-1.21	3.26	-0.84

Fuente: Elaboración propia.

En la vista coronal de la estructura cardíaca los valores medios mostraron una distribución diferenciada entre los objetos de estudio. El paciente presenta el valor medio más elevado (102.5 UH), seguido por el modelo (96.5 UH) y por último el fantoma comercial (95.47 UH). La cercanía entre la media y la mediana en el modelo y el fantoma indica distribuciones simétricas en los datos, mientras que en el paciente se observó una mínima diferencia entre media (102.5 UH) y mediana (100 UH). La moda se alinea estrechamente con la mediana en modelo (97 UH) y fantoma (96 UH), pero en el paciente (95 UH) fue 5 unidades inferior a la media, lo que sugiere una posible influencia de valores bajos en este grupo de datos.

El valor de la desviación típica en el paciente tuvo un valor similar a los de la vista axial al igual que el modelo. La desviación típica disminuyó considerablemente con respecto al valor de la vista axial con una diferencia de casi 10 unidades. La varianza del paciente obtuvo el valor más elevado de este grupo (137.84 UH), esta característica concuerda con las de los valores de los pulmones del paciente, atribuida a factores biológicos o tisulares. El paciente mantuvo la mayor dispersión general, evidenciada en su amplio rango. El comportamiento de la varianza del modelo se encuentra en medio de los valores del paciente y del fantoma comercial. A diferencia de la vista axial, en la vista coronal se hace presente un valor atípico en el gráfico de caja correspondiente al modelo (Ilustración 32).



**Ilustración 32 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en la estructura cardíaca por grupo experimental (vista coronal).**

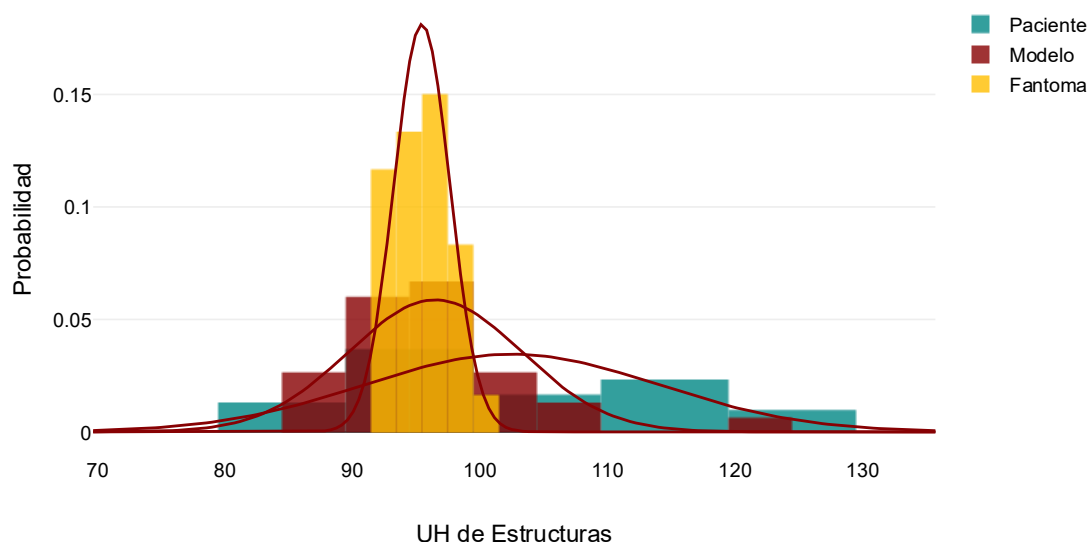
Fuente: Elaboración propia.

Con respecto a la asimetría de la vista coronal de la estructura cardíaca, sufrió un cambio radical al presentar valores únicamente positivos, la cual está marcada especialmente en el modelo desarrollado. Esto es indicativo de una cola derecha extendida con valores atípicos, lo cual se confirma en el gráfico de caja.

La curtosis del modelo muestra una distribución leptocúrtica ( $k=3.26$ ). Esta combinación en el modelo, alta asimetría positiva y curtosis elevada sugiere concentración de valores bajos con presencia de valores altos dispersos. Mientras que el paciente ( $k=-1.21$ ) y el fantoma ( $k=-0.84$ ) mantuvieron formas platicúrticas (*Ilustración 33*).

La distribución de los datos en la vista coronal se presentó más concentrada que en la vista axial, con notable diferencia. El paciente conservó la misma característica de distribución que en la vista anterior. El modelo sufrió una leve concentración en comparación con la vista axial. El fantoma comercial demuestra una alta consistencia en esta vista, con mínima variabilidad y distribución compacta. El paciente mantuvo su patrón de mayor dispersión,

mientras el modelo presentó un comportamiento singular con fuerte asimetría positiva y curtosis elevada, posiblemente asociado a heterogeneidad en la composición tisular simulada.



**Ilustración 33 - Histograma de unidades Hounsfield en la estructura cardíaca por grupo experimental (vista coronal).**

Fuente: Elaboración propia.

Por último, se analizó la vista sagital de la estructura cardíaca para cada uno de los objetos de estudio, de los cuales se obtuvieron 30 muestras cada uno. El análisis inició con las medidas de tendencia central, continua con la dispersión de los datos y finaliza con el análisis de la asimetría y curtosis de la distribución de los datos (*Tabla 25*).

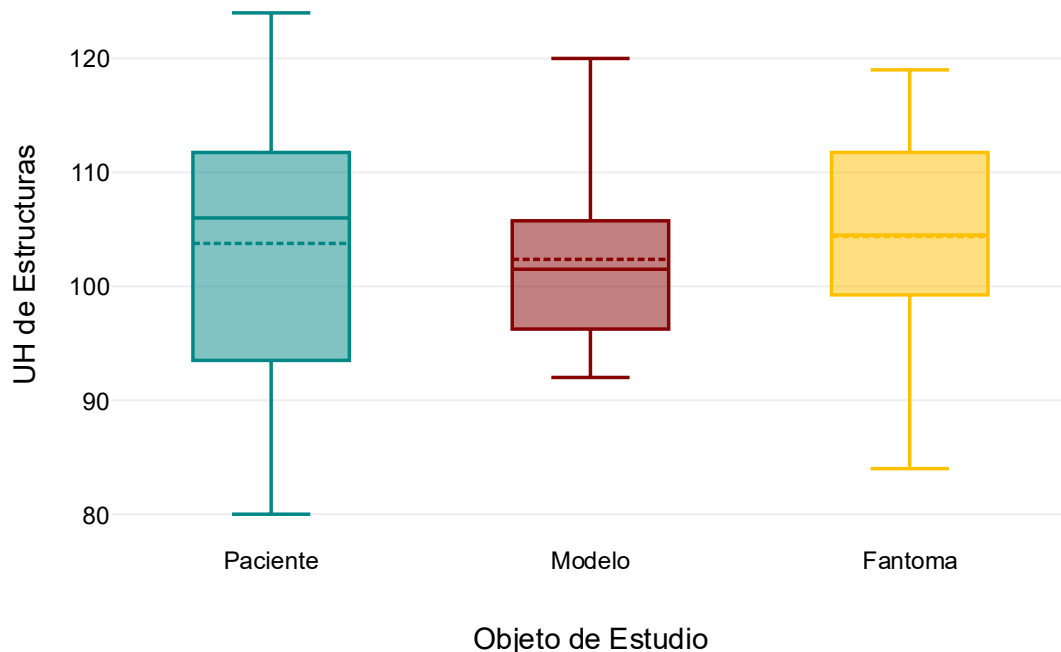
**Tabla 25 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en corazón en vista sagital.**

	Paciente	Modelo	Fantoma Comercial
<b>Frecuencia</b>	30	30	30
<b>Valor medio</b>	103.77	102.37	104.37
<b>Mediana</b>	106	101.5	104.5
<b>Moda</b>	93	95	101
<b>Desviación típica</b>	11	7.75	9.5
<b>Varianza</b>	121.01	60.03	90.31
<b>Mínimo</b>	80	92	84
<b>Máximo</b>	124	120	119
<b>Cuartil 1</b>	93.5	96.25	99.25
<b>Cuartil 2</b>	106	101.5	104.5
<b>Cuartil 3</b>	111.75	105.75	111.75
<b>Asimetría</b>	-0.33	0.88	-0.42
<b>Curtosis</b>	-0.72	0	-0.49

Fuente: Elaboración propia.

En la vista sagital del corazón, se observó una convergencia destacable en los valores medios de los grupos, el fantoma comercial registra el valor más alto (104.37 UH), seguido por el paciente (103.77 UH) y el modelo (102.37 UH). La mediana muestra un comportamiento similar, siendo el paciente (106 UH) quien presenta el valor más elevado. Se observó que la moda del paciente (93 UH) fue considerablemente inferior a la media y la mediana, un comportamiento que también se replicó en el modelo. Este patrón sugirió la posible presencia de valores atípicos bajos o una distribución multimodal en los datos analizados. Solo el fantoma mantuvo una relación cercana entre moda y mediana.

En la vista sagital los datos del fantoma se encontraron más dispersos con respecto a la vista coronal, el modelo presentó un comportamiento similar en las tres vistas anatómicas, al igual que el paciente. El paciente presentó una mayor varianza y dispersión típica en comparación al modelo y al fantoma comercial. El modelo conservó su característica de homogeneidad. El IQR revela que el 50% central de datos es más compacto en modelo (9.5 UH) que en el paciente (18.25 UH) o el fantoma (12.5 UH) (Ilustración 34).



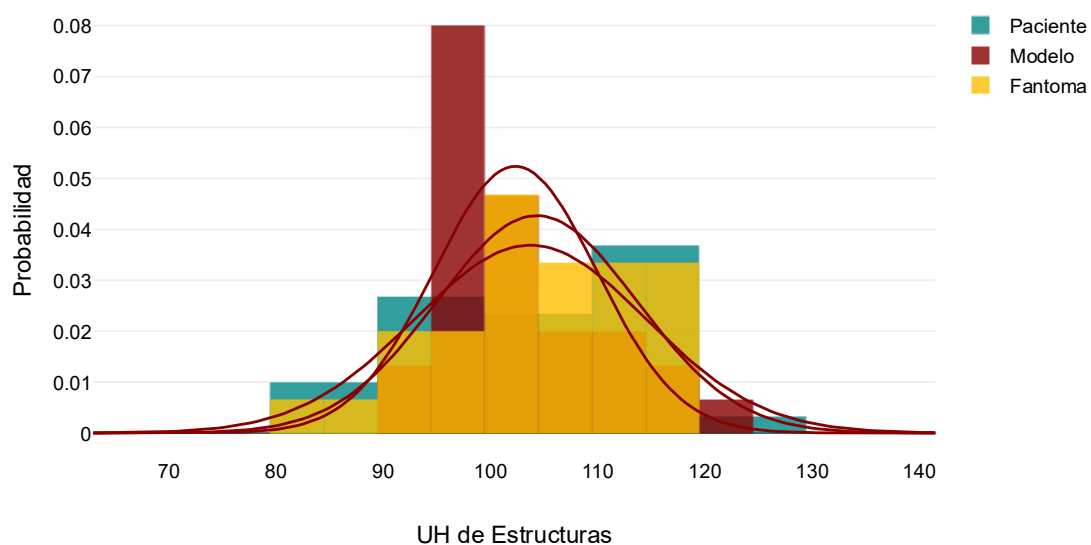
**Ilustración 34 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en la estructura cardíaca por grupo experimental (vista sagital).**

Fuente: Elaboración propia.

La simetría presentada por el paciente ( $\gamma_1 = -0.33$ ) y el fantoma ( $\gamma_1 = -0.42$ ) indicaron una asimetría hacia la izquierda en ambos casos. Mientras que el modelo tiene una marcada asimetría hacia la derecha ( $\gamma_1 = 0.88$ ). El modelo mantuvo su asimetría a la derecha al igual que en la vista coronal. En el caso del paciente y del fantoma comercial presentan una asimetría hacia la izquierda en las vistas sagital y axial, pero no en la coronal. En esta vista no se presentaron valores atípicos en los diagramas de caja.

La curtosis de los datos del paciente ( $k = -0.72$ ) indicaron un comportamiento platocúrtico, al igual que el valor del fantoma comercial ( $k = -0.49$ ). Mientras que el modelo presenta un comportamiento mesocúrtico ( $k = 0$ ) lo que indica una distribución normal (Ilustración 35).

El paciente muestra los valores extremos más amplios, posiblemente asociados a heterogeneidad tisular patológica. El modelo confirma su estabilidad métrica, pero con asimetría variable entre planos.



**Ilustración 35 - Histograma de unidades Hounsfield en la estructura cardíaca por grupo experimental (vista sagital).**

Fuente: Elaboración propia.

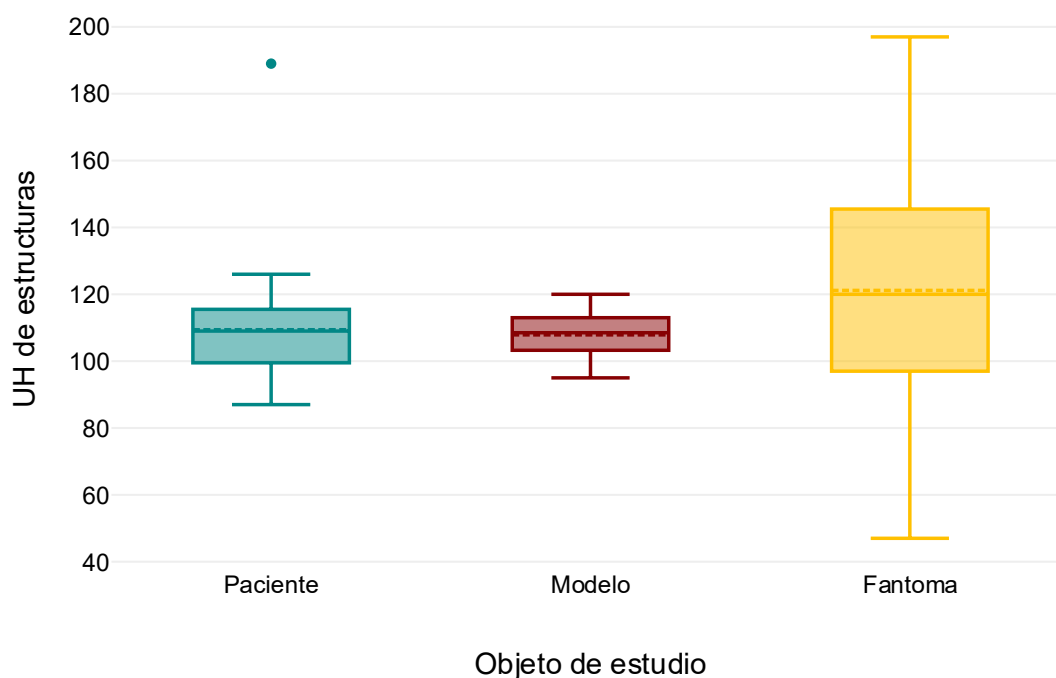
Siguiendo con las estructuras nodulares ubicadas en el pulmón izquierdo, en la vista axial los tres grupos presentan cifras cercanas al rango esperado para nódulos hiperdensos con respecto al valor medio (Tabla 26). La proximidad entre paciente y modelo representa una simulación altamente fidedigna.

**Tabla 26 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en nódulos pulmonares en vista axial.**

	Paciente	Modelo	Fantoma Comercial
<b>Frecuencia</b>	30	30	30
<b>Valor medio</b>	109.4	107.87	121.17
<b>Mediana</b>	109	108.5	120
<b>Moda</b>	104	107	120
<b>Desviación típica</b>	18.14	6.79	37.35
<b>Varianza</b>	338.94	46.05	1395.04
<b>Mínimo</b>	87	95	47
<b>Máximo</b>	189	12	197
<b>Cuartil 1</b>	99.5	103.25	97
<b>Cuartil 2</b>	109	108.5	120
<b>Cuartil 3</b>	115.5	113	145.5
<b>Asimetría</b>	2.77	-0.36	0.16
<b>Curtosis</b>	11.87	-0.81	-0.37

Fuente: Elaboración propia.

El paciente mostró una desviación de 18.14 UH y varianza de 338.94 UH, asociadas a la naturaleza fisiológicamente variable de los nódulos reales, que pueden presentar necrosis, calcificación parcial o contornos irregulares. El modelo desarrollado destacó por su baja desviación típica de apenas 6.79 UH y una varianza mínima de 46.05 UH (*Ilustración 36*).

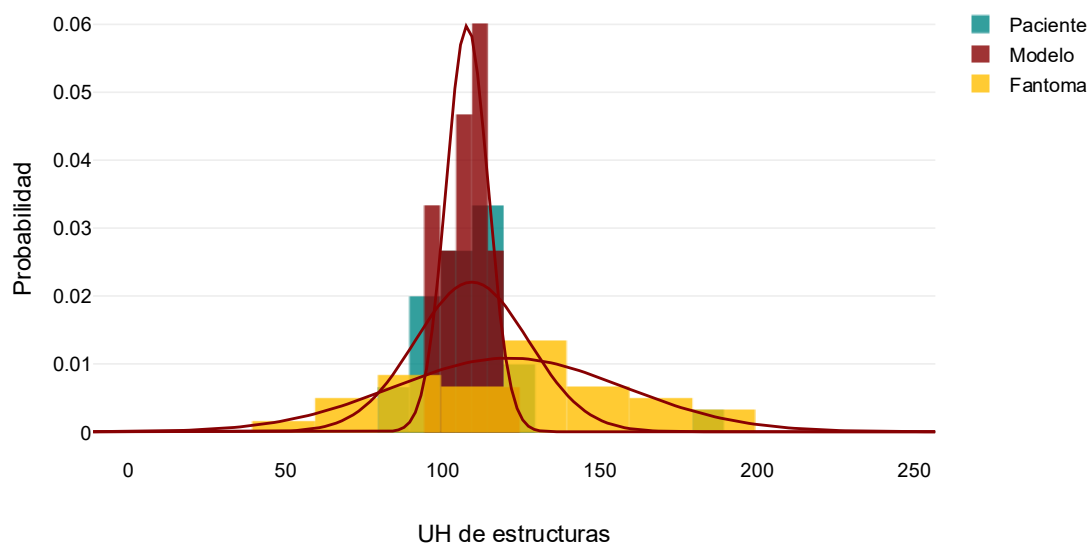


**Ilustración 36 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras nodulares por grupo experimental (vista axial).**

Fuente: Elaboración propia.

En el caso de la asimetría el paciente exhibe un valor positivo ( $\gamma_1=2.77$ ), reflejando una distribución altamente sesgada hacia la derecha. El modelo desarrollado presenta una asimetría negativa leve, indicando una ligera inclinación hacia valores más bajos. El fantoma comercial mostró una asimetría positiva de  $\gamma_1=0.16$ , relativamente leve.

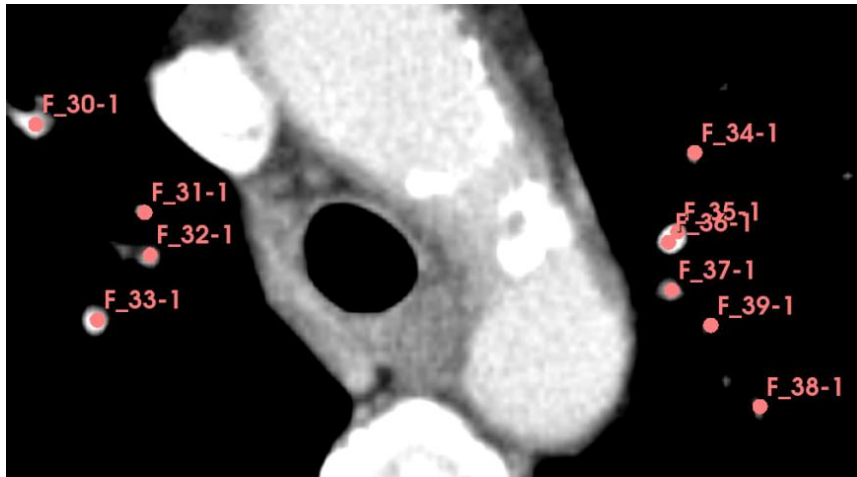
La curtosis en el paciente confirma una distribución leptocúrtica ( $k>0$ ) extrema. Este tipo de distribución sugiere picos anómalos, coherentes con la anatomía irregular de ciertas lesiones. En cambio, el modelo desarrollado tiene curtosis negativa ( $k<0$ ), indicativa de una distribución platicúrtica (*Ilustración 37*). El fantoma comercial se encuentra en un punto intermedio ( $k=-0.37$ ).



**Ilustración 37 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras nodulares por grupo experimental (vista axial).**

Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se muestran los puntos en los cuales fueron tomados los datos de los nódulos pulmonares en la tomografía del paciente (*Ilustración 38*).



**Ilustración 38 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de los nódulos pulmonares del paciente.**

Fuente: Elaboración Propia.

En la vista coronal, los valores medios observados fueron 106.27 UH para el paciente, 108.13 UH para el modelo desarrollado, y 111.07 UH para el fantoma comercial. Estas cifras indicaron una adecuada proximidad entre los tres escenarios. La moda en el paciente fue considerablemente menor. En contraste, el modelo y el fantoma presentaron modas cercanas a su mediana, demostrando una mayor concentración en torno al centro de la distribución (Tabla 27).

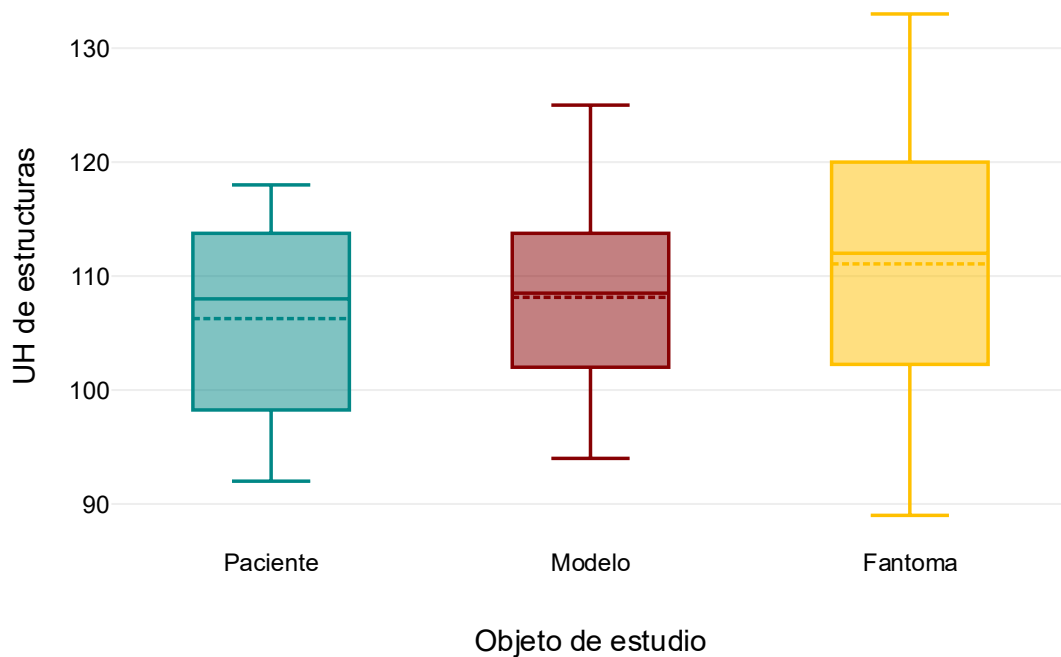
**Tabla 27 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en nódulos pulmonares en vista coronal.**

	<b>Paciente</b>	<b>Modelo</b>	<b>Fantoma Comercial</b>
<b>Frecuencia</b>	30	30	30
<b>Valor medio</b>	106.27	108.13	111.07
<b>Mediana</b>	108	108.5	112
<b>Moda</b>	96	100	120
<b>Desviación típica</b>	8.85	7.96	11.69
<b>Varianza</b>	78.41	63.29	136.69
<b>Mínimo</b>	92	94	89
<b>Máximo</b>	118	125	133
<b>Cuartil 1</b>	98.25	102	102.25
<b>Cuartil 2</b>	108	108.5	112
<b>Cuartil 3</b>	113.75	113.75	120
<b>Asimetría</b>	-0.28	0.21	-0.3
<b>Curtosis</b>	-1.44	-0.79	-0.87

Fuente: Elaboración propia.

La desviación estándar fue menor en el modelo desarrollado que en el paciente y el fantoma, mostrando que el modelo ofrece una mayor homogeneidad en la simulación de la densidad de los nódulos pulmonares debido a la configuración de fabricación a través de impresión en 3D.

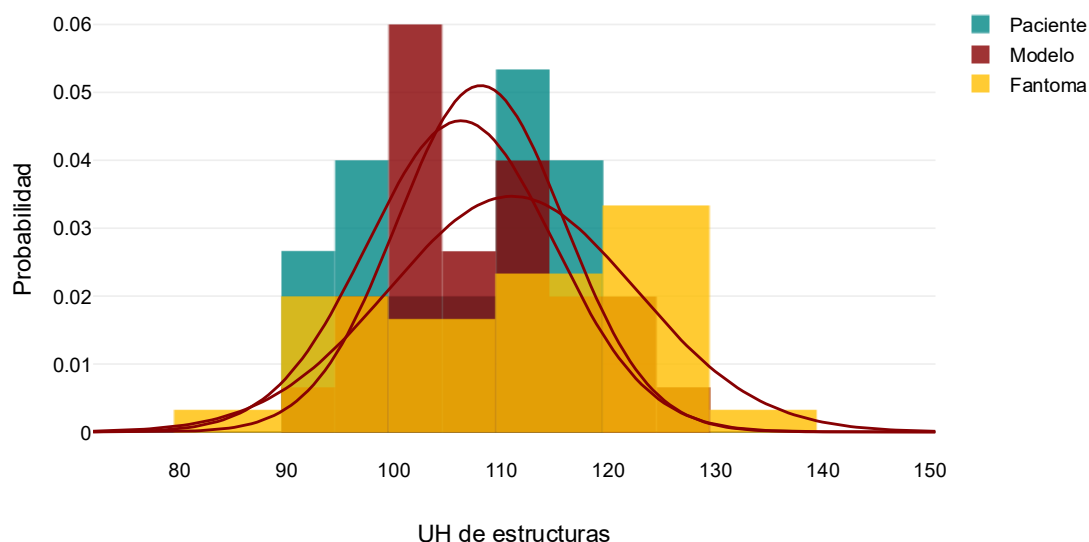
El rango absoluto de valores fue de 26 UH en el paciente, 31 UH en el modelo y 44 UH en el fantoma. Sin embargo, todos los grupos se mantuvieron dentro de un intervalo fisiológicamente plausible para nódulos pulmonares hiperdensos. En cuanto al comportamiento intercuartílico, fue de 15.5 UH para el paciente, 11.75 UH en el modelo y 17.75 UH en el fantoma (*Ilustración 39*).



**Ilustración 39 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras nodulares por grupo experimental (vista coronal).**

Fuente: Elaboración propia.

Las medidas de asimetría fueron todas cercanas a cero. Esto indica distribuciones aproximadamente simétricas, con una ligera inclinación negativa ( $\gamma_1 < 0$ ), en el paciente y el fantoma. En cuanto a la curtosis, todos los grupos mostraron valores negativos ( $k < 0$ ), observándose una distribución platicúrtica en todos los casos (*Ilustración 40*).



**Ilustración 40 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras nodulares por grupo experimental (vista coronal).**

Fuente: Elaboración propia.

Finalmente, en el análisis de la vista sagital de los nódulos pulmonares se encontró que el valor medio registrado fue de 104.47 UH en el paciente, 108.9 UH en el modelo y 110.57 UH en el fantoma comercial. La mediana sigue una tendencia de distribuciones centradas (*Tabla 28*).

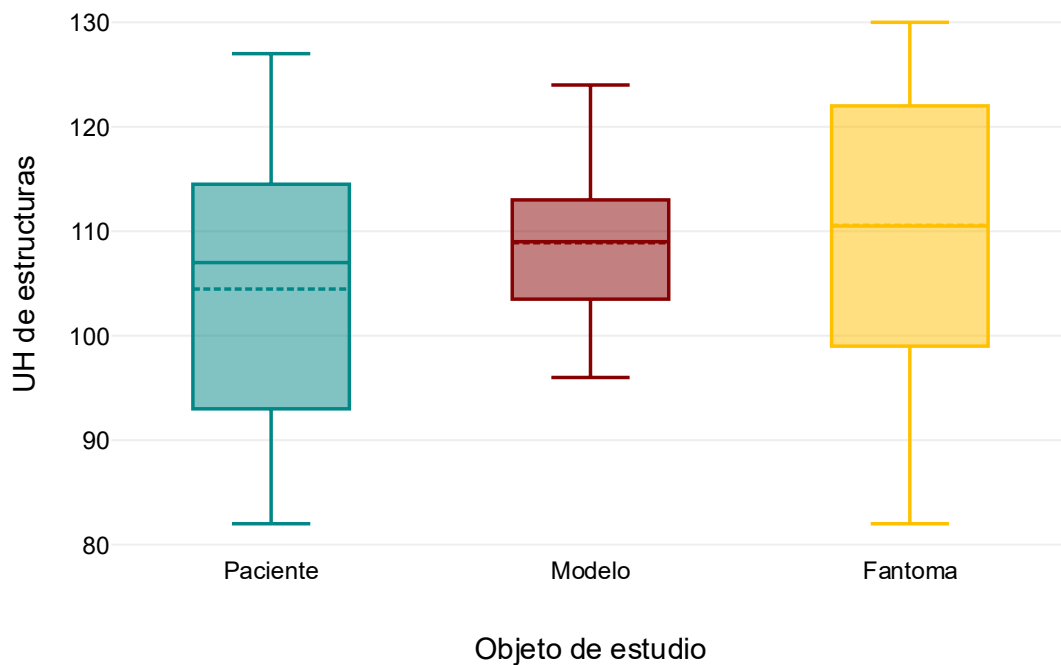
**Tabla 28 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en nódulos pulmonares en vista sagital.**

	<b>Paciente</b>	<b>Modelo</b>	<b>Fantoma Comercial</b>
<b>Frecuencia</b>	30	30	30
<b>Valor medio</b>	104.47	108.9	110.57
<b>Mediana</b>	107	109	110.5
<b>Moda</b>	112	103	130
<b>Desviación típica</b>	12.51	6.8	13.95
<b>Varianza</b>	156.46	46.3	194.67
<b>Mínimo</b>	82	96	82
<b>Máximo</b>	127	124	130
<b>Cuartil 1</b>	93	103.5	99
<b>Cuartil 2</b>	107	109	110.5
<b>Cuartil 3</b>	114.5	113	122
<b>Asimetría</b>	-0.13	0.04	-0.21
<b>Curtosis</b>	-1.31	-0.4	-1.02

Fuente: Elaboración propia.

Con respecto a las desviaciones atípicas, el modelo desarrollado demostró nuevamente una mayor homogeneidad sobre la densidad simulada. Confirmando dicha afirmación a través de los valores de la varianza. El fantoma comercial y el paciente muestran una desviación más

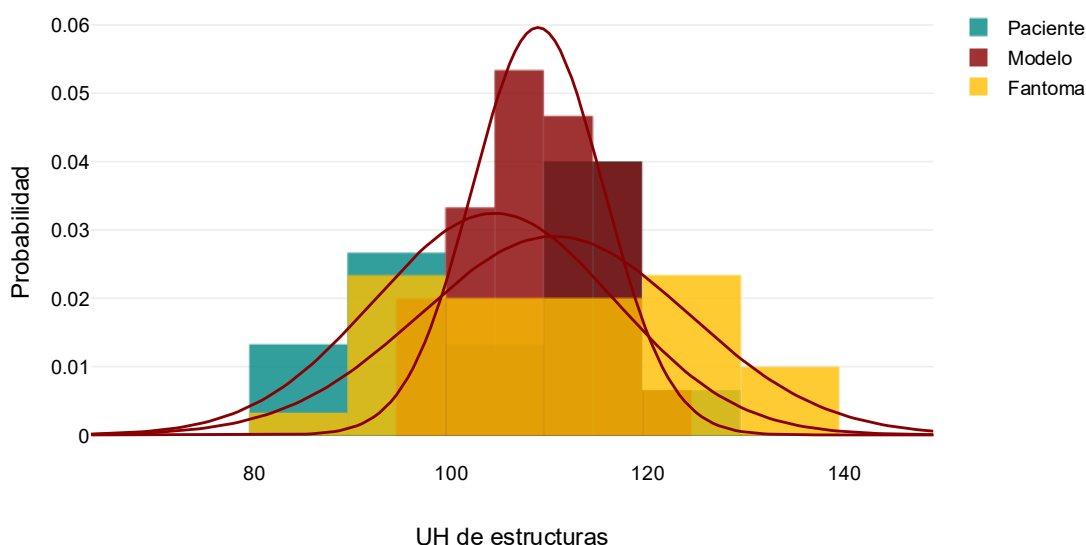
variable con respecto a estas estructuras (*Ilustración 41*). Este comportamiento es propio de estructuras nodulares, puesto que su densidad radiológica es variable según su composición.



**Ilustración 41 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras nodulares por grupo experimental (vista sagital).**

Fuente: Elaboración propia.

Las medidas de asimetría en esta vista son cercanas a cero, indicando una distribución prácticamente simétrica en los tres grupos. En lo referente a la curtosis, todas las distribuciones son platicúrticas ( $k < 0$ ). La distribución del modelo es la menos aplanada, y por tanto la más «normalizada» (*Ilustración 42*).



**Ilustración 42 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras nodulares por grupo experimental (vista sagital).**

Fuente: Elaboración propia.

La medición de la densidad radiológica en la vista axial de las estructuras óseas también se realizó con una frecuencia uniforme de 30 observaciones por objeto de estudio. El valor medio de unidades Hounsfield en el paciente fue de 1014.43 UH, mientras que el modelo desarrollado reportó una media superior de 1068.43 UH, seguido por el fantoma comercial con 1114 UH (*Tabla 29*). Esta progresión refleja un aumento sistemático en la densidad radiológica simulada respecto al referente clínico. Cabe destacar que en el modelo desarrollado se tomó en cuenta únicamente como referencia los valores del hueso cortical y no los del hueso trabecular.

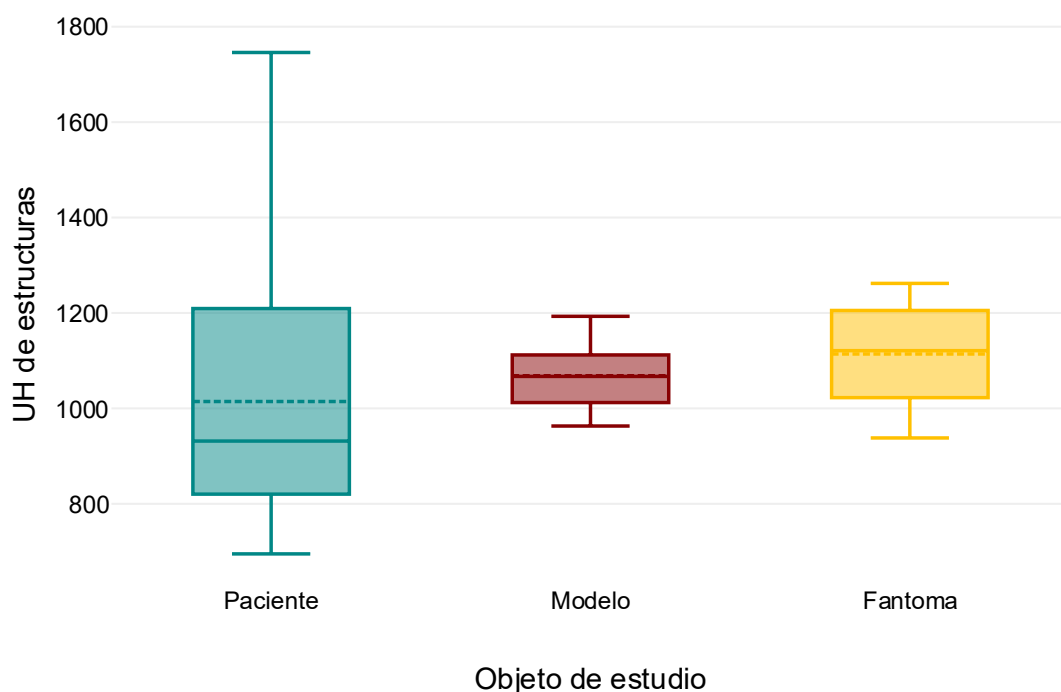
**Tabla 29 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en estructuras óseas en vista axial.**

	Paciente	Modelo	Fantoma Comercial
<b>Frecuencia</b>	30	30	30
<b>Valor medio</b>	1014.43	1068.43	1114
<b>Mediana</b>	931.5	1067	1121
<b>Moda</b>	695	1022	1210
<b>Desviación típica</b>	258.99	64.63	101.49
<b>Varianza</b>	67073.84	4176.67	10300.69
<b>Mínimo</b>	695	963	938
<b>Máximo</b>	1746	1193	1262
<b>Cuartil 1</b>	820.25	1012.25	1022.5
<b>Cuartil 2</b>	931.5	1067	1121
<b>Cuartil 3</b>	1209.25	1112	1205.25
<b>Asimetría</b>	1.06	0.2	-0.25
<b>Curtosis</b>	0.65	-0.9	-1.2

Fuente: Elaboración propia.

La mediana en el paciente se ubicó considerablemente por debajo de su media, lo que sugiere una distribución sesgada, mientras que tanto el modelo como el fantoma presentaron valores centrales simétricos respecto a su media, indicando un comportamiento más balanceado.

La desviación típica en el grupo del paciente alcanzó 258.99 UH, con una varianza de (67073.84 UH), indicando una alta heterogeneidad estructural en el hueso real. Como se mencionó anteriormente, eso es atribuible a la mezcla de hueso cortical y trabecular en el estudio del paciente (*Ilustración 43*). En contraste, el modelo mostró una desviación típica mucho menor con una varianza de solo 4176.67 UH, lo cual refleja una alta homogeneidad en su composición interna, resultado de una formulación precisa y reproducible del material de relleno.



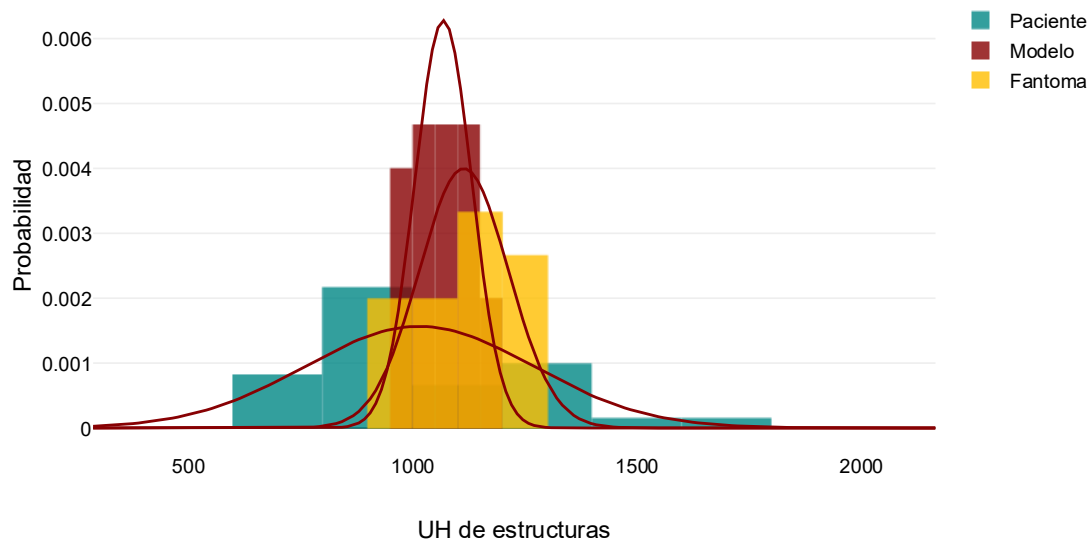
**Ilustración 43 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras óseas por grupo experimental (vista axial).**

Fuente: Elaboración propia.

Con respecto a la asimetría, el modelo desarrollado mostró una asimetría leve ( $\gamma_1=0.2$ ), en comparación con el fantoma comercial. Por su parte, el coeficiente de asimetría en el

paciente fue de ( $\gamma_1=1.06$ ), revelando una asimetría positiva propia de estructuras óseas con mezclas de regiones densas y porosas.

Respecto a la curtosis el paciente exhibió una distribución ligeramente leptocúrtica ( $k=0.65$ ), con mayor concentración de valores en torno al centro. En contraposición, el modelo y el fantoma muestran distribuciones platicúrticas ( $k<0$ ), con colas menos pronunciadas y mayor achatamiento, consistentes con materiales sintéticos homogéneos (*Ilustración 44*).



**Ilustración 44 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras óseas por grupo experimental (vista axial).**

Fuente: Elaboración propia.

En los siguientes puntos se tomaron los valores para las mediciones de las UH de los huesos del paciente. Estos puntos fueron ubicados específicamente sobre los puntos donde se encontraba el hueso compacto (*Ilustración 45*).



**Ilustración 45 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en vista axial de los huesos de la caja torácica del paciente.**

Fuente: Elaboración Propia.

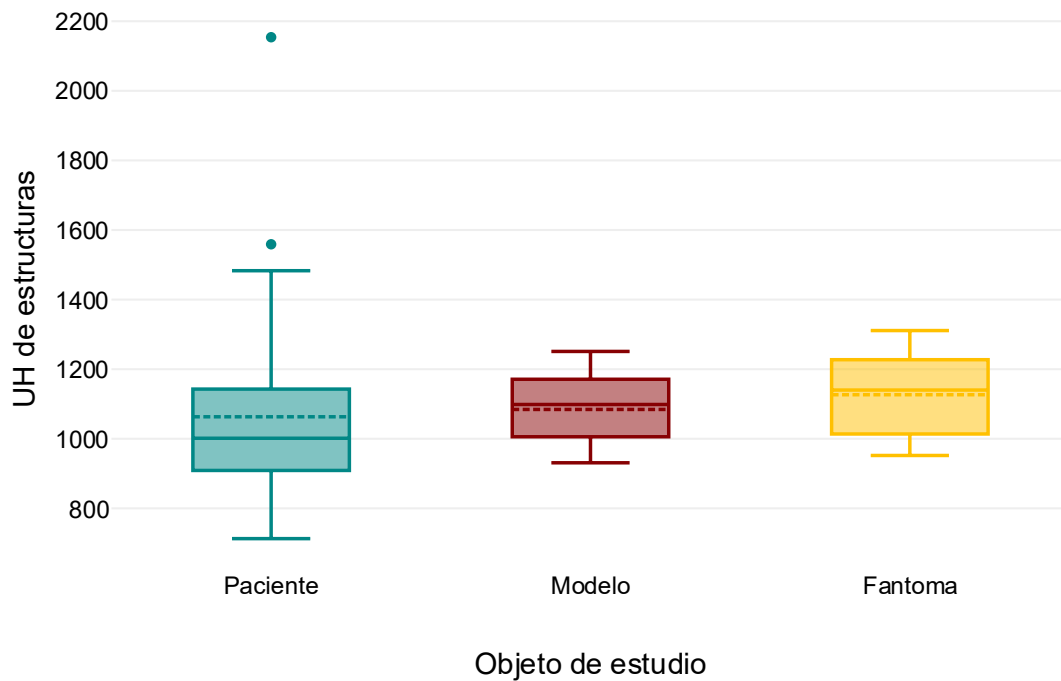
En la vista coronal, se observa una progresión creciente de la media en los tres objetos de estudio. La mediana en el paciente es considerablemente más baja que su media, revelando una fuerte asimetría positiva, lo cual se refleja también en la moda, un valor fuera del rango cortical típico (*Tabla 30*). En contraste, tanto el modelo como el fantoma presentan medianas cercanas a sus respectivos valores medios, lo que sugiere distribuciones más simétricas y centradas.

**Tabla 30 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en estructuras óseas en vista coronal.**

	<b>Paciente</b>	<b>Modelo</b>	<b>Fantoma Comercial</b>
<b>Frecuencia</b>	30	30	30
<b>Valor medio</b>	1063.2	1084.3	1126.6
<b>Mediana</b>	1001.5	1098.5	1140
<b>Moda</b>	713	1003	960
<b>Desviación típica</b>	297.61	95.47	114.03
<b>Varianza</b>	88573.2	9115.11	13003.42
<b>Mínimo</b>	713	931	952
<b>Máximo</b>	2154	1251	1311
<b>Cuartil 1</b>	909	1005.75	1013.75
<b>Cuartil 2</b>	1001.5	1098.5	1140
<b>Cuartil 3</b>	1142.75	1171	1227.25
<b>Asimetría</b>	1.88	-0.04	-0.21
<b>Curtosis</b>	5.23	-1.42	-1.19

Fuente: Elaboración propia.

En el modelo, se observa una reducción sustancial de la dispersión y su varianza en comparación a los datos obtenidos del paciente y el fantoma comercial (*Ilustración 46*). También se puede apreciar la presencia de dos valores atípicos en las mediciones del paciente ambos ubicados en la parte superior de la caja y estando uno más alejado que el otro. A pesar de esto la concentración de la mayoría de los datos se encuentra gráficamente representada entre el Q3 y el Q1.

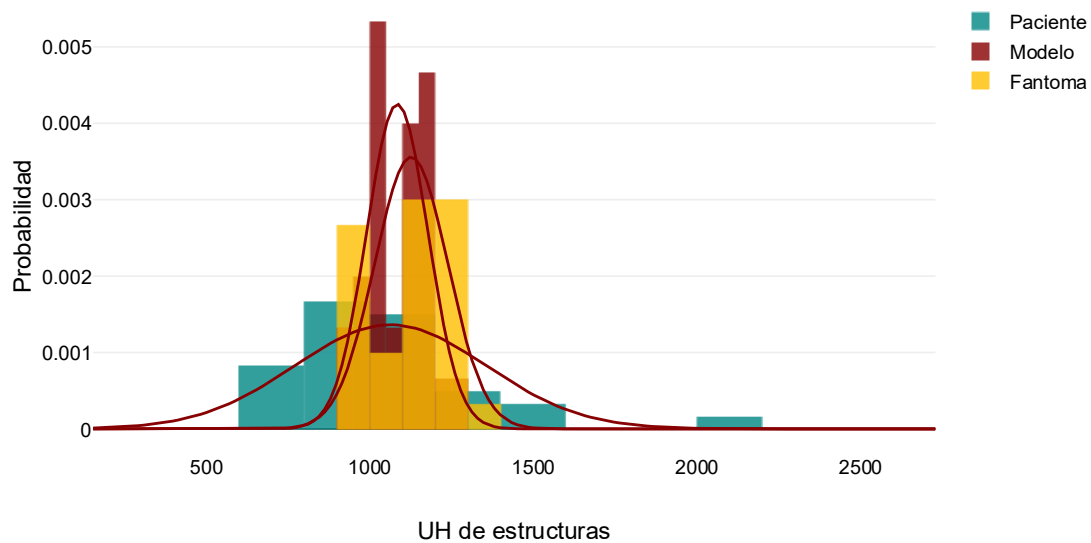


**Ilustración 46 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras óseas por grupo experimental (vista coronal).**

Fuente: Elaboración propia.

El valor de asimetría del paciente mostró una distribución claramente sesgada hacia la derecha, con una concentración de datos en valores bajos. La curtosis respalda esta interpretación, indicando una distribución leptocúrtica ( $k > 0$ ), con alta concentración en el centro y colas pronunciadas.

En cambio, el modelo desarrollado mostró una asimetría casi nula ( $\gamma_1 = -0.04$ ), y una curtosis negativa ( $k = -1.42$ ), lo que corresponde a una distribución simétrica y platicúrtica, adecuada para simulación estable de estructuras óseas. El fantoma comercial mostró asimetría levemente negativa y una curtosis de ( $k = -1.19$ ) (Ilustración 47).



**Ilustración 47 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras óseas por grupo experimental (vista coronal).**

Fuente: Elaboración propia.

El valor medio de unidades Hounsfield registrado en el paciente en la vista sagital fue de 1079.9 UH, mientras que el modelo alcanzó 1068.7 UH y el fantoma comercial 1060.17 UH (Tabla 31). Esta cercanía entre las medias de los tres grupos es notable, reflejando que, en esta vista particular, la densidad simulada se aproxima de forma muy precisa al comportamiento fisiológico esperado del hueso cortical.

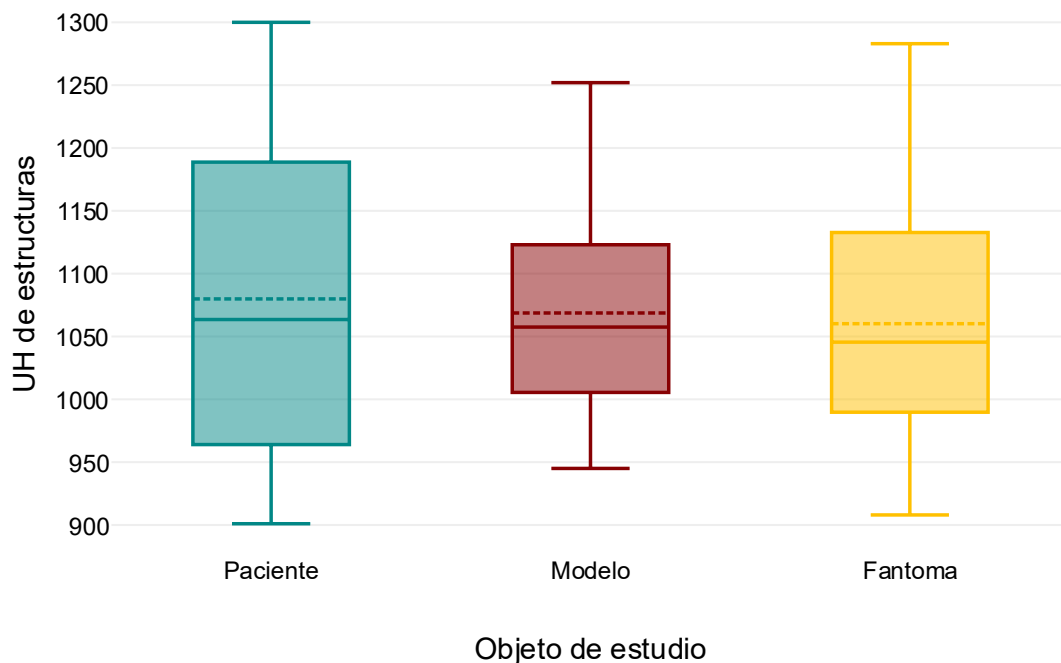
**Tabla 31 - Estadísticos descriptivos de densidad (UH) en estructuras óseas en vista sagital.**

	<b>Paciente</b>	<b>Modelo</b>	<b>Fantoma Comercial</b>
<b>Frecuencia</b>	30	30	30
<b>Valor medio</b>	1079.9	1068.7	1060.17
<b>Mediana</b>	1063.5	1057.5	1045.17
<b>Moda</b>	901	1047	908
<b>Desviación típica</b>	128.14	83.16	98.52
<b>Varianza</b>	16419.54	6914.84	9706.49
<b>Mínimo</b>	901	945	908
<b>Máximo</b>	1300	1252	1283
<b>Cuartil 1</b>	964	1005.5	989.75
<b>Cuartil 2</b>	1063.5	1057.5	1045.5
<b>Cuartil 3</b>	1188.75	1123	1132.75
<b>Asimetría</b>	0.33	0.54	0.42
<b>Curtosis</b>	-1.3	-0.58	-0.39

Fuente: Elaboración propia.

El rango de valores del paciente se extiende de 901 UH a 1300 UH, una amplitud que abarca tejido esponjoso y cortical. Los cuartiles también reflejan este patrón. El paciente

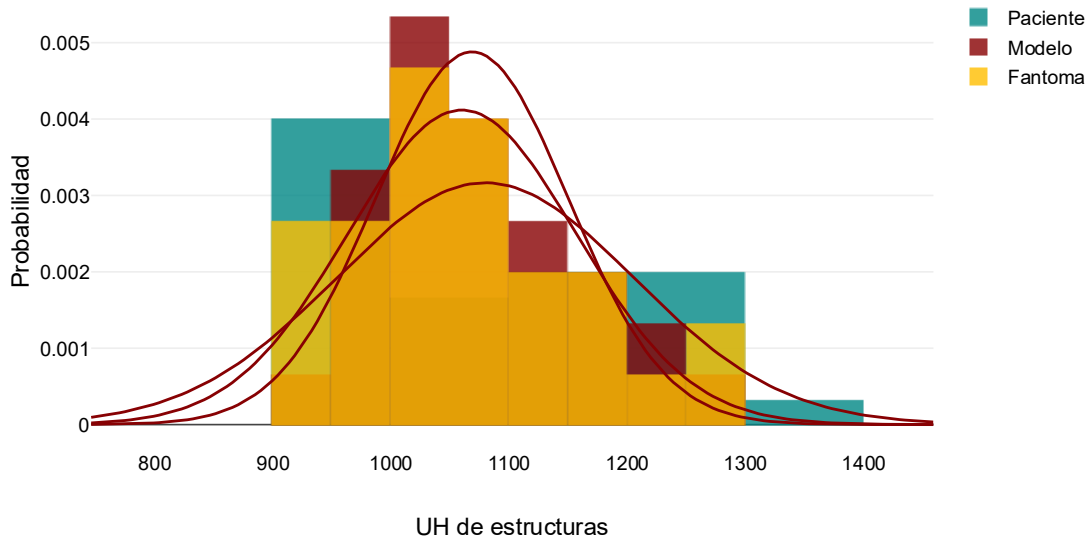
mostró un rango intercuartílico de 224.75 UH, mientras que el modelo presentó un rango de apenas 117.5 UH, y el fantoma uno de 143 UH (*Ilustración 48*).



**Ilustración 48 - Distribución comparativa de unidades Hounsfield en estructuras óseas por grupo experimental (vista sagital).**

Fuente: Elaboración propia.

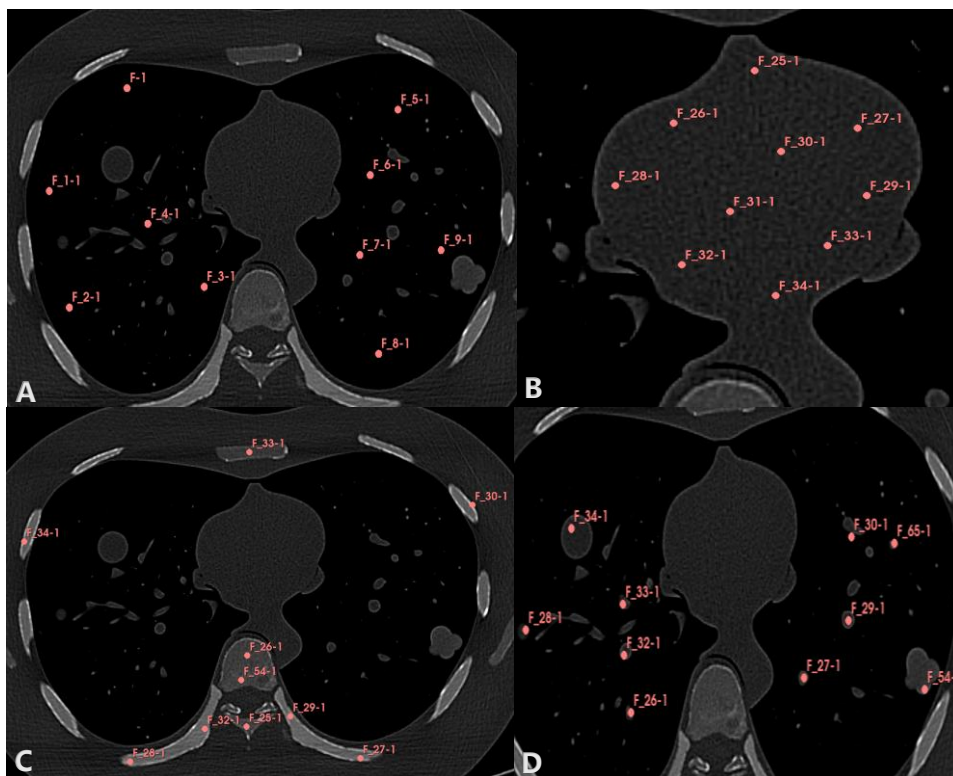
En términos de asimetría, todos los grupos muestran sesgos leves. Estos valores no comprometen la simetría general de la distribución, pero revelan diferencias sutiles en la composición interna. Con respecto a la curtosis, es negativa ( $k < 0$ ) en todos los casos, reflejando distribuciones platicúrticas (*Ilustración 49*).



**Ilustración 49 - Histograma de unidades Hounsfield en estructuras óseas por grupo experimental (vista sagital).**

Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se pueden ver los puntos en los que fueron tomados los datos de cada una de las estructuras en el fantoma comercial para la vista axial (*Ilustración 50*). La vista coronal y sagital se encuentran en los anexos del documento (Anexo 21 - 24)



**Ilustración 50 - Ubicación de los puntos para la toma de valores UH en cada una de las estructuras del fantoma comercial en vista axial. A. Pulmones. B. Corazón. C. Huesos. D. Nódulos Pulmonares.**

Fuente: Elaboración en propia.

De la misma manera, con el fin de validar cuantitativamente la fidelidad radiológica del modelo del fantoma torácico desarrollado, se implementó el análisis de herramientas de estadística inferencial. A través de estas pruebas se evaluó la existencia de diferencias significativas entre los valores de densidad radiológica registrados en los tres grupos de estudio para cada una de las estructuras (Anexo 25 – 33).

En el contexto de este estudio, el interés reside en la aceptación de la hipótesis nula (Tabla 32), debido a que esto respalda que el comportamiento radiológico del fantoma desarrollado es comparable al del tejido observado en tomografías clínicas y fantomas comerciales ya existentes. De esta forma, el cumplimiento de la hipótesis nula permite establecer la equivalencia funcional del modelo.

**Tabla 32 - Hipótesis planteadas para las pruebas de estadísticas inferencial.**

<b>Hipótesis nula (H<sub>0</sub>)</b>	<b>Hipótesis alternativa (H<sub>1</sub>)</b>
No existen diferencias estadísticamente significativas entre la densidad radiológica del paciente, el modelo final desarrollado y el fantoma comercial.	Si existen diferencias estadísticamente significativas entre la densidad radiológica del paciente, el modelo final desarrollado y el fantoma comercial.

Fuente: Elaboración propia.

Para cada vista anatómica de las estructuras desarrolladas se aplicaron pruebas de normalidad con el propósito de verificar que los datos siguieran una distribución gaussiana, así como la prueba de Levene para evaluar la homogeneidad de las varianzas entre los distintos objetos de estudio. La evaluación de ambas condiciones fue fundamental para justificar la aplicación del tipo de prueba de estadística inferencial empleada en cada grupo de datos.

Las pruebas de distribución normal empleadas fueron las siguientes: Kolmogorov-Smirnov, Kolmogorov-Smirnov (Lilliefors Corr.), Shapiro-Wilk, Anderson-Darling. En cada una de estas pruebas, se estableció un nivel de significancia de  $p > 0.05$  como criterio para aceptar la hipótesis de normalidad. De manera consistente, el mismo umbral fue utilizado en la prueba de Levene para evaluar la homogeneidad de las varianzas.

En la vista axial de las estructuras pulmonares se evaluó la viabilidad de aplicar una prueba ANOVA. Las pruebas de normalidad indicaron que los datos cumplían con el criterio de aceptación establecido. No obstante, el coeficiente de Levene presentó valores menores a 0.001, valor que no coincide con el nivel de aceptación esperado ( $p > 0.05$ ) y evidenció una

falta de homogeneidad en las varianzas entre los grupos evaluados. Debido a esta condición, se descartó la aplicación de una prueba ANOVA y se decidió aplicar una prueba no paramétrica, específicamente, la prueba de Kruskal – Wallis debido a que no requiere una distribución normal ni una similitud de varianzas.

La prueba de Kruskal-Wallis demostró que no existía una diferencia significativa entre los objetos de estudio evaluados con respecto a los valores UH de la estructura pulmonar para la vista axial. El valor de p fue igual a 0.097, por lo que la hipótesis nula no es rechazada.

La prueba de Dunn-Bonferroni presentó los valores p y p ajustados para cada una de las relaciones efectuadas en los objetos de estudio. El valor p ajustado corresponde a los valores p modificados mediante la corrección de Bonferroni, la cual consiste en multiplicar el valor p original por el número de comparaciones realizadas. En este estudio, se realizaron tres comparaciones, por lo que el ajuste se efectuó en función de ese número. Esta corrección se aplicó con la finalidad de minimizar la probabilidad de obtener resultados estadísticamente significativos por efecto del azar, como consecuencia de la realización de múltiples comparaciones. Los valores p de las tres comparaciones superaron el nivel de aceptación mínimo.

La columna correspondiente al estadístico de prueba indicó una diferencia entre los rangos promedios. Un valor positivo refleja que el primer grupo presentó un rango promedio mayor que el segundo, mientras que un valor negativo indica lo contrario. El error estándar es la medida de variabilidad del estadístico cuando no existe diferencia significativa, se presentaron valores iguales debido a que la cantidad de datos de cada grupo es la misma ( $n = 30$ ) (Tabla 33).

**Tabla 33 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista axial de las estructuras pulmonares.**

<b>Relación</b>	<b>Estadístico de prueba</b>	<b>Error estándar</b>	<b>p</b>	<b>p ajustado</b>
Paciente - Modelo	6.38	6.74	.343	1
Paciente - Fantoma	-8.13	6.74	.227	.682
Modelo - Fantoma	-14.52	6.74	.031	.094

Fuente: Elaboración propia.

Para la vista coronal de las estructuras pulmonares los valores de distribución normal no alcanzaron el mínimo nivel de aceptación ( $p > 0.05$ ). Adicionalmente, el coeficiente de Levene presentó valores menores a 0.001. Debido a esto se aplicó la prueba Kruskal-Wallis.

Dicha prueba mostró que no existe una diferencia significativa entre los objetos de estudio con respecto a las UH de la estructura. Esta prueba presentó un valor de  $p = 0.291$ , el cual cumplió con el nivel de aceptación requerido ( $p > 0.05$ ) para evitar el rechazo de la hipótesis nula.

Los valores que presentó la prueba Dunn-Bonferroni en los valores  $p$  superaron el nivel de aceptación establecido para cada uno de los grupos, en consecuencia, los valores  $p$  ajustados también presentaron un valor que cumplía con el nivel de aceptación. Por lo que se puede inferir que las estructuras pulmonares no presentan una diferencia estadística significativa (Tabla 34).

**Tabla 34 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores  $p$  ajustados para la vista coronal de las estructuras pulmonares.**

Relación	Estadístico de prueba	Error estándar	$p$	$p$ ajustado
Paciente - Modelo	3.17	6.74	.639	1
Paciente - Fantoma	10.33	6.74	.125	.376
Modelo - Fantoma	7.17	6.74	.288	.863

Fuente: Elaboración propia.

En la vista sagital de las estructuras pulmonares, los datos de todos los grupos cumplieron con el criterio de normalidad. No obstante, la prueba de Levene arrojó un valor inferior a 0.001, incumpliendo así el umbral de aceptación establecido. Por lo tanto, se descartó la aplicación de la prueba ANOVA como método de análisis estadístico inferencial.

Se aplicó una prueba no paramétrica para el análisis de los datos correspondientes a la vista sagital (*Kruskal-Wallis*). El valor obtenido en esta prueba fue  $p = 0.187$ , el cual superó el umbral de significancia establecido ( $p > 0.05$ ) para no rechazar la hipótesis nula. Esto indica que no existieron diferencias significativas entre los objetos de estudio con respecto a las UH de la estructura para la vista sagital.

La prueba Dunn-Bonferroni mostró valores  $p$  que cumplían con el requerimiento del nivel de aceptación, por lo que los valores  $p$  ajustados cumplirían también con la regla. No se reportaron diferencias significativas para ninguna de las relaciones establecidas (Tabla 35).

**Tabla 35 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores  $p$  ajustados para la vista sagital de las estructuras pulmonares.**

Relación	Estadístico de prueba	Error estándar	$p$	$p$ ajustado
Paciente - Modelo	7.45	6.74	.269	.807
Paciente - Fantoma	-4.8	6.74	.476	1
Modelo - Fantoma	-12.25	6.74	.069	.207

Fuente: Elaboración propia.

En ninguna de las vistas anatómicas de las estructuras pulmonares se presentaron diferencias estadísticas significativas, por lo que es válido afirmar que las estructuras pulmonares desarrolladas simularon las características radiológicas del tejido pulmonar humano y con las estructuras del fantoma comercial.

En relación con el análisis de la estructura cardíaca se aplicaron las pruebas de distribución normal para cada uno de los grupos de datos. Todos los grupos superaron el nivel de aceptación mínimo establecido ( $p > 0.05$ ) en las pruebas pertinentes. El coeficiente de Levene en este caso presentó un valor de 0.002 lo que no cumple con el nivel de aceptación establecido para este parámetro. Debido a esto se aplicó la prueba no paramétrica Kruskal-Wallis para el análisis inferencial de los grupos de valores en la vista axial.

Esta prueba demostró que no existía una diferencia significativa entre los objetos de estudio, debido a que el valor p obtenido en esta prueba fue de  $p = 0.083$ . Por lo tanto, con los datos disponibles se estableció que la hipótesis nula no es rechazada.

La prueba de Dunn-Bonferroni en sus valores p presentó un valor que denotaba un diferencia significativa ( $p = 0.048$ ) para la relación Paciente-Modelo. Sin embargo, para el valor p ajustado de esta misma relación el valor presentado fue de  $p = 0.143$  el cual cumplía con el nivel de aceptación establecido. Por lo que en esta vista no existe una relación que presente diferencias significativas entre los objetos de estudio con respecto a las UH (Tabla 36).

**Tabla 36 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista axial de la estructura cardíaca.**

Relación	Estadístico de prueba	Error estándar	p	p ajustado
Paciente - Modelo	13.35	6.74	.048	.143
Paciente - Fantoma	0.7	6.74	.917	1
Modelo - Fantoma	-12.65	6.74	.061	.182

Fuente: Elaboración propia.

En la vista coronal de la estructura cardíaca, ninguna de las pruebas de normalidad alcanzó el criterio mínimo de aceptación ( $p > 0.05$ ). Por lo que la aplicación de una prueba ANOVA quedó descartada. Además, el valor del coeficiente de Levene para esta vista presento valores menores a 0.001. Debido a esto se aplicó una prueba no paramétrica (Kruskal-Wallis) para la evaluación de los grupos de datos de cada objeto de estudio.

La prueba no paramétrica estableció un valor  $p = 0.155$ , demostrando que no existen diferencias estadísticas significativas entre los objetos de estudio con respecto a los valores de UH de las estructuras. Debido a esto la hipótesis nula no fue rechazada.

En la prueba Dunn-Bonferroni no se detectaron diferencias significativas entre las comparaciones de los objetos de estudio, tanto en los valores  $p$  como en los  $p$  ajustados. Esto sugirió similitud entre las características radiológicas del paciente, modelo y fantoma comercial para la vista coronal (*Tabla 37*).

**Tabla 37 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores  $p$  ajustados para la vista coronal de la estructura cardíaca.**

Relación	Estadístico de prueba	Error estándar	$p$	$p$ ajustado
Paciente - Modelo	8.83	6.73	.189	.568
Paciente - Fantoma	12.67	6.73	.06	.179
Modelo - Fantoma	3.83	6.73	.569	1

Fuente: Elaboración propia.

En la vista sagital el coeficiente de Levene obtuvo un valor de  $p = 0.078$ , el cual cumple con el criterio de aceptación ( $p > 0.05$ ). Sin embargo, las pruebas de distribución normal no fueron satisfactorias en el cumplimiento del valor mínimo establecido, debido a esto se rechazó el uso de la prueba ANOVA como herramienta de análisis estadístico inferencial.

Se aplicó una prueba no paramétrica (*Kruskal-Wallis*) para el análisis de los datos pertenecientes a la vista sagital. Esta prueba demostró que no existieron diferencias significativas entre las variables evaluadas. La prueba presentó un valor de  $p = 0.539$ , el cual alcanzó el nivel de aceptación mínimo establecido ( $p > 0.05$ ) para no rechazar la hipótesis nula.

La prueba de Dunn-Bonferroni no mostró valores  $p$  por debajo del nivel de aceptación establecido, así mismo los valores  $p$  ajustados siguieron las mismas características. Cabe resaltar que los valores  $p$  ajustados de las relaciones entre los grupos de la vista sagital, fueron los valores más altos de las 3 vistas, sugiriendo una alta similitud de valores entre las relaciones de los grupos (*Tabla 38*).

**Tabla 38 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores  $p$  ajustados para la vista sagital de la estructura cardíaca.**

Relación	Estadístico de prueba	Error estándar	$p$	$p$ ajustado
Paciente - Modelo	5.58	6.74	.407	1
Paciente - Fantoma	-1.53	6.74	.82	1
Modelo - Fantoma	-7.12	6.74	.291	.873

Fuente: Elaboración propia.

En todas las vistas de la estructura cardíaca no se presentaron diferencias significativas en las pruebas realizadas con los grupos de datos disponibles. En base a esto se pudo afirmar que la estructura cardíaca fabricada tiene similitud con las características radiológicas del tejido humano y también con la estructura del fantoma comercial.

Con respecto a la validación de las estructuras óseas, las pruebas de normalidad realizadas sobre la variable dependiente revelaron significancia en múltiples indicadores. Adicionalmente, la prueba de Levene indicó desigualdad significativa de varianzas entre grupos de vista axial y coronal. Debido a esto, se implementó la prueba de Kruskal-Wallis para la comparación entre los tres grupos independientes.

Para la vista axial de las estructuras óseas (*Tabla 39*), la prueba de Kruskal-Wallis indicó una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos ( $p=0.009$ ), lo que rechazó la hipótesis nula. Sin embargo, al desarrollar la prueba de comparación de pares de Bonferroni se identificó que el par responsable de dicha diferencia fue entre el paciente y el fantoma comercial. Se observó una diferencia significativa entre el paciente-fantoma comercial ( $p$  ajustado = 0.007), mientras que las comparaciones del paciente-modelo ( $p$  ajustado = 0.273) y del modelo-fantoma ( $p$  ajustado = 0.525) no fueron significativas. De esta manera, se confirma que el modelo no difiere significativamente entre el paciente y el fantoma comercial. Esto no implica que sean idénticos, sino que sus distribuciones son lo suficientemente similares como para no ser estadísticamente distinguibles con los datos disponibles.

**Tabla 39 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista axial de las estructuras óseas.**

Relación	Estadístico de prueba	Error estándar	p	p ajustado
Paciente - Modelo	-11.4	6.75	.091	.273
Paciente - Fantoma	-20.55	6.75	.002	.007
Modelo - Fantoma	-9.15	6.75	.175	.525

Fuente: Elaboración propia.

En la vista coronal (*Tabla 40*), la prueba de Kruskal-Wallis también reveló diferencias significativas entre los grupos ( $p = 0.031$ ). El análisis de comparaciones de Dunn-Bonferroni mostró que la única diferencia estadísticamente significativa correspondía nuevamente al par paciente-fantoma comercial ( $p$  ajustado = 0.26). Las diferencias entre paciente y modelo ( $p$  ajustado = 0.378) y entre modelo y fantoma ( $p$  ajustado = 0.815) no alcanzaron significancia.

**Tabla 40 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista coronal de las estructuras óseas.**

Relación	Estadístico de prueba	Error estándar	p	p ajustado
Paciente - Modelo	-10.32	6.75	.126	.378
Paciente - Fantoma	-17.73	6.75	.009	.026
Modelo - Fantoma	-7.42	6.75	.272	.815

Fuente: Elaboración propia.

A diferencia de los planos anteriores, para la vista sagital de las estructuras óseas la prueba de Kruskal-Wallis no mostró diferencias significativas entre grupos ( $p = 0.917$ ), por lo que se mantiene la hipótesis nula (Tabla 41). El análisis de Dunn-Bonferroni verificó esta ausencia de comparaciones por pares, mostrando valores ajustados de  $p = 1.000$  en todas las comparaciones por pares.

**Tabla 41 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista sagital de las estructuras óseas.**

Relación	Estadístico de prueba	Error estándar	p	p ajustado
Paciente - Modelo	-0.05	6.75	.994	1
Paciente - Fantoma	2.4	6.75	.722	1
Modelo - Fantoma	2.45	6.75	.716	1

Fuente: Elaboración propia.

Finalmente, se realizó el uso de pruebas no paramétricas para la validación de las estructuras nodulares ubicadas en el pulmón izquierdo debido a que la prueba de Levene indicó desigualdad significativa de varianzas en los tres planos analizados ( $p < 0.001$ ).

Para el corte axial, los resultados de la prueba de Kruskal-Wallis no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ( $p = 0.124$ ), indicando que las unidades Hounsfield registradas para los nódulos simulados no difieren de forma significativa en comparación a aquellos presentes en el paciente y el fantoma comercial. El análisis post hoc a través de la prueba de Dunn-Bonferroni confirmó lo anteriormente descrito, ya que no se encontró diferencias entre el par paciente-modelo ( $p = 1.000$ ), modelo-fantoma ( $p = 0.235$ ) y paciente-fantoma ( $p = 0.227$ ). De tal manera, a través de estos datos, se infiere que la densidad radiológica simulada en el modelo impreso refleja adecuadamente los niveles típicos observables en estudios clínicos y en fantomas comerciales (Tabla 42).

**Tabla 42 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores p ajustados para la vista axial de las estructuras nodulares.**

Relación	Estadístico de prueba	Error estándar	p	p ajustado
Paciente - Modelo	0.12	6.74	.986	1
Paciente - Fantoma	-11.87	6.74	.078	.235
Modelo - Fantoma	-11.98	6.74	.076	.227

Fuente: Elaboración propia.

Para el plano coronal, se mostraron resultados similares (*Tabla 43*). En la prueba de Kruskal–Wallis tampoco se detectó diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ( $p = 0.175$ ). A pesar de que la prueba de Levene también indicó varianzas distintas ( $p = 0.048$ ), la estabilidad de las medianas se mantuvo.

En las comparaciones múltiples mediante Dunn-Bonferroni, todas estas mostraron valores no significativos. Para la comparación entre el paciente-modelo se obtuvo un valor de  $p$  ajustado = 1.000, para el paciente-fantoma  $p = 0.194$  y para el modelo-fantoma  $p = 0.732$ . Si bien es cierto, se observó una tendencia hacia la significancia ( $p$  sin ajustar = 0.065) entre el fantoma comercial y el modelo, el ajuste conservador de la prueba Bonferroni evitó una falsa detección.

**Tabla 43 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores  $p$  ajustados para la vista coronal de las estructuras nodulares.**

Relación	Estadístico de prueba	Error estándar	$p$	$p$ ajustado
Paciente - Modelo	-4.6	6.74	.495	1
Paciente - Fantoma	-12.45	6.74	.065	.194
Modelo - Fantoma	-7.85	6.74	.244	.732

Fuente: Elaboración propia.

Finalmente, en la vista sagital, el comportamiento estadístico fue consistente con los planos anteriores. A través de la prueba de Kruskal-Wallis no se evidencio ninguna diferencia significativa ( $p = 0.199$ ) y la prueba de Levene aplicada confirmo la desigualdad en la varianza de los grupos ( $p < 0.001$ ).

Los resultados de la prueba Dunn-Bonferroni indicaron, nuevamente, que las comparaciones por pares no resultaban significativamente diferentes. Esta evaluación y validación para las estructuras pulmonares entre el paciente y el modelo ( $p$  ajustado = 0.769), y entre el modelo y el fantoma ( $p$  ajustado = 0.229) evidenció de manera consistente que no existen diferencias estadísticamente significativas entre el modelo impreso en 3D y el paciente clínico en relación con la densidad radiológica de nódulos pulmonares simulados (*Tabla 44*).

**Tabla 44 - Prueba de Dunn-Bonferroni con valores  $p$  ajustados para la vista sagital de las estructuras nodulares.**

Relación	Estadístico de prueba	Error estándar	$p$	$p$ ajustado
Paciente - Modelo	-7.65	6.74	.256	.769
Paciente - Fantoma	-11.95	6.74	.076	.229
Modelo - Fantoma	-4.3	6.74	.524	1

Fuente: Elaboración propia.

## 5.7 COSTOS ASOCIADOS AL DESARROLLO DEL FANTOMA TORÁCICO.

El costo total del desarrollo del fantoma torácico fue de 8350.64 HNL (*Tabla 45*). Este costo incluye únicamente el precio de los materiales utilizado en la producción del prototipo, no se contempla en esta estimación el valor de la mano de obra técnica.

**Tabla 45 - Desglose de costos directos del desarrollo del modelo torácico.**

<b>Cantidad</b>	<b>Elementos</b>	<b>Precio unitario</b>	<b>Subtotal</b>
6 uds.	Filamento Anycubic PLA+	390.35 HNL	2342.09 HNL
115 oz	Gel balístico	38.27 HNL	4401.05 HNL
1 ud.	Caja de acrílico	900 HNL	900 HNL
5 lbs	Sulfato de Calcio dihidratado	22.5 HNL	112.5 HNL
5 lbs	Hidróxido de calcio	6 HNL	30 HNL
10 uds.	Pegamento de alta resistencia	30 HNL	300 HNL
5 uds.	Pintura en aerosol	53 HNL	265 HNL
<b>Total</b>			<b>8350.64 HNL</b>

Fuente: Elaboración propia.

El elemento de mayor impacto económico dentro del proceso de fabricación fue el gel balístico, utilizado para simular el tejido blando alrededor de las estructuras. Se adquirieron un total de 115 onzas con un precio unitario de 38.27 HNL, generando un costo subtotal de 4401.05 HNL. Este material fue seleccionado por su densidad radiológica, comportamiento mecánico y capacidad de adaptación anatómica.

En segundo lugar, se encuentra la adquisición de filamento PLA+ marca Anycubic, empleado para la impresión de la estructura física del modelo. Se utilizaron 6 rollos, cada uno con un precio promedio de 390.35 HNL, totalizando 2342.09 HNL. Este material fue indispensable para la fabricación de las diferentes estructuras anatómicas representadas.

La caja de acrílico, cuyo costo fue de 900 HNL, sirvió como contenedor de protección y transporte del modelo ensamblado, permitiendo su manipulación segura durante la evaluación y asegurando la integridad estructural en las pruebas con tomografía computarizada.

Respecto a los materiales de relleno utilizados para simular tejido óseo, se emplearon cinco libras de Sulfato de Calcio dihidratado y cinco libras de Hidróxido de calcio, con costos unitarios de 22.5 HNL y 6 HNL respectivamente. Estos materiales sumaron un total de 142.5 HNL. En el proceso de ensamblaje, se utilizaron 10 unidades de pegamento de alta resistencia, con un costo total de 300 HNL. Su uso fue fundamental para garantizar la estabilidad de las

uniones entre los componentes, especialmente en estructuras impresas en múltiples partes por limitaciones volumétricas de la impresora.

Finalmente, para asegurar una presentación homogénea y estéticamente coherente del modelo, se aplicaron cinco unidades de pintura en aerosol, con un costo individual de 53 HNL, totalizando 265 HNL. Este recubrimiento permitió un acabado superficial uniforme, facilitando la identificación visual de las regiones anatómicas durante la validación.

Los costos indirectos asociados al desarrollo del prototipo como el gasto energético de la impresora empleada y el posible salario de la persona encargada del proceso de impresión se detallan a continuación.

El modelo de la impresora empleado consume 80W al imprimir PLA, material que fue empleado para la impresión de las estructuras anatómicas desarrolladas. El precio del kilovatio/hora en Honduras es de 5.74 lempiras. Al hacer la conversión del tiempo de impresión total al consumo en kW/h nos da un total de 9.444 kW/h. Al multiplicarlo por la tarifa monetaria da un total de 54.2 lempiras por el tiempo total de impresión.

El salario mínimo en Honduras es aproximadamente 11,885.95 HNL mensuales, para una empresa de 1 a 10 trabajadores. Si la persona trabaja ocho horas diaria le tomaría 14.75 días completar la impresión de las piezas, lo que equivale a dos semanas laborales. Teniendo en cuenta el salario mínimo actual, se invertirían 5,942.98 HNL en el salario de la persona que está supervisando el proceso de impresión de las estructuras.

Sumando los costos indirectos a los costos directos el valor total del prototipo desarrollado sería de 14,347.82 HNL.

En términos de viabilidad económica, el modelo de fantoma torácico antropomórfico desarrollado representa una alternativa significativamente más accesible en comparación con las opciones comerciales actualmente disponibles en el mercado internacional. El costo total de producción del modelo propuesto asciende a 14,347.82 lempiras hondureñas, equivalentes a aproximadamente 583.23 dólares estadounidenses, lo que supone una diferencia sustancial respecto a los precios de modelos similares ofrecidos por fabricantes reconocidos. Por ejemplo, el fantoma torácico de GT Simulators tiene un costo aproximado de \$10,400.00 USD, mientras que el modelo de Erler Zimmer alcanza los \$21,168.87 USD y el de True Phantom Solutions se cotiza en \$9,900.00 USD. Está marcada diferencia en los costos afirma el potencial

del modelo desarrollado como una solución de bajo costo para la simulación clínica y la evaluación de calidad de imagen en tomografía computarizada, especialmente en contextos de recursos limitados o instituciones educativas.

### **5.8 VALIDACIÓN EXPERTA DEL MODELO DE FANTOMA MEDIANTE ENCUESTA ESTRUCTURADA**

Con el objetivo de obtener retroalimentación sobre el prototipo de fantoma torácico desarrollado mediante impresión 3D, se aplicó una encuesta dirigida a profesionales del área de radiología diagnóstica, incluyendo médicos radiólogos, técnicos radiólogos, ingenieros biomédicos y otros especialistas vinculados a la operación y evaluación de tecnologías de imagen médica. La encuesta fue respondida por un total de 37 personas con distintos niveles de experiencia, desde menos de 2 años hasta más de una década de ejercicio profesional, y con formación académica en áreas afines como radiología diagnóstica, tomografía computarizada, resonancia magnética, cirugía e ingeniería biomédica.

La encuesta se dividió en tres secciones principales. En la primera sección, se solicitó a los participantes información básica relacionada con su perfil profesional. El 86.5% de los encuestados indicó desempeñarse profesionalmente como técnicos en radiología, mientras que el 5.4% se identificó como médicos radiólogos. El porcentaje restante corresponde a profesionales formados en física médica, ingeniería biomédica y medicina general. Asimismo, el 56.8% manifestó contar con más de 10 años de experiencia, seguido por un 27% con una trayectoria entre tres a cinco años de experiencia, el 13.5% con experiencia comprendida entre seis a diez años, mientras que el resto de los profesionales contaba con menos de dos años de experiencia. Finalmente, las principales áreas de desempeño reportadas se distribuyeron entre tomografía computarizada (40.5%), radiología diagnóstica (37.8%) y resonancia magnética (10.8%).

En la segunda sección, se presentaron afirmaciones relacionadas con diversos aspectos del modelo de fantoma, empleando una escala tipo Likert de cinco puntos (1 = totalmente en desacuerdo; 5 = totalmente de acuerdo). La Pregunta 1 interrogó sobre si el diseño morfológico del fantoma reflejaba adecuadamente las estructuras anatómicas torácicas, mientras que la Pregunta 2 se enfocó en comparar la calidad visual de las imágenes tomográficas obtenidas del modelo con aquellas registradas en pacientes reales. La Pregunta

3 interrogó el realismo radiológico en la simulación de estructuras pulmonares aireadas. En la Pregunta 4 se indagó en la coherencia entre la densidad observada en las estructuras óseas simuladas y aquella correspondiente al hueso cortical humano. La Pregunta 5 interrogó sobre la precisión con la que los nódulos pulmonares simulados representaban lesiones hiperdensas. Para la Pregunta 6 se examinó la viabilidad del uso del fantoma como herramienta en prácticas de control de calidad en tomografía computarizada. Finalmente, la Pregunta 7 indagó sobre su utilidad potencial en contextos de docencia y entrenamiento clínico.

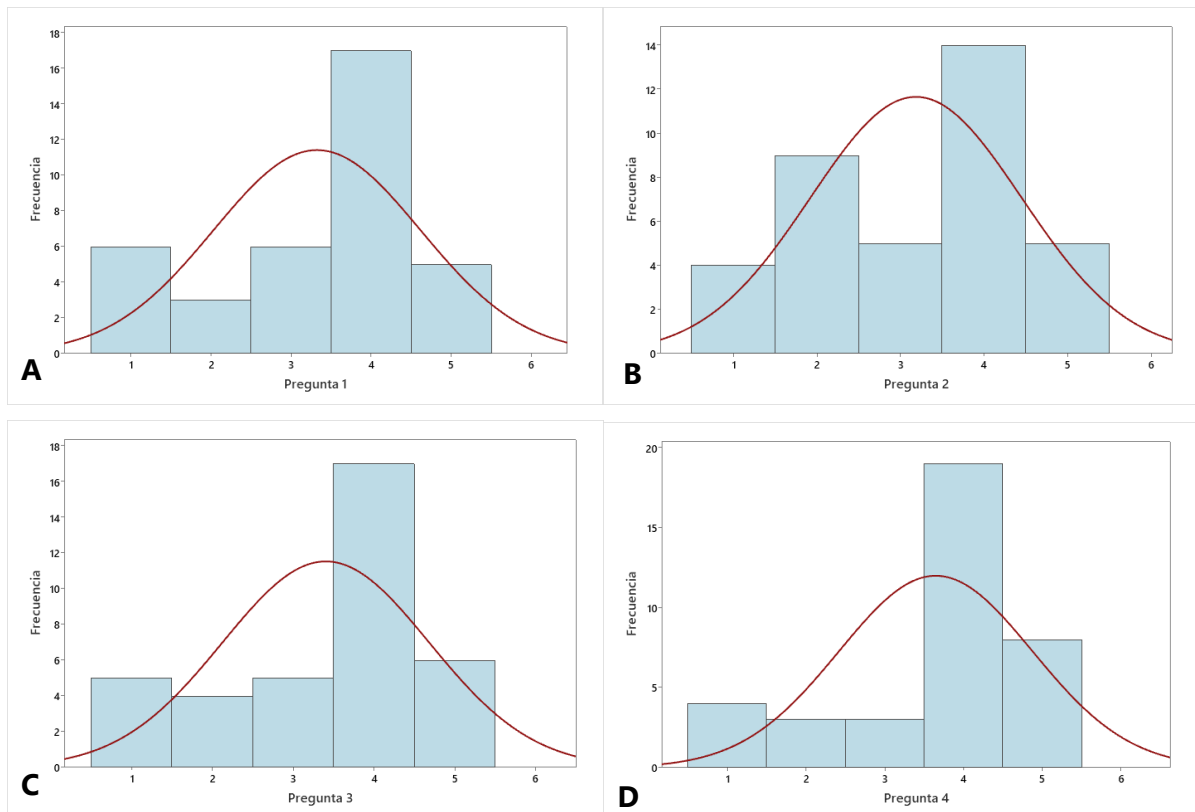
Con base en los resultados obtenidos para las siete preguntas, se observó una tendencia general positiva en las valoraciones, con medianas de 4 en todos los ítems. Los valores medios oscilaron entre 3.19 y 3.65, destacando las preguntas 4 y 7 como las mejor evaluadas (ambas con media de 3.65), correspondientes a la fidelidad en la densidad ósea simulada y la utilidad del modelo para docencia o entrenamiento clínico, respectivamente (Tabla 46).

**Tabla 46 - Evaluación de la percepción sobre el fantoma mediante escala Likert: estadísticos descriptivos de las siete preguntas**

	Pregunta 1	Pregunta 2	Pregunta 3	Pregunta 4	Pregunta 5	Pregunta 6	Pregunta 7
<b>Valor medio</b>	3.32	3.19	3.41	3.65	3.27	3.49	3.65
<b>Mediana</b>	4	4	4	4	4	4	4
<b>Desviación típica</b>	1.29	1.27	1.28	1.23	1.3	1.33	1.42
<b>Varianza</b>	1.67	1.6	1.64	1.51	1.7	1.76	2.01
<b>Cuartil 1</b>	3	2	3	3	2	3	3
<b>Cuartil 2</b>	4	4	4	4	4	4	4
<b>Cuartil 3</b>	4	4	4	4	4	4	5
<b>Asimetría</b>	-0.73	-0.29	-0.75	-1.07	-0.46	-0.76	-0.81

Fuente: Elaboración propia.

Las distribuciones mostraron una tendencia consistente hacia la asimetría negativa (Ilustración 51). Este patrón sugiere un sesgo claro hacia la derecha de la escala, es decir, una mayor concentración de respuestas en los valores superiores (4 y 5), los cuales corresponden a percepciones de acuerdo o alta conformidad con las afirmaciones planteadas.



**Ilustración 51 - Distribución de las respuestas en escala Likert para la evaluación del fantoma. A. Distribución de la Pregunta 1. B. Distribución de la Pregunta 2. C. Distribución de la Pregunta 3 y D. Distribución de la Pregunta 4.**

Fuente: Elaboración propia.

Desde una perspectiva interpretativa, la asimetría negativa (*Ilustración 52*) refleja una valoración predominantemente positiva del modelo evaluado. Específicamente, las preguntas relacionadas con la fidelidad estructural, la utilidad para formación clínica y la calidad de imagen simulada fueron altamente favorecidas por los participantes.

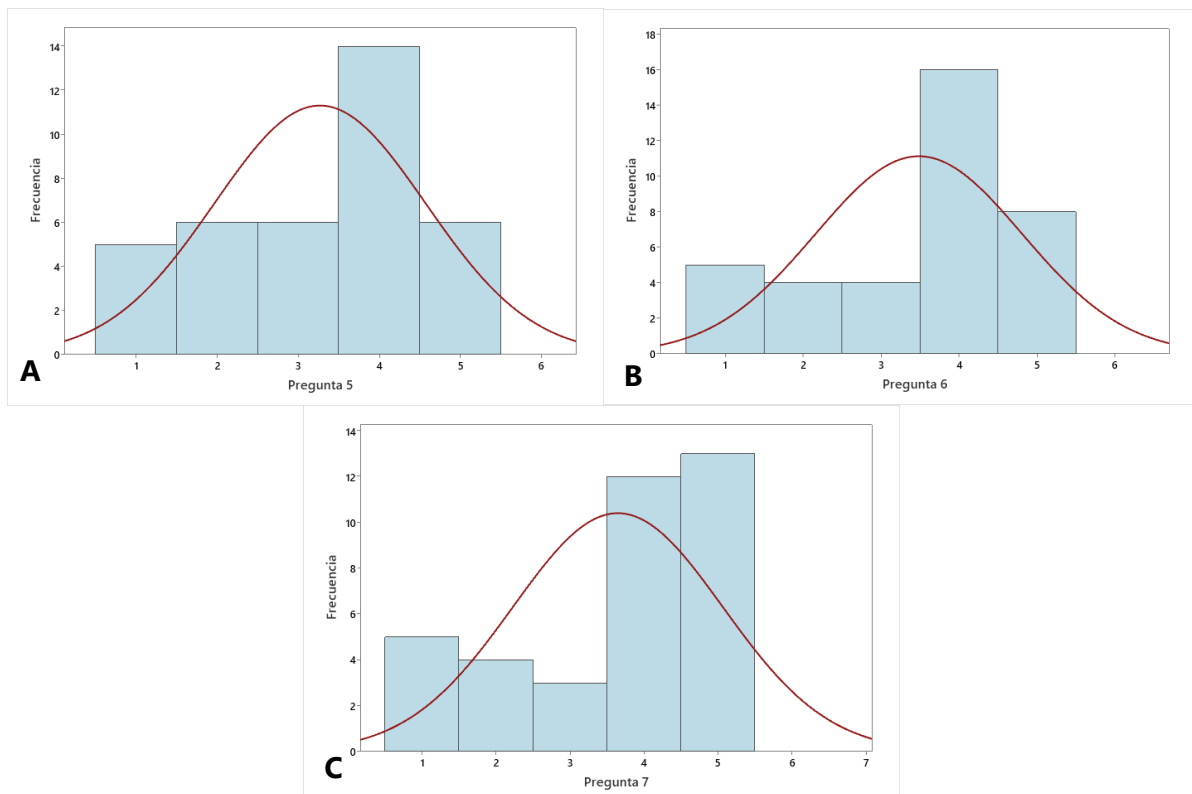
Finalmente, en la tercera sección se incluyeron tres preguntas abiertas que buscaron explorar en mayor profundidad la opinión de los profesionales con respecto a los beneficios percibidos del prototipo, así como posibles recomendaciones de mejora y su viabilidad en entornos clínicos o académicos

Con respecto a los aspectos positivos encontrados en el modelo desarrollado, un encuestado comentó «Se asimila bastante a las estructuras del cuerpo humano» y otro mencionaba «Una buena herramienta para ayudar en práctica o para el control de calidad.»

Para la segunda pregunta abierta, se brindó el espacio para sugerencias o recomendaciones con respecto al diseño del modelo desarrollado. Entre algunas sugerencias

se encontraron «Tratar de afinar en tejidos blandos y parénquima pulmonar» y «Tener mejor definición para las patologías.»

Finalmente, con respecto a la viabilidad del uso del modelo en instituciones de salud o centros de formación técnica, los encuestados comentaron lo siguiente: «Es viable, así no se hacen pruebas con pacientes reales» y «Nos ayuda a tener una mejor referencia del tórax a la hora de la formación de nuevos técnicos en radiología.»



**Ilustración 52 - Distribución de las respuestas en escala Likert para la evaluación del fantoma. A. Distribución de la Pregunta 5. B. Distribución de la Pregunta 6 y C. Distribución de la Pregunta 7**

Fuente: Elaboración propia.

## VI. DISCUSIÓN

La estructura del fantoma torácico está compuesta por las estructuras óseas de la caja torácica exceptuando el esternón, el corazón, un pulmón sano y un pulmón con una patología representada a través de nódulos pulmonares. En el modelo final desarrollado se empleó impresión 3D con PLA+ y gelatina 250 – A para la simulación del tejido blando y medio de soporte.

Los resultados obtenidos mostraron que el fantoma desarrollado cumple con los objetivos propuestos en cuanto a la representación anatómica básica y la respuesta radiológica en estudios de tomografía computarizada. Validado a través de herramientas estadísticas, los pulmones, corazón y nódulos pulmonares no presentaron diferencias significativas en ninguna de las vistas anatómicas. Los huesos presentaron diferencias significativas en las vistas axial y coronal, sin embargo, en las pruebas post hoc se comprobó que la relación causante de las diferencias era la relación Paciente – Fantoma comercial, por lo que la validez del modelo seguía sustentándose. Los materiales de relleno y porcentajes de *infill* utilizados alcanzaron los valores de las UH correspondientes al estudio del paciente.

Al comparar los resultados obtenidos con otras investigaciones como la de Silberstein et al. (2025), quienes utilizaron también impresión 3D para elaboración de un fantoma torácico. Obtuvieron un valor medio de -987 UH utilizando PLA con un *infill* del 100% en los bordes de la estructura dejando el centro hueco. Dicho valor difiere solo en 0.5 UH del modelo desarrollado. Para las estructuras óseas el autor empleó PLA-Glow con 100% de *infill*, lo que generó diferencias significativas ( $p < 0.05$ ). En contraste las estructuras óseas desarrolladas con el relleno de hidróxido de calcio y sulfato de calcio dihidratado no presentaron una diferencia estadísticamente significativa en la relación Paciente – Modelo.

Laidlaw et al., (2023), empleó el PLA para elaboración de tumores pulmonares al igual que los nódulos pulmonares desarrollados en este estudio. Sin embargo, el valor reportado (-125 UH) no coincidía con los valores del paciente seleccionado (70 UH). Los nódulos desarrollados presentaron valores entre 104 UH y 120 UH, sin mostrar diferencias significativas en la comparación con el paciente y el fantoma comercial.

El costo total del fantoma desarrollado fue 8350.64 HNL (321.17 USD, a tasa de cambio de este trabajo), cifra que es menos del 10% del valor del fantoma desarrollado por Hazelaar

et al., (2018). Por su parte, Silberstein et al., (2025) realizó una inversión de 341.34 dólares. Esto refleja que el costo del modelo desarrollado es asequible y congruente con las características que posee.

Entre las principales limitaciones encontradas a lo largo del desarrollo del fantoma se encuentran la presencia de aire en los puntos de uniones de las piezas. Los cortes de las estructuras anatómicas en piezas más pequeñas afectan la precisión en la réplica de la morfología. La dificultad para mantener la estabilidad estructural de la gelatina 250-A en temperaturas mayores a los 20 grados Celsius. Por último, la formación de burbujas de aire durante el proceso de vertido del gel, se vieron reflejadas en el estudio de tomografía.

## VII. CONCLUSIONES

- Se desarrolló un fantoma torácico para el control de calidad de imágenes en tomografía computarizada, diseñado para replicar las características radiológicas de estructuras anatómicas humanas como los pulmones, huesos, corazón y nódulos pulmonares. Dichas estructuras fueron fabricadas mediante impresión 3D mediante el método FDM, y el cuerpo del modelo se completó utilizando un medio gelatinoso (gelatina 250 - A) que simula tejido blando. El prototipo logró una representación visual clara y contrastada entre los distintos tejidos simulados bajo condiciones clínicas reales de adquisición de imagen por tomografía.
- Se evaluaron sistemáticamente diferentes combinaciones de materiales y porcentajes de infill a través de tomografías, bajo parámetros constantes de 120 kVp y 450 mAs. Esta etapa incluyó pruebas con cubos de PLA+ con diferentes porcentajes de relleno de impresión, así como mezclas minerales (hidróxido de calcio y sulfato de calcio dihidratado) en distintas proporciones. A partir de los resultados obtenidos, se seleccionó un infill del 100% para el corazón y los nódulos, y un infill del 10% para pulmones y huesos. Para los huesos, se utilizó una mezcla del 50% hidróxido de calcio y 50% sulfato de calcio dihidratado como relleno adicional, logrando una radiopacidad similar a las estructuras óseas reales.
- El uso del software 3D Slicer permitió medir con precisión los valores de unidades Hounsfield (UH) de cada estructura, examinando que el comportamiento del modelo dentro del escáner correspondía con la configuración interna planeada. El análisis de las imágenes obtenidas del fantoma permitió examinar su respuesta radiológica, mostrando diferencias entre tejidos simulados, especialmente entre pulmones sanos, pulmones con nódulos y estructuras óseas.
- El desempeño del prototipo final fue validado mediante estadística inferencial en los datos registrados para todas las vistas anatómicas de cada estructura simulada, estudiándolas con respecto a sus equivalentes en un estudio tomográfico de un paciente real y en un fantoma comercial. En todos los casos, se obtuvieron valores ( $p > 0.05$ ) que no permitieron rechazar las hipótesis nulas establecidas para las pruebas, indicando que no existieron diferencias estadísticamente significativas entre los

objetos comparados en términos de sus valores de unidades Hounsfield (UH). Estos resultados se interpretan como favorables con respecto al objetivo del proyecto, dado que representan que el prototipo exhibió características radiológicas equivalentes a las observadas en la práctica clínica, respaldando su potencial uso como herramienta en control de calidad de equipos de tomografía y para fines educativos.

## VIII. RECOMENDACIONES

En este capítulo se proponen las recomendaciones para futuros trabajos de investigación, basándose en el análisis de los resultados obtenidos. Se plantean sugerencias de mejora al prototipo y posibles variantes del estudio

Es aconsejable hacer un escalamiento de las piezas anatómicas que se deseen fabricar con la finalidad de reducir los costos de impresión y los de material de relleno. El escalamiento de las estructuras podría contribuir a imitar su morfología de forma más precisas, ya que no se incurre en la división de las partes debido a su tamaño. En caso de querer conservar las medidas reales de cada estructura se aconseja emplear una impresora que tenga la capacidad suficiente para poder imprimir piezas de volúmenes más extenso. De esta forma se evita la acción de ensamblaje de las piezas lo que además de generar gastos en la compra del pegamento de alta resistencia, también puede afectar la fidelidad de la morfología de la estructura por posibles posicionamientos incorrectos al momento del ensamble. Al imprimir una única pieza también se evita la presencia del aire en los puntos de ensamble.

Para alargar la vida útil de la gelatina 250 – A en ambientes con una temperatura mayor a los 20 °C se recomienda investigar el uso de aditivos o conservantes que actúen como aglutinante como el caso de la glicerina, ya sea en su versión líquida o sólida. Esto haría que la mezcla fuera más cohesiva, otorgando una textura con mayor firmeza y resistiendo temperaturas altas. También se pueden evaluar otro tipo de sustancias que imiten la densidad tisular blanda, como geles de agarosa, alcohol polivinílico o silicona blanda.

Es recomendable evaluar otros métodos de vertido de la gelatina 250 – A con la finalidad de encontrar métodos que generen la menor acumulación de burbujas de aire posible. De esta manera se reducirían los artefactos en la imagen del estudio. Se podría evaluar el vertido parcial de forma horizontal del gel, con la finalidad de evaluar el comportamiento de los pulmones en el fluido.

Evaluar el uso de fantasmas para la simulación de procedimientos clínicos como práctica de punciones, colocación de electrodos o evaluación de equipos médicos, de esta forma su aplicabilidad se vería incrementada, abarcando otros campos además del de imagenología. También podrían evaluarse la simulación de otro tipo de patologías, ya sea en los pulmones o en otro tipo de órganos.

Evaluar el método DLP para la impresión de los nódulos pulmonares o para la fabricación de las estructuras anatómicas y realizar una comparativa con el método FDM. Emplear impresoras 3D capaces de combinar varios materiales en una sola estructura permitiría replicar tejidos de distinta densidad y mejorar aún más el realismo anatómico y radiológico del fantoma. Esto se puede enfocar en la elaboración de estructuras óseas, ya que en este caso una misma estructura tiene densidades diferentes (hueso compacto y hueso esponjoso).

## IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 3D Slicer. (2023). *3D Slicer image computing platform*. 3D Slicer. <https://slicer.org/>
- Abdollahi, S., Mowlavi, A. A., Yazdi, M. H. H., Ceberg, S., Aznar, M. C., Tabrizi, F. V., Salek, R., Guckenberger, M., & Tanadini-Lang, S. (2024). Dynamic anthropomorphic thorax phantom for quality assurance of motion management in radiotherapy. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, *30*, 100587. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2024.100587>
- Ahmed, A. M. M., Buschmann, M., Breyer, L., Kuntner, C., & Homolka, P. (2024). Tailoring the Mass Density of 3D Printing Materials for Accurate X-ray Imaging Simulation by Controlled Underfilling for Radiographic Phantoms. *Polymers*, *16*(8), Article 8. <https://doi.org/10.3390/polym16081116>
- Amini, I., Akhlaghi, P., & Sarbakhsh, P. (2018). Construction and verification of a physical chest phantom from suitable tissue equivalent materials for computed tomography examinations. *Radiation Physics and Chemistry*, *150*, 51-57. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2018.04.020>
- Andrzejewska, E. (2016). *Photopolymerization—An overview* | ScienceDirect Topics. <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/photopolymerization>
- AnyCubic. (2023). *Anycubic PLA+ Filament: High-Toughness 3D Printing Material*. <https://store.anycubic.com/products/pla-plus-filament?variant=43690025058466>
- Bagdare, P. (2022). Development of in-house heterogeneous thorax phantom and evaluation of pretreatment patient-specific transit dosimetry for intensity-modulated

radiotherapy and volumetric modulated arc therapy plans. *Journal of Cancer Research and Therapeutics*, 18(4), 1098-1104. [https://doi.org/10.4103/jcrt.jcrt\\_843\\_21](https://doi.org/10.4103/jcrt.jcrt_843_21)

Bushong, S. C. (2010). *Manual de radiología para técnicos*. Elsevier España.

Cavaliere, C., Baldi, D., Brancato, V., Aiello, M., & Salvatore, M. (2023). A customized anthropomorphic 3D-printed phantom to reproducibility assessment in computed tomography: An oncological case study. *Frontiers in Oncology*, 13, 1123796. <https://doi.org/10.3389/fonc.2023.1123796>

Crowe, S., Maxwell, S., Brar, H., Yu, L., & Kairn, T. (2023). Use of light-weight foaming polylactic acid as a lung-equivalent material in 3D printed phantoms. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 46(4), 1811-1817. <https://doi.org/10.1007/s13246-023-01318-4>

Dassault Systèmes. (2021). *FDM - Modelado por deposición fundida*. Dassault Systèmes. <https://www.3ds.com/es/make/service/3d-printing-service/fdm-fused-deposition-modeling>

Dem'yanenko, A. V., Nevstruev, Y. V., Titova, D. E., & Semernik, I. V. (2021). Fabrication of Three-Dimensional Human Chest Phantom for Investigation of the Propagation of Electromagnetic Waves of the Microwave Range. *2021 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (ElConRus)*, 1726-1731. <https://doi.org/10.1109/ElConRus51938.2021.9396614>

DenOtter, T. D., & Schubert, J. (2025). Hounsfield Unit. En *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK547721/>

Diccionario Médico. (2024a). *fantoma*. *Diccionario médico*. <https://www.cun.es>. <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/fantoma>

Diccionario Médico. (2024b). *Qué es radioopacidad—Diccionario Médico Clínica U. Navarra.*

<https://www.cun.es>. <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/radioopacidad>

Hatamikia, S., Jaksa, L., Kronreif, G., Birkfellner, W., Kettenbach, J., Buschmann, M., & Lorenz, A.

(2023). Silicone phantoms fabricated with multi-material extrusion 3D printing technology mimicking imaging properties of soft tissues in CT. *Zeitschrift Fur Medizinische Physik*, S0939-3889(23)00076-4.

<https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2023.05.007>

Hatamikia, S., Kronreif, G., Unger, A., Oberoi, G., Jaksa, L., Unger, E., Koschitz, S., Gulyas, I.,

Irnstorfer, N., Buschmann, M., Kettenbach, J., Birkfellner, W., & Lorenz, A. (2022). 3D printed patient-specific thorax phantom with realistic heterogenous bone radiopacity using filament printer technology. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 32(4), 438-452.

<https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.02.001>

Hatamikia, S., Oberoi, G., Unger, E., Kronreif, G., Kettenbach, J., Buschmann, M., Figl, M., Knäusl,

B., Moscato, F., & Birkfellner, W. (2020). Additively Manufactured Patient-Specific Anthropomorphic Thorax Phantom With Realistic Radiation Attenuation Properties. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8, 385.

<https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00385>

Hazelaar, C., van Eijnatten, M., Dahele, M., Wolff, J., Forouzanfar, T., Slotman, B., & Verbakel, W.

F. A. R. (2018). Using 3D printing techniques to create an anthropomorphic thorax phantom for medical imaging purposes. *Medical Physics*, 45(1), 92-100.

<https://doi.org/10.1002/mp.12644>

Hernandez-Giron, I., den Harder, J. M., Streekstra, G. J., Geleijns, J., & Veldkamp, W. J. H. (2019).

Development of a 3D printed anthropomorphic lung phantom for image quality

assessment in CT. *Physica Medica*, 57, 47-57.

<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.11.015>

Hong, D., Moon, S., Seo, J. B., & Kim, N. (2023). Development of a patient-specific chest computed tomography imaging phantom with realistic lung lesions using silicone casting and three-dimensional printing. *Scientific Reports*, 13(1), 3941. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-31142-5>

Huamani T., Y., Mullisaca P., A., Apaza V., G., Chen, F., & Vega R., J. (2019). Construction and characterization of materials equivalent to the tissues and organs of the human body for radiotherapy. *Radiation Physics and Chemistry*, 159, 70-75. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.01.013>

Jamal, N. H. M., Sayed, I. S., & Syed, W. S. (2020). Estimation of organ absorbed dose in pediatric chest X-ray examination: A phantom study. *Radiation Physics and Chemistry*, 166, 108472. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.108472>

Kalidindi, Y., Ganapathy, A. K., Nayak, Y., Elumalai, A., Chen, D. Z., Bishop, G., Sanchez, A., Albers, B., Shetty, A. S., & Ballard, D. H. (2023). Computed Tomography Attenuation of Three-Dimensional (3D) Printing Materials—Depository to Aid in Constructing 3D-Printed Phantoms. *Micromachines*, 14(10), Article 10. <https://doi.org/10.3390/mi14101928>

Kozee, M., Weygand, J., Andreozzi, J. M., Hunt, D., Perez, B. A., Graham, J. A., & Redler, G. (2023). Methodology for computed tomography characterization of commercially available 3D printing materials for use in radiology/radiation oncology. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 24(6), e13999. <https://doi.org/10.1002/acm2.13999>

- Kubo, T., Lin, P.-J. P., Stiller, W., Takahashi, M., Kauczor, H.-U., Ohno, Y., & Hatabu, H. (2008). Radiation Dose Reduction in Chest CT: A Review. *American Journal of Roentgenology*, 190(2), 335-343. <https://doi.org/10.2214/AJR.07.2556>
- Kunert, P., Schlattl, H., Trinkl, S., Giussani, A., Klein, L., Janich, M., Reichert, D., & Brix, G. (2023). Reproduction of a conventional anthropomorphic female chest phantom by 3D-printing: Comparison of image contrasts and absorbed doses in CT. *Medical Physics*, 50(8), 4734-4743. <https://doi.org/10.1002/mp.16587>
- Kusk, M. W., Stowe, J., Hess, S., Gerke, O., & Foley, S. (2023). Low-cost 3D-printed anthropomorphic cardiac phantom, for computed tomography automatic left ventricle segmentation and volumetry – A pilot study. *Radiography*, 29(1), 131-138. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2022.10.015>
- Laidlaw, J., Earl, N., Shavdia, N., Davis, R., Mayer, S., Karaman, D., Richtsmeier, D., Rodesch, P.-A., & Bazalova-Carter, M. (2023). Design and CT imaging of casper, an anthropomorphic breathing thorax phantom. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 9(2). <https://doi.org/10.1088/2057-1976/acb7f7>
- Lobo, D., Challapalli, S., Banerjee, S., Putha, S. K., Saxena, P. U. P., Holla, R., Shreyas, R., & Ramamoorthy, R. (2021). Fabrication and development of a thorax phantom to evaluate 3D CRT treatment planning techniques for post-mastectomy chest wall radiotherapy. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 44(2), 425-432. <https://doi.org/10.1007/s13246-021-00992-6>
- Mayo Clinic. (2024, septiembre 18). *Exploración por tomografía computarizada*. <https://www.mayoclinic.org/es/tests-procedures/ct-scan/about/pac-20393675>

- Medical Expo. (2025). *N1 «LUNGMAN»—Fantoma de prueba para radiología by Kyoto Kagaku*  
| *MedicalExpo*. <https://www.medicalexpo.es/prod/kyoto-kagaku/product-69057-426201.html>
- Mei, K., Geagan, M., Roshkovan, L., Litt, H. I., Gang, G. J., Shapira, N., Stayman, J. W., & Noël, P. B. (2022). Three-dimensional printing of patient-specific lung phantoms for CT imaging: Emulating lung tissue with accurate attenuation profiles and textures. *Medical Physics*, *49*(2), 825-835. <https://doi.org/10.1002/mp.15407>
- Nisa, K. A., Anam, C., Alkian, I., Naufal, A., & Sutanto, H. (2025). Fabrication of Glycerin-Based Chest Phantom as a Simulation Model for Paediatric Pneumonia. *International Journal of Scientific Research in Science and Technology*, *12*(1), Article 1. <https://doi.org/10.32628/IJSRST2512130>
- OIEA. (2022, julio 22). *La protección radiológica de los pacientes durante los procedimientos de cardiología intervencionista* [Text]. IAEA. <https://www.iaea.org/es/recursos/proteccion-radiologica-de-los-pacientes/profesionales-de-la-salud/procedimientos-intervencionistas/cardiologia/pacientes>
- Okkalidis, N., Bliznakova, K., & Kolev, N. (2022). A filament 3D printing approach for CT-compatible bone tissues replication. *Physica Medica*, *102*, 96-102. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.09.009>
- OMS. (2023, julio 27). *Efectos en la salud de las radiaciones ionizantes*. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-and-health-effects>

- Ozsoykal, I., & Yurt, A. (2024). Introduction of a Novel Technique in Density-Adjusted 3D Printing for the Manufacture of Soft-Tissue-Equivalent Radiological Phantoms. *Applied Sciences*, *14*(2), Article 2. <https://doi.org/10.3390/app14020509>
- Puerta-Ortiz, J. A., & Morales-Aramburo, J. (2020). Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes. *Revista Colombiana de Cardiología*, *27*, 61-71. <https://doi.org/10.1016/j.rccar.2020.01.005>
- RAE. (2024, enero 19). *Antropomorfismo* | *Diccionario del estudiante*. «Diccionario del estudiante». <https://www.rae.es/diccionario-estudiante/antropomorfismo>
- Saleh, G., Abuelhaija, A., Alfaris, B., Aljabr, A., Zainalabedin, M., Mhareb, M. H. A., Alhashim, M., & Alenezi, S. (2023). Heterogeneous breast phantom for computed tomography and magnetic resonance imaging. *PloS One*, *18*(4), e0284531. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0284531>
- Silberstein, J., Tran, S., Wong, Y. H., Yeong, C. H., & Sun, Z. (2025). Development of a 3D-Printed Chest Phantom with Simulation of Lung Nodules for Studying Ultra-Low-Dose Computed Tomography Protocols. *Applied Sciences*, *15*(1), Article 1. <https://doi.org/10.3390/app15010309>
- Smith-Bindman, R., Chu, P. W., Azman Firdaus, H., Stewart, C., Malekhedayat, M., Alber, S., Bolch, W. E., Mahendra, M., Berrington de González, A., & Miglioretti, D. L. (2025). Projected Lifetime Cancer Risks From Current Computed Tomography Imaging. *JAMA Internal Medicine*. <https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2025.0505>
- Sookpeng, S., Martin, C. J., & Krisanachinda, A. (2020). Design and use of a phantom for testing and comparing the performance of computed tomography automatic tube current

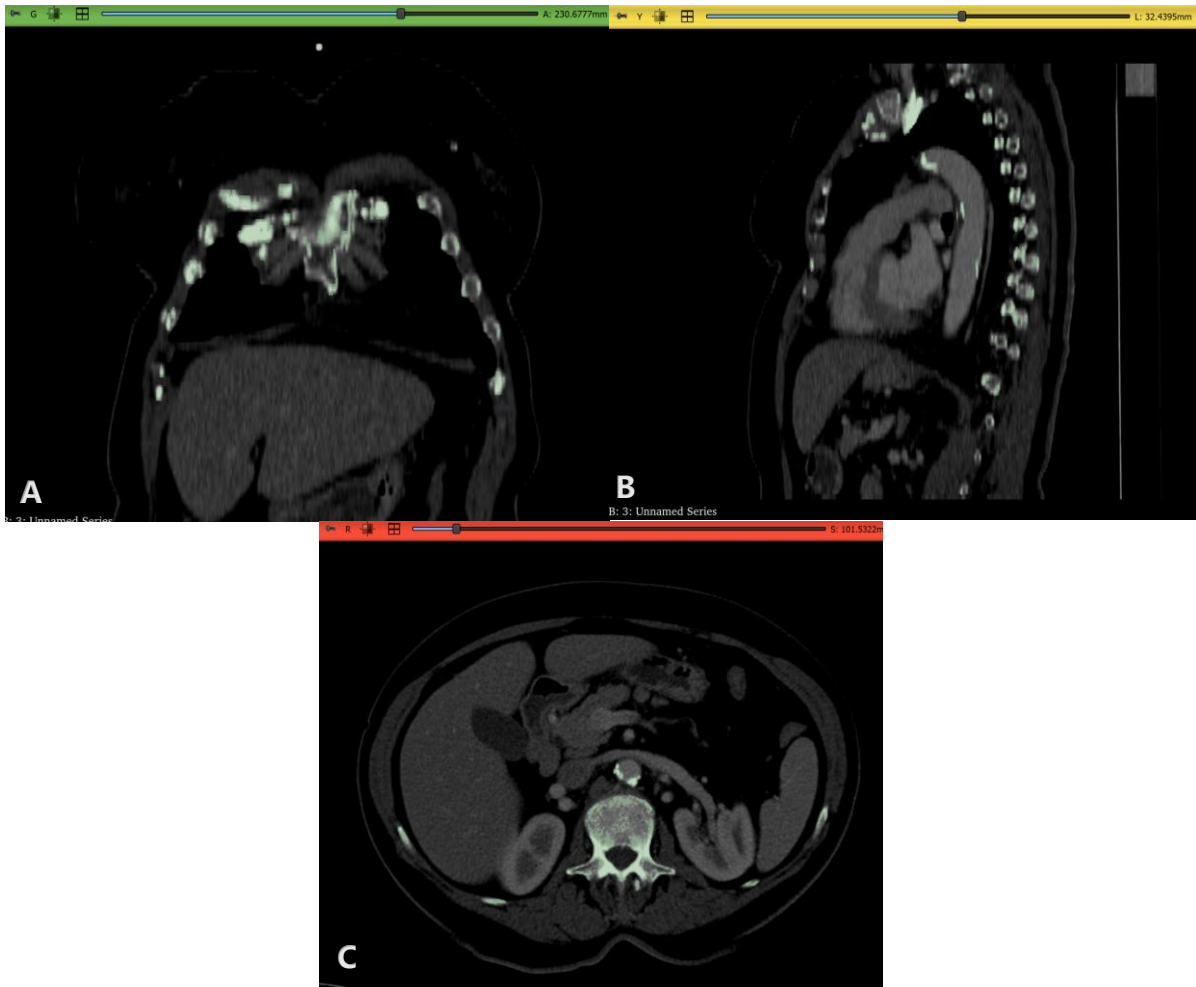
modulation systems. *Journal of Radiological Protection: Official Journal of the Society for Radiological Protection*, 40(3), 753-773. <https://doi.org/10.1088/1361-6498/ab8a56>

Sugawara, Y., Kadoya, N., Kotabe, K., Nakajima, Y., Ikeda, R., Tanabe, S., Ohashi, H., & Jingu, K. (2020). Development of a dynamic deformable thorax phantom for the quality management of deformable image registration. *Physica Medica*, 77, 100-107. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.08.007>

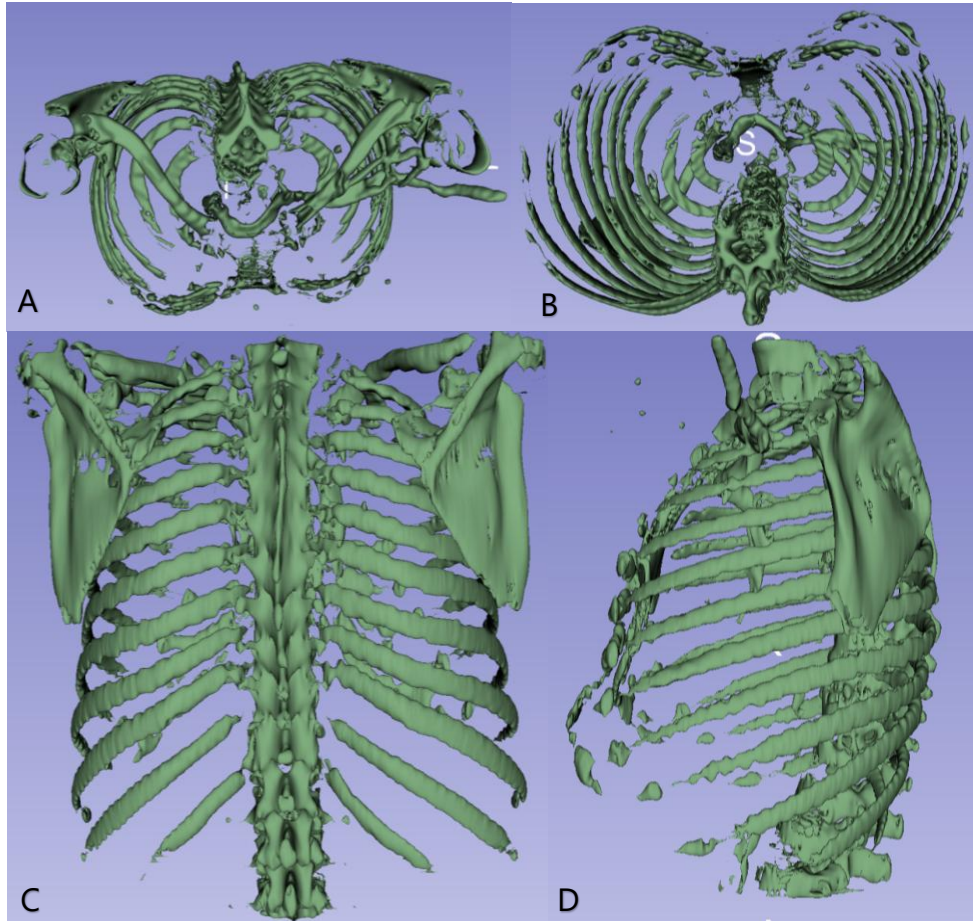
Tapia Gajardo, L. F., Hernández Roman, M. C., González Robles, P. A., & Prado Cifuentes, R. A. (2016). *Confección de fantoma para control de calidad en sistema de ultrasonido utilizado en braquiterapia para tratamiento de cáncer prostático*. <http://repositorio.unab.cl/xmlui/handle/ria/2664>

Tino, R. B., Yeo, A. U., Brandt, M., Leary, M., & Kron, T. (2022). A customizable anthropomorphic phantom for dosimetric verification of 3D-printed lung, tissue, and bone density materials. *Medical Physics*, 49(1), 52-69. <https://doi.org/10.1002/mp.15364>

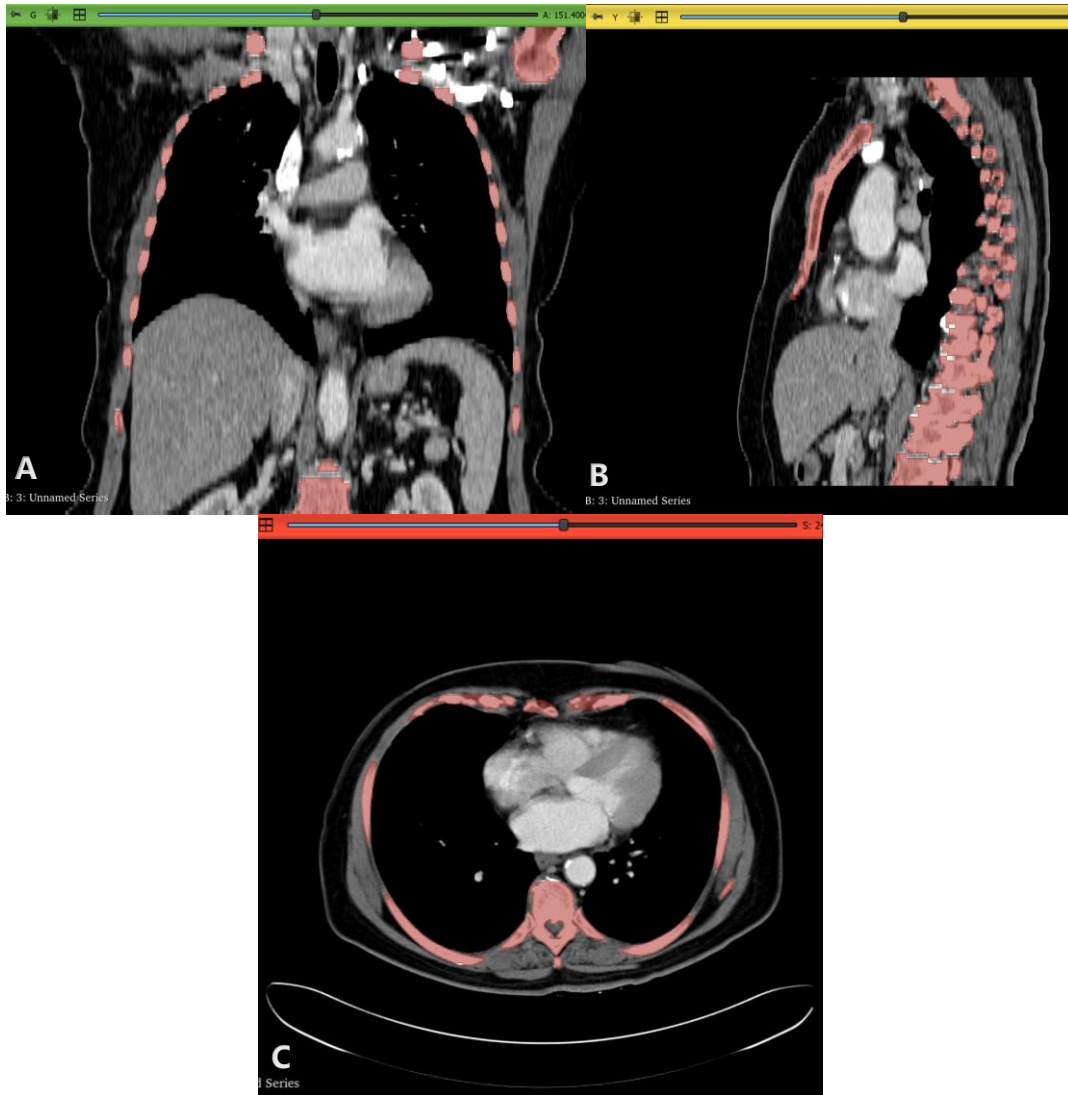
## X. ANEXOS



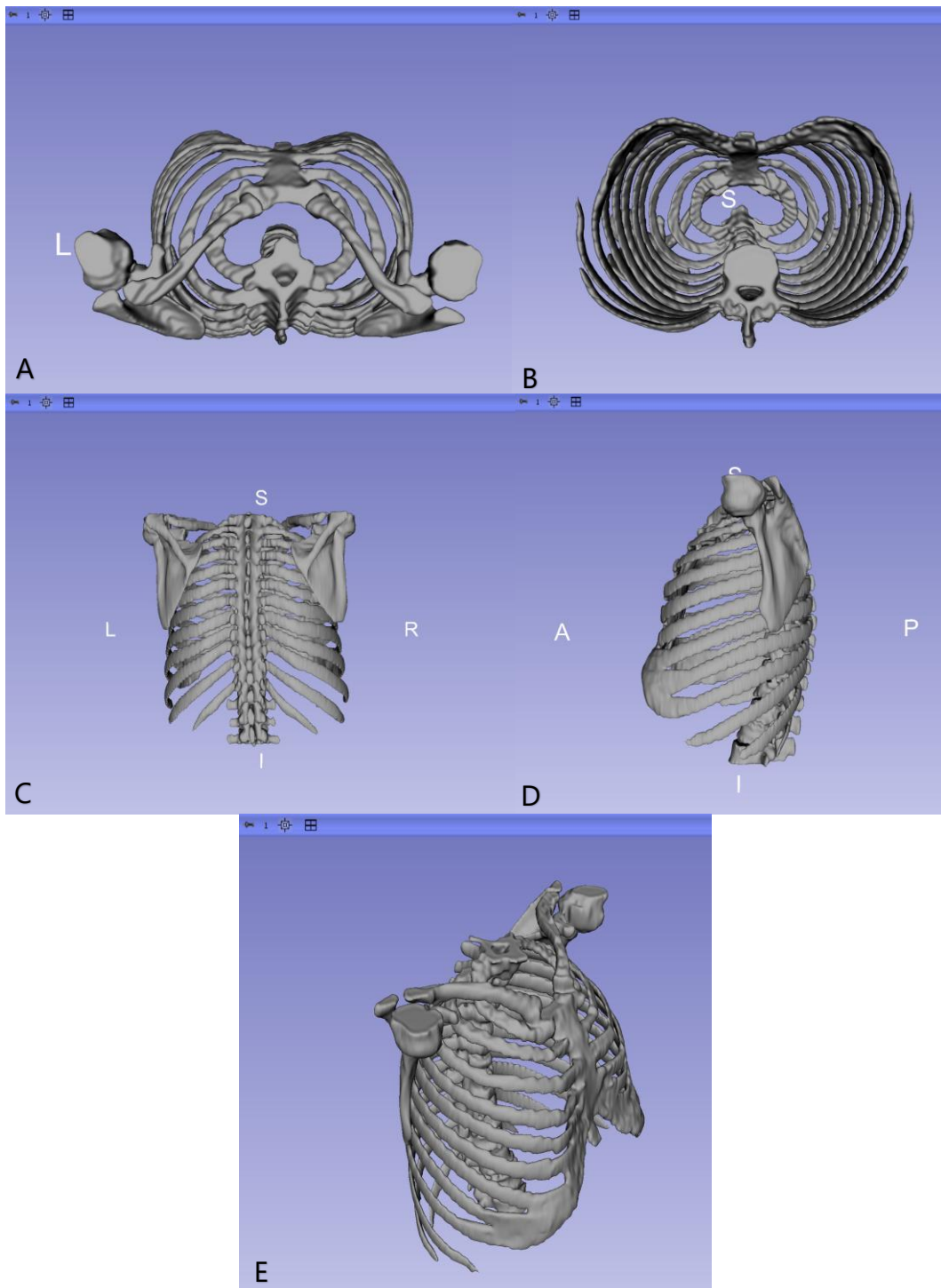
Anexo 1 - Primera segmentación de las estructuras óseas. A. Vista Coronal. B. Vista Sagital. C. Vista Axial.



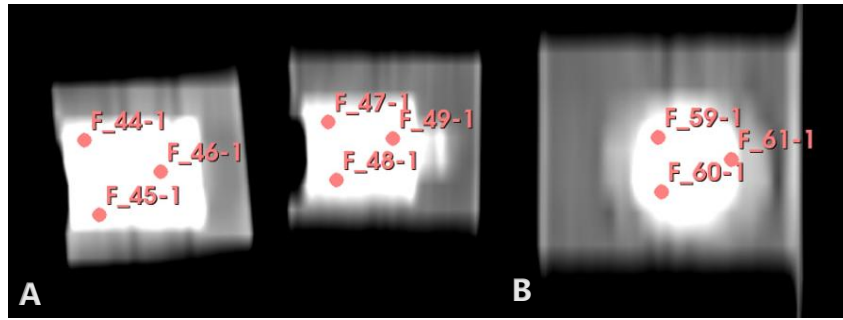
**Anexo 2 - Reconstrucción 3D de la primera segmentación ósea. A. Vista Superior. B. Vista Inferior. C. Vista Posterior. D. Vista Izquierda.**



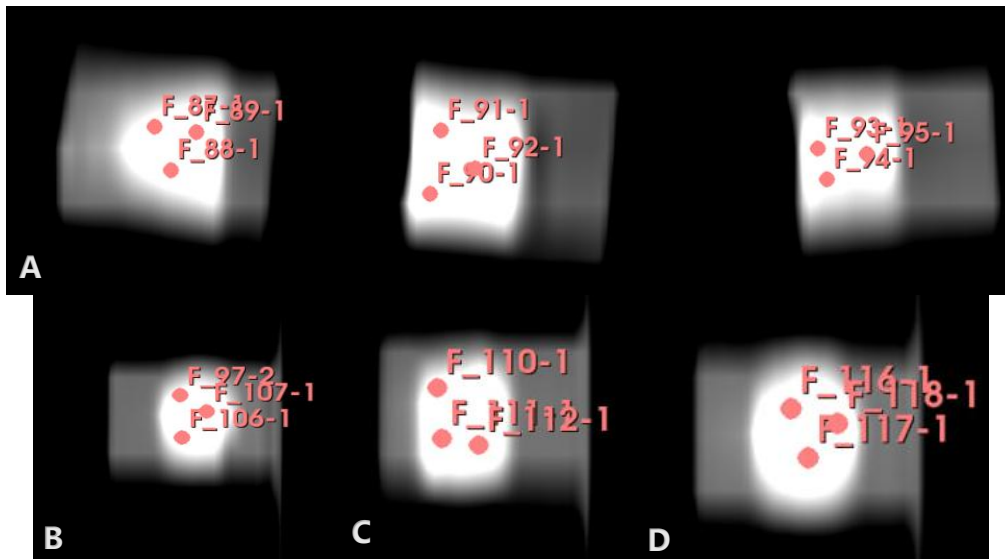
**Anexo 3 - Segmentación Final de las estructuras óseas. A. Vista Coronal. B. Vista Sagital. C. Vista Axial.**



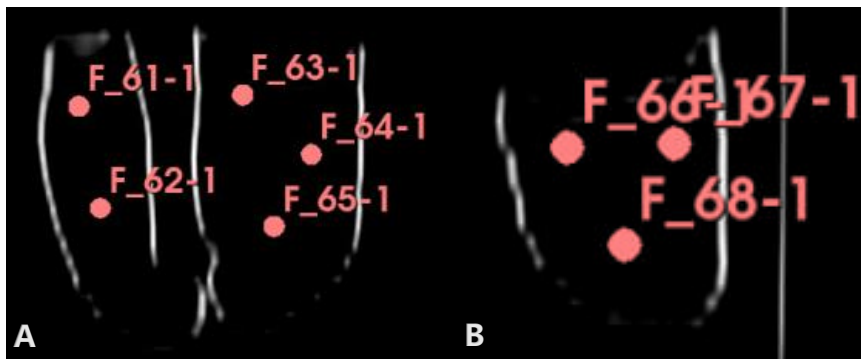
**Anexo 4 - Reconstrucción 3D de la primera segmentación ósea. A. Vista Superior. B. Vista Inferior. C. Vista Posterior. D. Vista Izquierda. E. Vista Isométrica.**



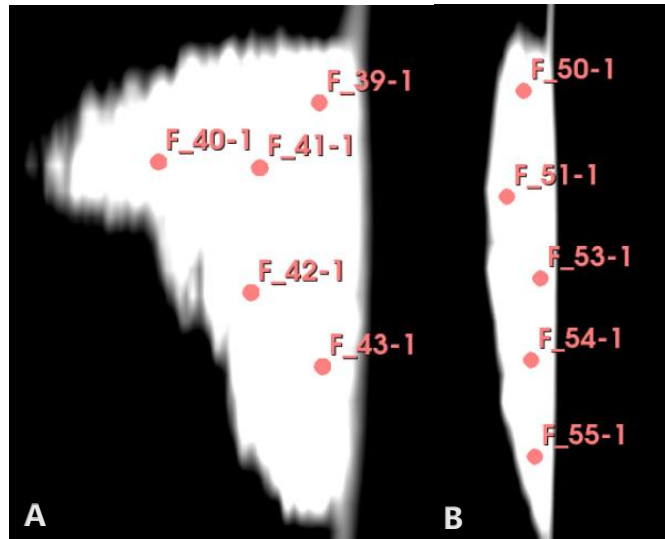
Anexo 5 - Ubicación de los puntos para la toma de datos de la mezcla 1 y 2. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.



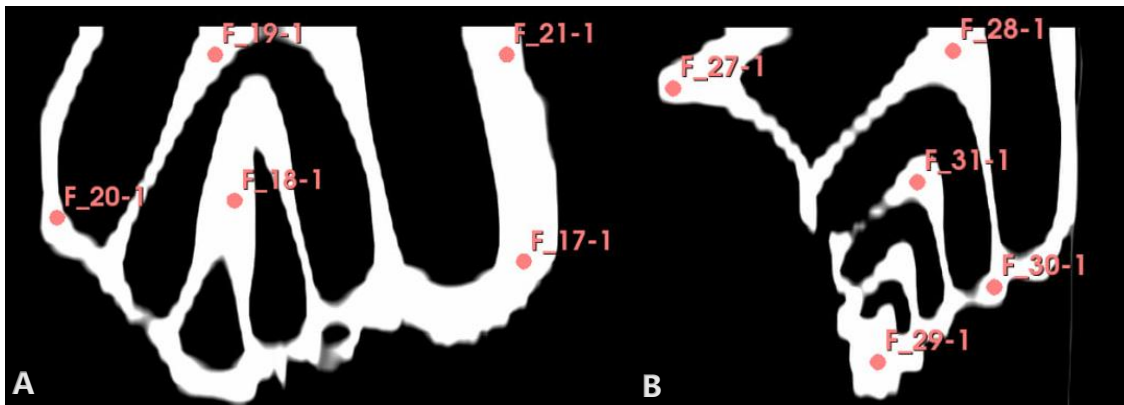
Anexo 6 - Ubicación de los puntos para la toma de datos de la mezcla 3, 4 y 5 respectivamente. A. Vista coronal. B. Vista sagital mezcla 3. C. Vista sagital mezcla 4. D. Vista sagital mezcla 5.



Anexo 7 Ubicación de los puntos para la toma de datos de los pulmones huecos escalados. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.



Anexo 8 - Ubicación de los puntos para la toma de datos de la cascara de huevo triturada. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.



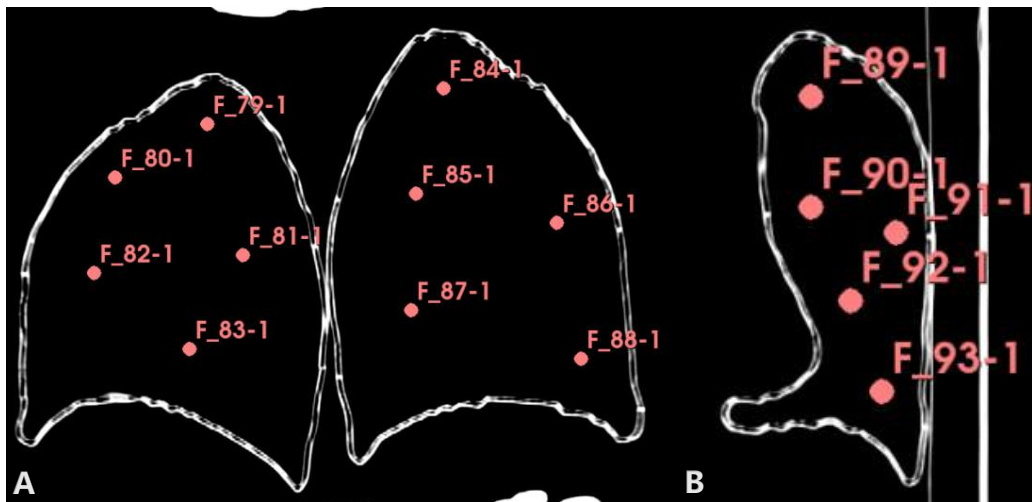
Anexo 9 - Ubicación de los puntos para la toma de datos de la concha de caracol. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.

Anexo 10 - Datos de Impresión

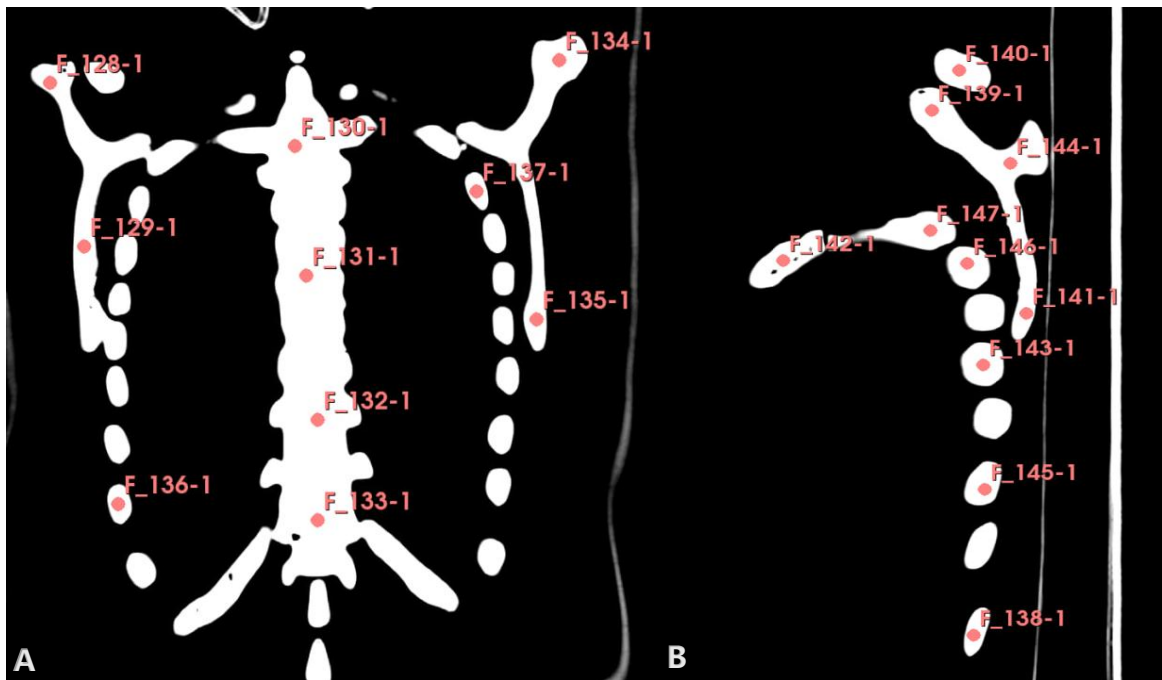
Piezas	% de Infill	Temperatura cama	Temperatura extrusor	Tiempo Impresión	Velocidad Impresión	Altura de capa
Corazón	100%	60 °C	220 °C	05:15	200 m/s	0.2 mm
Pulmón #1	10%	60 °C	220 °C	09:37	200 m/s	0.2 mm
Pulmón #2	10%	60 °C	220 °C	02:50	200 m/s	0.2 mm
Pulmón #3	10%	60 °C	220 °C	04:22	200 m/s	0.2 mm
Pulmón #4	10%	60 °C	220 °C	03:55	200 m/s	0.2 mm
Pulmón #5	10%	60 °C	220 °C	02:41	200 m/s	0.2 mm
Nódulo de 30	100%	60 °C	220 °C	00:30	200 m/s	0.2 mm
Nódulo de 20	100%	60 °C	220 °C	00:15	200 m/s	0.2 mm
Columna #1	10%	60 °C	220 °C	10:56	200 m/s	0.2 mm

Columna #2	10%	60 °C	220 °C	08:45	200 m/s	0.2 mm
Costillas derecho (10)	10%	60 °C	220 °C	04:32	200 m/s	0.2 mm
Costillas izquierdo (8)	10%	60 °C	220 °C	04:15	200 m/s	0.2 mm
Omoplato #1	10%	60 °C	220 °C	06:45	200 m/s	0.2 mm
Omoplato #2	10%	60 °C	220 °C	08:28	200 m/s	0.2 mm
<b>Tiempo total de Impresión</b>				3 días, 1 hora y 6 minutos.		

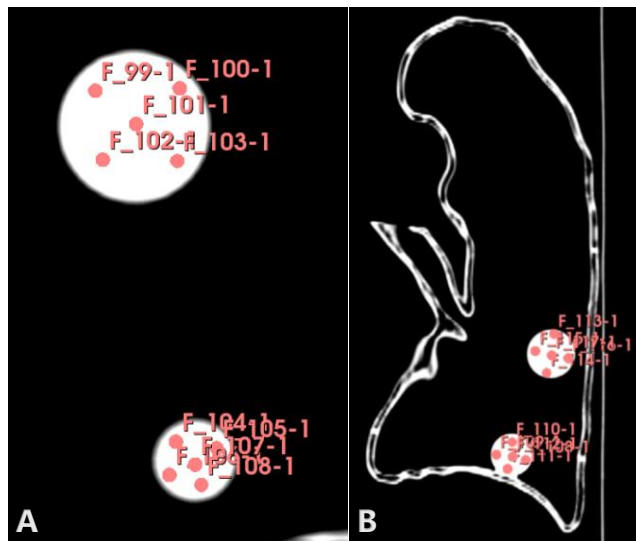
Fuente: Elaboración propia.



**Anexo 11 - Ubicación de los puntos para la toma de datos de las estructuras pulmonares. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.**



Anexo 12 - Ubicación de los puntos para la toma de datos de las estructuras pulmonares. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.



Anexo 13 - Ubicación de los puntos para la toma de datos de las estructuras pulmonares. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.

**Anexo 14 - Valores de UH en la vista axial para la evaluación de las estructuras individualmente**

<b>Datos</b>	<b>Pulmones</b>	<b>Nódulos</b>	<b>Corazón</b>	<b>Estructura Ósea</b>
1	-989	110	128	1093
2	-993	110	139	1117
3	-1003	123	144	1160
4	-999	103	148	1143
5	-1000	174	141	1167
6	-988	91	80	1147
7	-1000	100	157	785
8	-995	118	147	1247
9	-1003	100	91	1170
10	-983	166	138	1096
11	-1004	73	150	1197
12	-1005	103	142	1067
13	-1001	105	132	1138
14	-1000	110	128	1196
15	-999	119	150	950
16	-1004	55	71	816
17	-995	103	125	1002
18	-1000	90	139	1179
19	-1004	141	149	1189
20	-996	110	127	744
21	-994	91	152	1253
22	-987	107	140	1074
23	-1001	119	149	1134
24	-1004	141	82	1211
25	-997	159	133	914
26	-998	110	146	943
27	-997	87	158	1006
28	-1005	154	72	1047
29	-998	84	144	1303
30	-985	166	128	985
<b>Media</b>	-997.57	114.07	131	1082.43
<b>Desviación Estándar</b>	6.11	28.54	25.31	139.79

Fuente: Elaboración propia.

**Anexo 15 - Valores de UH en la vista coronal para la evaluación de las estructuras individualmente**

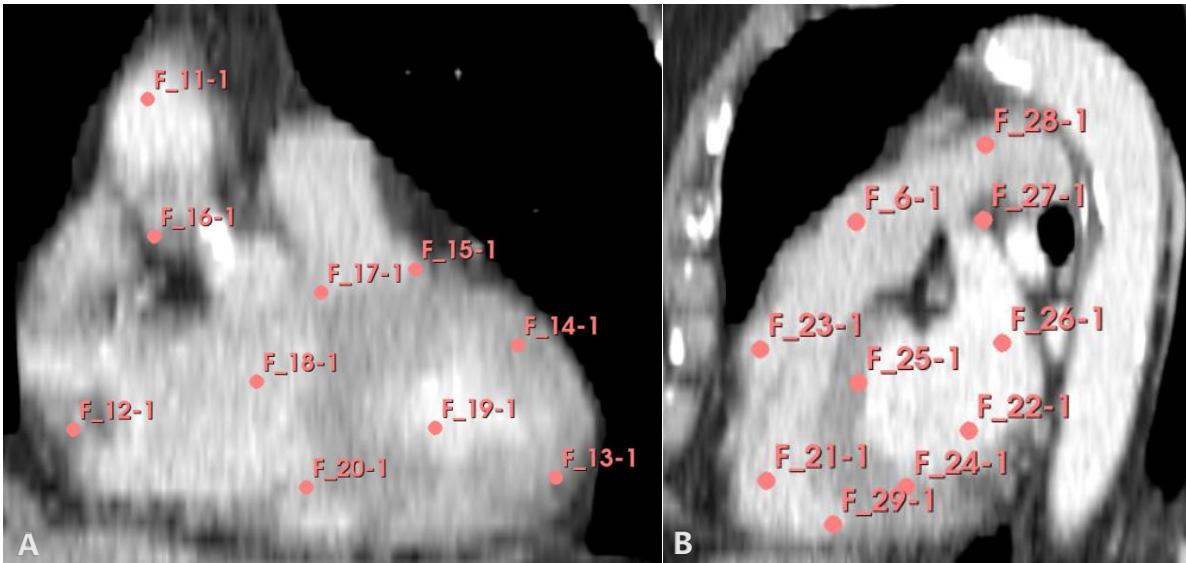
<b>Datos</b>	<b>Pulmones</b>	<b>Nódulos</b>	<b>Corazón</b>	<b>Estructura Ósea</b>
1	-993	107	151	1035
2	-996	121	131	1144
3	-999	104	147	1219
4	-993	141	152	1076
5	-1002	116	141	1258
6	-998	98	129	1305
7	-996	140	54	1087
8	-1003	90	149	1253
9	-999	152	134	1314
10	-997	115	93	1219
11	-999	72	125	1071
12	-1000	110	134	1250
13	-998	57	148	948
14	-1001	110	53	1184
15	-1009	115	141	1279
16	-1002	85	132	1364
17	-1001	106	127	1163
18	-999	101	134	1137
19	-998	101	81	1160
20	-995	98	155	1133
21	-996	104	92	1149
22	-996	92	152	889
23	-994	107	129	1066
24	-996	105	80	908
25	-992	112	86	974
26	-1004	95	155	1240
27	-994	156	146	1130
28	-995	111	139	1027
29	-1002	161	150	943
30	-995	107	131	984
<b>Media</b>	-998.07	109.63	125.7	1130.30
<b>Desviación Estándar</b>	3.81	22.72	29.65	127.83

Fuente: Elaboración propia.

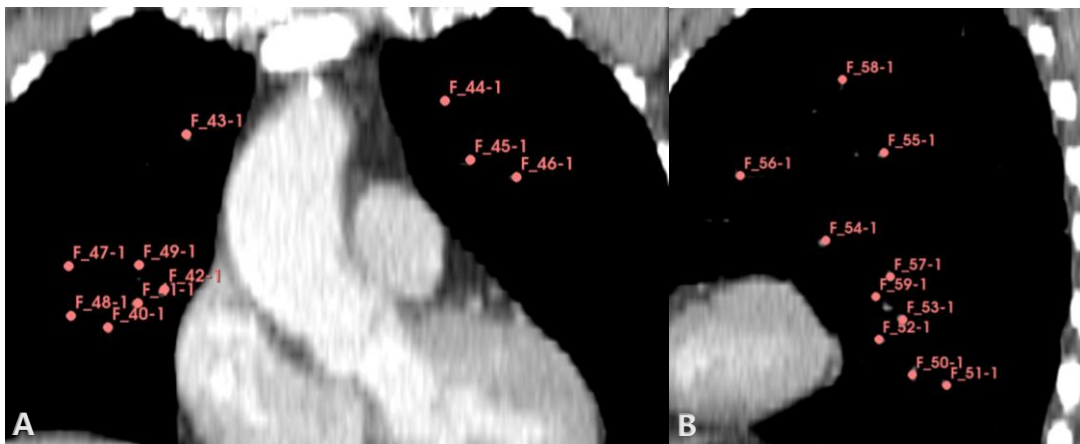
**Anexo 16 - Valores de UH en la vista sagital para la evaluación de las estructuras individualmente**

<b>Datos</b>	<b>Pulmones</b>	<b>Nódulos</b>	<b>Corazón</b>	<b>Estructura Ósea</b>
1	-999	124	146	1279
2	-999	107	125	1115
3	-1004	136	137	1122
4	-995	123	57	1126
5	-996	126	149	1326
6	-1001	99	152	1135
7	-997	109	136	874
8	-1003	114	147	1027
9	-994	110	138	1065
10	-997	94	156	1224
11	-998	89	135	1208
12	-1003	82	128	1019
13	-998	120	151	1147
14	-1000	116	85	935
15	-997	104	150	1012
16	-998	107	77	1104
17	-1003	119	134	960
18	-999	100	140	920
19	-1002	106	53	966
20	-1003	102	153	1157
21	-1004	123	139	1111
22	-1002	102	90	1194
23	-998	119	143	1341
24	-1000	115	131	1356
25	-1001	98	149	1277
26	-998	98	153	1113
27	-995	118	138	1185
28	-1004	112	150	1125
29	-1000	104	91	839
30	-1000	109	128	893
<b>Media</b>	-999.60	109.5	128.70	1105.17
<b>Desviación Estándar</b>	2.80	11.88	29.08	140.13

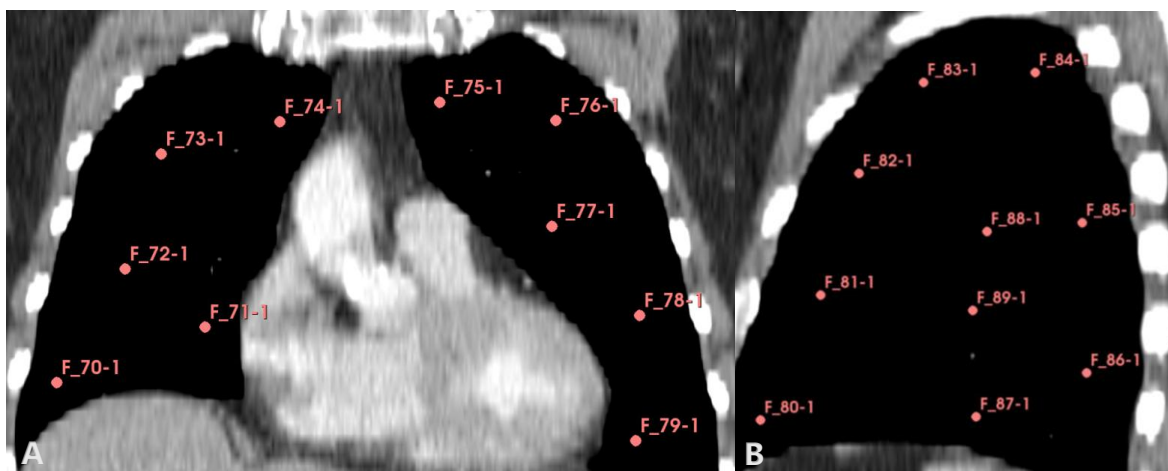
Fuente: Elaboración propia.



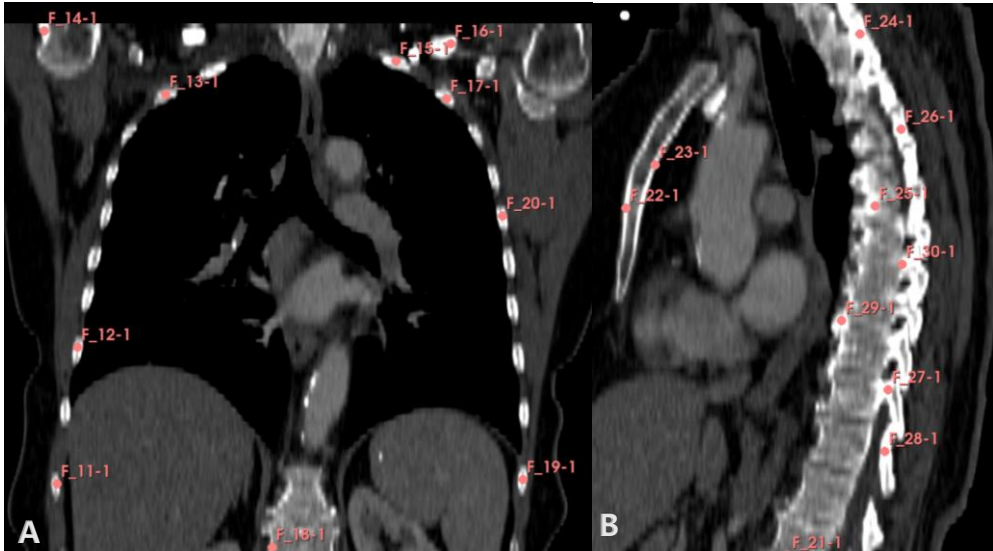
**Anexo 17 - Ubicación de los puntos para la toma de datos del corazón del paciente. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.**



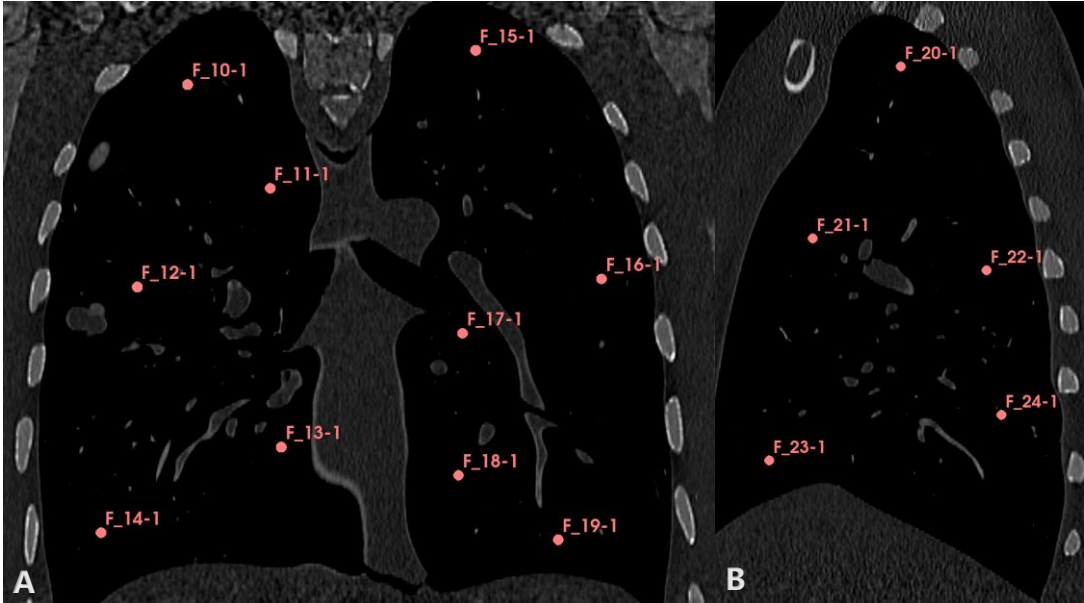
**Anexo 18 - Ubicación de los puntos para la toma de datos de los nódulos pulmonares del paciente. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.**



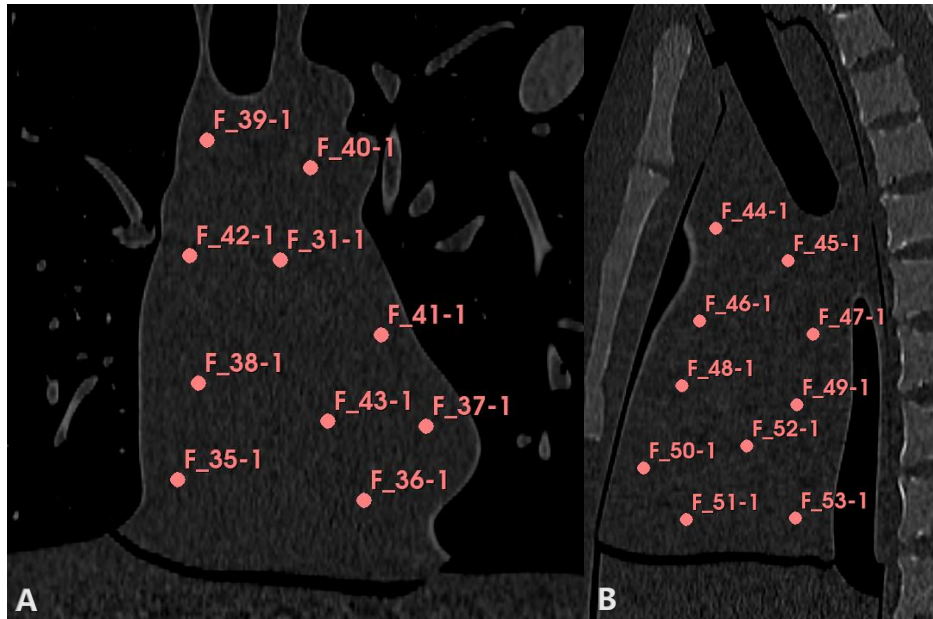
**Anexo 19 - Ubicación de los puntos para la toma de datos en los pulmones del paciente. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.**



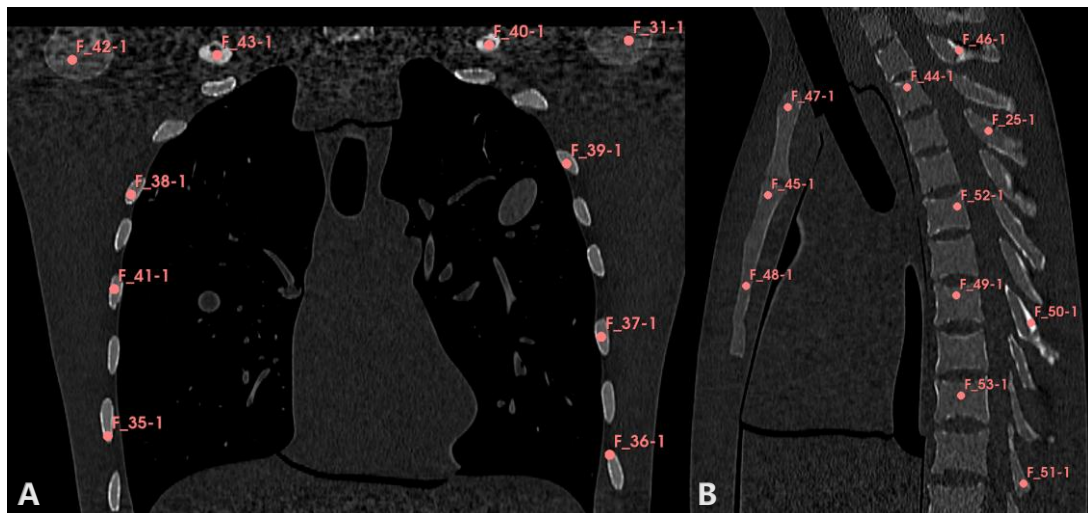
**Anexo 20 - Ubicación de los puntos para la toma de datos en los huesos del tórax del paciente. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.**



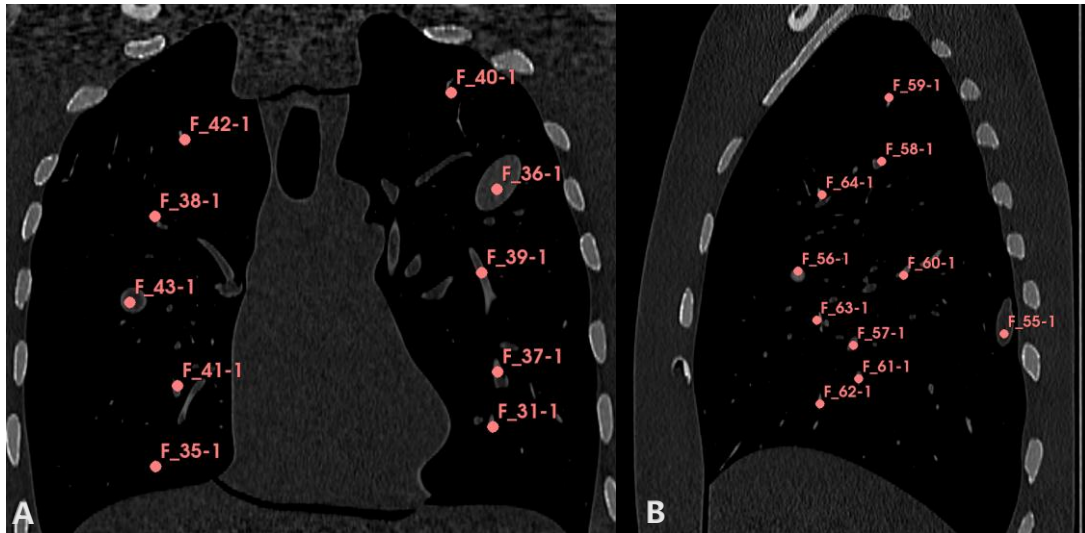
**Anexo 21 - Ubicación de los puntos para la toma de datos en los pulmones del fantoma comercial. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.**



**Anexo 22 - Ubicación de los puntos para la toma de datos en el corazón del fantoma comercial. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.**



**Anexo 23 - Ubicación de los puntos para la toma de datos en los huesos de la caja torácica del fantoma comercial. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.**



**Anexo 24 - Ubicación de los puntos para la toma de datos en los nódulos pulmonares del fantoma comercial. A. Vista coronal. B. Vista Sagital.**

**Anexo 25 - Valores de UH del paciente en vista axial**

<b>Datos</b>	<b>Pulmones</b>	<b>Nódulos</b>	<b>Corazón</b>	<b>Estructura Ósea</b>
1	-994	104	91	1321
2	-1009	118	111	928
3	-992	93	97	850
4	-986	105	107	920
5	-963	104	90	1746
6	-1012	123	95	967
7	-980	114	105	1251
8	-980	110	120	1378
9	-997	109	121	1484
10	-970	126	104	860
11	-980	107	85	827
12	-995	94	91	695
13	-996	110	107	700
14	-991	116	109	893
15	-1000	97	90	779
16	-996	106	86	1081
17	-971	87	116	813
18	-995	88	94	809
19	-993	111	89	791
20	-986	99	81	1223
21	-991	120	106	960
22	-982	119	108	935
23	-978	189	102	1168
24	-947	101	106	818
25	-996	109	114	839
26	-976	113	114	754
27	-950	112	101	1012
28	-971	90	118	1001
29	-978	91	116	1310
30	-974	117	119	1320
<b>Media</b>	-984.30	109.40	103.10	1014.43
<b>Desviación Estándar</b>	15.14	18.41	11.68	258.99

Fuente: Elaboración propia.

**Anexo 26 - Valores de UH del paciente en vista coronal**

<b>Datos</b>	<b>Pulmones</b>	<b>Nódulos</b>	<b>Corazón</b>	<b>Estructura Ósea</b>
1	-982	96	109	1559
2	-976	92	85	1159
3	-985	118	101	1360
4	-980	118	99	982
5	-995	93	120	1105
6	-992	115	103	1136
7	-973	113	110	1065
8	-989	116	115	1076
9	-980	112	107	955
10	-1001	107	97	1483
11	-971	96	90	1243
12	-912	111	88	780
13	-988	101	107	722
14	-992	114	92	934
15	-969	104	91	1064
16	-966	99	90	1045
17	-995	104	84	761
18	-1019	99	95	2154
19	-976	112	101	994
20	-1024	118	97	906
21	-976	98	110	919
22	-983	113	118	713
23	-996	106	97	1145
24	-981	92	98	918
25	-999	109	95	814
26	-976	114	104	900
27	-986	96	99	1009
28	-1013	113	95	730
29	-1016	94	84	928
30	-987	115	114	1337
<b>Media</b>	-985.93	106.27	99.83	1063.20
<b>Desviación Estándar</b>	20.33	8.85	9.97	297.61

Fuente: Elaboración propia.

**Anexo 27 - Valores de UH del paciente en vista sagital**

<b>Datos</b>	<b>Pulmones</b>	<b>Nódulos</b>	<b>Corazón</b>	<b>Estructura Ósea</b>
1	-996	115	91	1279
2	-979	105	110	901
3	-982	93	115	1132
4	-972	96	111	1240
5	-989	82	86	961
6	-974	89	119	1089
7	-1004	112	105	1300
8	-975	89	108	918
9	-986	116	99	1170
10	-990	93	110	946
11	-1003	112	97	1213
12	-981	91	112	1026
13	-989	111	116	992
14	-963	118	95	1157
15	-978	93	93	1294
16	-988	105	115	973
17	-990	96	93	1051
18	-962	109	124	937
19	-971	112	114	1126
20	-960	119	102	986
21	-1001	127	110	1261
22	-992	87	104	999
23	-1014	90	93	1105
24	-988	118	92	958
25	-974	113	102	1195
26	-984	112	114	1009
27	-981	90	107	1231
28	-1013	122	80	944
29	-971	104	87	1076
30	-1015	115	109	928
<b>Media</b>	-985.50	104.47	103.77	1079.90
<b>Desviación Estándar</b>	14.85	12.51	11.00	128.14

Fuente: Elaboración propia.

**Anexo 28 - Valores de UH del modelo final en vista axial**

<b>Datos</b>	<b>Pulmones</b>	<b>Nódulos</b>	<b>Corazón</b>	<b>Estructura Ósea</b>
1	-998	112	100	1045
2	-980	114	92	1046
3	-990	110	92	1115
4	-980	115	96	1100
5	-985	112	97	1099
6	-994	96	89	1090
7	-964	113	100	1022
8	-986	103	97	1170
9	-991	107	82	1103
10	-991	101	96	1000
11	-987	99	90	999
12	-986	113	96	1091
13	-988	116	90	1040
14	-992	113	111	1073
15	-990	112	107	1122
16	-986	95	105	998
17	-989	107	102	1053
18	-982	117	84	1093
19	-983	98	103	990
20	-981	100	98	1193
21	-974	104	102	972
22	-982	108	102	1147
23	-998	97	92	1119
24	-980	115	91	988
25	-1007	120	93	1022
26	-989	108	100	1183
27	-1000	105	109	1147
28	-985	107	109	1061
29	-989	109	103	963
30	-993	110	97	1009
<b>Media</b>	-987.33	107.87	97.50	1068.43
<b>Desviación Estándar</b>	8.18	6.79	7.20	64.63

Fuente: Elaboración propia.

**Anexo 29 - Valores de UH del modelo final en vista coronal**

<b>Datos</b>	<b>Pulmones</b>	<b>Nódulos</b>	<b>Corazón</b>	<b>Estructura Ósea</b>
1	-990	112	100	1053
2	-994	104	90	1005
3	-992	120	98	1022
4	-982	125	89	1128
5	-983	114	94	1022
6	-1003	112	99	957
7	-981	120	97	969
8	-984	115	90	1195
9	-987	109	105	1083
10	-988	108	92	1162
11	-996	120	97	1123
12	-983	103	99	1114
13	-994	94	97	1144
14	-988	104	105	1003
15	-982	104	86	1017
16	-982	115	94	1008
17	-991	113	94	1199
18	-1001	100	103	1190
19	-983	99	99	1187
20	-993	102	103	1141
21	-980	106	99	1174
22	-982	100	97	1207
23	-994	98	92	1149
24	-991	111	91	1187
25	-984	115	120	931
26	-985	109	102	1009
27	-989	97	91	943
28	-992	102	97	953
29	-980	100	87	1003
30	-983	113	88	1251
<b>Media</b>	-987.90	108.13	96.50	1084.30
<b>Desviación Estándar</b>	6.18	7.96	6.91	95.47

Fuente: Elaboración propia.

**Anexo 30 - Valores de UH del modelo final en vista sagital**

<b>Datos</b>	<b>Pulmones</b>	<b>Nódulos</b>	<b>Corazón</b>	<b>Estructura Ósea</b>
1	-981	110	103	1004
2	-985	113	107	996
3	-981	110	97	1062
4	-993	103	95	1010
5	-1000	106	93	945
6	-988	103	104	1104
7	-982	124	119	1047
8	-987	102	101	1023
9	-983	115	104	1200
10	-982	98	105	1002
11	-993	115	97	1047
12	-986	118	106	980
13	-980	116	104	1188
14	-982	113	98	1182
15	-981	119	117	1069
16	-986	98	92	957
17	-982	108	114	1057
18	-991	112	95	1124
19	-980	100	96	1212
20	-985	106	99	1252
21	-989	108	110	1072
22	-984	107	102	1020
23	-1001	103	95	1145
24	-994	109	95	1160
25	-985	117	120	1120
26	-996	113	102	1063
27	-987	96	95	1058
28	-991	111	99	1018
29	-980	105	97	950
30	-995	109	110	994
<b>Media</b>	-987.00	108.90	102.37	1068.70
<b>Desviación Estándar</b>	6.05	6.80	7.75	83.16

Fuente: Elaboración propia.

**Anexo 31 - Valores de UH del fantoma comercial en vista axial**

<b>Datos</b>	<b>Pulmones</b>	<b>Nódulos</b>	<b>Corazón</b>	<b>Estructura Ósea</b>
1	-983	124	118	1211
2	-981	101	103	1262
3	-987	97	90	938
4	-980	148	107	1014
5	-985	85	99	1252
6	-979	120	86	956
7	-988	122	115	1181
8	-984	84	108	1251
9	-990	170	111	1116
10	-982	191	117	1139
11	-986	130	104	1208
12	-978	47	120	1249
13	-983	120	84	952
14	-994	112	101	1110
15	-980	77	97	1111
16	-983	124	109	1155
17	-976	70	85	1126
18	-989	144	112	998
19	-984	175	100	1166
20	-981	116	81	1021
21	-977	97	113	975
22	-982	91	98	1197
23	-986	105	114	1210
24	-979	146	110	1074
25	-993	120	116	1210
26	-981	62	83	1027
27	-975	197	91	980
28	-990	139	92	1177
29	-983	155	119	1070
30	-978	166	93	1084
<b>Media</b>	-983.23	121.17	102.53	1114.00
<b>Desviación Estándar</b>	4.85	37.35	12.10	101.49

Fuente: Elaboración propia.

**Anexo 32 - Valores de UH del fantoma comercial en vista coronal**

<b>Datos</b>	<b>Pulmones</b>	<b>Nódulos</b>	<b>Corazón</b>	<b>Estructura Ósea</b>
1	-1012	103	96	1256
2	-920	102	94	1136
3	-1015	114	97	1091
4	-990	122	98	960
5	-1017	115	93	952
6	-927	123	95	1203
7	-1014	98	99	1120
8	-997	92	96	1285
9	-1023	111	92	1147
10	-913	112	94	962
11	-936	90	100	1311
12	-1010	122	97	1099
13	-1022	120	95	1160
14	-975	112	93	988
15	-1008	126	96	1067
16	-1011	120	92	996
17	-1021	133	94	1144
18	-939	123	98	1187
19	-1016	103	97	960
20	-987	120	96	1242
21	-1013	97	99	984
22	-919	99	93	1257
23	-954	105	95	1145
24	-1020	99	94	1275
25	-982	109	92	1121
26	-980	120	96	1245
27	-1019	89	97	1106
28	-995	119	98	1233
29	-922	112	95	956
30	-1024	122	93	1210
<b>Media</b>	-986.03	111.07	95.47	1126.60
<b>Desviación Estándar</b>	38.07	11.69	2.24	114.03

Fuente: Elaboración propia.

**Anexo 33 - Valores de UH del fantoma comercial en vista sagital**

<b>Datos</b>	<b>Pulmones</b>	<b>Nódulos</b>	<b>Corazón</b>	<b>Estructura Ósea</b>
1	-978	129	117	1068
2	-986	111	108	1092
3	-981	119	119	1022
4	-987	130	101	1185
5	-976	91	86	1123
6	-980	114	84	1070
7	-982	128	115	910
8	-993	116	99	908
9	-984	120	112	1201
10	-990	82	90	1015
11	-979	107	103	1084
12	-973	90	98	944
13	-989	105	114	1010
14	-977	122	92	961
15	-991	98	109	1136
16	-985	110	106	1025
17	-972	91	111	1050
18	-980	105	104	1036
19	-974	102	113	983
20	-983	122	116	927
21	-975	130	118	1041
22	-984	116	100	1283
23	-994	130	101	1152
24	-988	126	107	958
25	-982	107	102	1160
26	-995	98	110	1250
27	-990	104	91	1137
28	-981	97	97	1011
29	-986	94	105	964
30	-980	123	103	1099
<b>Media</b>	-983.17	110.57	104.37	1060.17
<b>Desviación Estándar</b>	6.31	13.95	9.50	98.52

Fuente: Elaboración propia.

**Anexo 34 - Evaluación radiológica del fantoma torácico y materiales de desarrollo: Escaneo y análisis en tomógrafo del Hospital Doctor Mario Catarino Rivas**

