

Universidad de Nariño
Facultad de Ciencias Exactas y Naturales
Departamento de Física



Medición de la dosis equivalente en órganos torácicos debido a estudios tomográficos mediante el diseño y construcción 3D de un fantoma de tórax

TRABAJO DE GRADO

Para optar por el título profesional de:

Físico

Sharik Daniela Delgado Meza
Karol Fabiana Goyes Acosta

San Juan de Pasto, Colombia
30 de septiembre del 2023

Universidad de Nariño
Facultad de Ciencias Exactas y Naturales
Departamento de Física

Medición de la dosis equivalente en órganos torácicos debido a estudios tomográficos mediante el diseño y construcción 3D de un fantoma de tórax

Sharik Daniela Delgado Meza
Karol Fabiana Goyes Acosta

TRABAJO DE GRADO

Director:

Jhon Jairo Ramirez España

San Juan de Pasto, Colombia
19 de febrero de 2024

©2023 - Sharik Daniela Delgado Meza

Karol Fabiana Goyes Acosta

«Las ideas y conclusiones aportadas en la tesis de grado son responsabilidad exclusiva de los autores»

Artículo 1. del acuerdo No. 324 del 11 de Octubre de 1966, emanado por el Honorable Consejo Directivo de la Universidad de Nariño

Todos los derechos reservados.

Nota de aceptación: 86.5

MSc Física médica

Jhon Jairo Ramirez

Director

Jaime Betancourt Miganquer

Jurado

Fredy Santacruz Obando

Jurado

San Juan de Pasto, 17 de octubre del 2023

Agradecimientos

Agradecemos de manera sincera y profunda a todas aquellas personas e instituciones que contribuyeron al desarrollo de esta tesis. En especial, expresamos nuestra gratitud hacia nuestros familiares, por su inquebrantable apoyo emocional y comprensión durante este arduo proceso académico. A nuestros amigos por su apoyo y ánimo constante quienes compartieron momentos de estrés y celebraciones de logros. A nuestro asesor Jhon Ramirez, por su guía experta, paciencia, buenos contactos y consejos que fueron fundamentales para la culminación de este trabajo. A nuestros profesores y mentoras, por su invaluable enseñanza y orientación a lo largo de nuestro camino académico. A las empresas colaboradoras «The cave: creature Workshop» y a la «Clinica neurocardiovascular Pabon S.A.S» por su dedicación, apoyo constante y valiosas aportaciones en la construcción del costillaje, realización de la piel y préstamo del tomógrafo respectivamente, especialmente agradecemos al director de la empresa «The cave: creature Workshop» *Jorge Chaves* por su orientación, paciencia e incondicional apoyo.

A mi hija Annie Sofia, quien ha sido mi mayor impulso desde el principio, quiero compartir este sueño con mi hermosa compañera, que ha sido mi inspiración durante todo este proceso de largas horas de estudio y de desafíos en donde su presencia hizo que cada momento valiera la pena. Que este logro te inspire a perseguir tus sueños con determinación y enfrentar cualquier desafío con valentía. Eres mi mayor motivación y la razón por la que nunca dejé de luchar por lo que creo. Gracias por ser la luz de mi vida y la inspiración de cada página de esta tesis.

con todo mi amor, Sharik.

A la estrella que cien noches mire brillar y cien noches espere para poderla amar.

Fabiana.

Resumen

Una de las múltiples ramas que brinda la física va encaminada junto con la medicina al desarrollo de modelos aproximados, los cuales explican el funcionamiento del cuerpo humano que se rigen bajo las leyes de la física. El objetivo de la física médica radica en proporcionar un diagnóstico y realizar tratamientos de enfermedades. Debido a su considerable avance tecnológico, para la comunidad científica y médica genera un gran impacto siendo fuente de investigación para ramas como ingeniería, medicina, biología, entre otras. Con lo anterior, se construye un fantoma antropomórfico torácico, por medio de un diseño computado, que incluya corazón, pulmones, tráquea y costillas. Estos modelos se imprimen utilizando una impresora 3D, teniendo en cuenta el porcentaje de relleno necesario para aproximar la densidad de los órganos en unidades Hounsfield (HU). Es importante destacar que, con el fin de lograr una representación precisa, se emplea un material específico para el relleno del corazón que se asemeje a su valor HU, mientras que para las costillas se lleva a cabo un proceso de modelado, dirigido por la empresa The Cave: Creature Workshop, diseñado para simular su densidad en unidades Hounsfield. Cabe destacar que los órganos se ajusten como una estructura real de un ser humano. Seguidamente, se realizan perforaciones en cada órgano para encajar los dosímetros encargados de medir la dosis equivalente personal en cada órgano cuando el fantoma se introduce en el tomógrafo del Centro de Cuidados Cardioneurovasculares Pabón SAS. Una vez efectuada la lectura de los dosímetros se lleva a cabo la respectiva conversión matemática para obtener la dosis absorbida. Teniendo en cuenta que este trabajo no se ha realizado regionalmente, tiene un gran impacto en el ámbito científico debido a que contribuye, desde un punto de vista diferente en el estudio de dosimetría.

Abstrac

One of the many branches offered by physics, in conjunction with medicine, at the development of approximate models, which explain the functioning of the human body that are command by the laws of physics. The goal of medical physics lies in providing diagnosis and treatment of diseases. Due to its considerable technological advancement, it has a profound impact on the scientific and medical community, serving as a source of research for fields such as engineering, medicine, biology, among others. With the above, a thoracic anthropomorphic phantom is counstructed through a computer design, which includes the heart, lungs, trachea and ribs. These models are 3D-printed, taking into account the necessary fill percentage to approximate organ density in Hounsfield units (HU). It is noteworthy that, in order to achieve an accurate representation, a specific material is employed for heart filling to match its HU value, while a modeling process is applied to simulate rib density in Hounsfield units. It is noteworthy that the organs fit like a real structure of a human being. Subsequently, perforations are made in each organ to fit dosimeters responsible for measuring the personal equivalent dose in each organ when the phantom is introduced into the tomograph at Centro de Cuidados Cardioneurovasculares Pabón SAS. After reading the dosimeters, the respective mathematical conversion is performed to obtain the absorbed dose. Considering that this work has not been carried out regionally, it has a significant impact in the scientific realm as it contributes, from a different point of view, to the field of dosimetry.

Glosario

Efectos estocásticos de la salud: Los efectos estocásticos en la salud se refieren a las consecuencias aleatorias o probabilísticas que pueden ocurrir como resultado de la exposición a ciertos factores ambientales o genéticos. Estos efectos están relacionados con la probabilidad de ocurrencia de ciertos eventos y pueden tener consecuencias a largo plazo para la salud.

Fluctuaciones aleatorias: Son variaciones impredecibles e irregulares en magnitudes físicas, cantidades o procesos que ocurren de manera no determinista.

Modelo LNT: El modelo LNT (Lineal sin umbral) es un modelo utilizado en la radiobiología y la protección radiológica para estimar los efectos de la radiación ionizante en los seres humanos. Este modelo postula que no existe un umbral por debajo del cual la radiación no cause ningún efecto perjudicial. En cambio, sostiene que los efectos de la radiación son directamente proporcionales a la dosis recibida, incluso en dosis bajas. Según el modelo LNT, se asume que cualquier exposición a la radiación, por mínima que sea, puede aumentar el riesgo de desarrollar efectos adversos, como cáncer o mutaciones genéticas. En otras palabras, el modelo sugiere que no hay un nivel de dosis de radiación que sea completamente seguro.

Voxels: Los voxels son unidades de volumen en un espacio tridimensional que se utilizan para representar información en imágenes o modelos computarizados. El término «voxel» es una abreviatura de «elemento de volumen». Es similar a un píxel en una imagen bidimensional, pero en lugar de representar un punto en una superficie, el voxel representa un punto en el espacio tridimensional. Se utilizan voxels para representar los órganos específicos en los modelos de maniqués o phantoms computacionales. Cada voxel en estos modelos tiene asignada una densidad que se ajusta para aproximar las características anatómicas y fisiológicas de los órganos del Hombre y la Mujer de Referencia. Esto permite realizar cálculos precisos de las dosis recibidas en diferentes partes del cuerpo en respuesta a la exposición a la radiación.

Energías medias: Es la cantidad promedio de energía transportada por partículas o fotones en un haz de radiación. Esta energía está directamente relacionada con la capacidad de la radiación para ionizar átomos y moléculas en su paso por la materia. Las partículas ionizantes (como electrones, protones o núcleos atómicos) y los fotones de alta energía (rayos X y rayos gamma) pueden transferir esta energía a los átomos y moléculas del material que atraviesan, generando ionización o excitando electrones en órbitas superiores. La energía media varía según el tipo de partícula o fotón y su energía, y es fundamental para comprender y controlar los efectos de la radiación en materiales y organismos vivos. En aplicaciones médicas como la radioterapia, se utiliza la energía media de los haces de radiación para planificar tratamientos y administrar dosis precisas en el tratamiento del cáncer.

Energías altas: Se refiere a fotones o partículas con una cantidad significativamente elevada de energía. Estos rayos X de alta energía y rayos gamma tienen longitudes de onda cortas y alta frecuencia, lo que los hace capaces de liberar electrones de átomos y moléculas, produciendo iones y electrones libres en el proceso. Esta característica de ionización es fundamental en aplicaciones médicas, como radioterapia para tratar el cáncer y tomografía computarizada (TC). También se aplica a partículas altamente energéticas, como rayos cósmicos y partículas de desintegración de materiales radiactivos.

Atenuación: Es la reducción gradual de la intensidad de la radiación al pasar a través de un material o medio, causada por la absorción y dispersión de la energía de la radiación por las partículas y átomos del material. La atenuación aumenta con la densidad y grosor del material. Es un aspecto crucial en aplicaciones médicas, seguridad radiológica e industrias nucleares para asegurar un manejo seguro de la radiación. Comprender y medir la atenuación es esencial para determinar dosis adecuadas y evaluar riesgos asociados con la exposición a la radiación.

Densidad óptica: Es una medida que cuantifica la absorción de radiación por un material en relación con su densidad y la energía de la radiación incidente. Cuanto mayor es la densidad óptica, mayor será la absorción de radiación.

Electrón Compton: Se refiere a la dispersión de un fotón de alta energía (rayos X) al chocar con un electrón libre. En este proceso, el fotón pierde energía y cambia de dirección al transferir parte de su energía y momentum al electrón. Descubierta por Arthur H. Compton, este fenómeno es fundamental para comprender la interacción de fotones de alta energía con la materia.

Átomo de blanco: Se refiere a un átomo que es objetivo de una colisión o interacción en un experimento o proceso físico. En distintos contextos, puede representar un átomo específico seleccionado para interactuar con partículas o radiación, permitiendo estudiar sus propiedades o realizar análisis.

Radiación remanente: Se refiere a la radiación residual que permanece después de que una fuente radiactiva ha sido apagada o retirada. Esta radiación persiste en el entorno y puede provenir de materiales radiactivos presentes o liberarse de superficies expuestas. Es esencial tener en cuenta esta radiación en aplicaciones nucleares e industriales, garantizando medidas de seguridad adecuadas para minimizar la exposición a esta energía residual.

Rayos X colimado: Hace referencia a rayos X que han sido enfocados y dirigidos en una dirección específica utilizando un dispositivo llamado colimador. Esto permite limitar y controlar el haz de rayos X, reduciendo la dispersión y mejorando la precisión en aplicaciones médicas y de diagnóstico por imágenes.

Contenido

1. Introducción	1
2. Planteamiento del Problema	3
3. Objetivos	4
3.1. Objetivo General	4
3.2. Objetivos específicos	4
4. Marco referencial	5
4.1. Antecedentes	5
4.2. Introducción a la radiología	6
4.3. Magnitudes usadas en protección radiológica	6
4.3.1. Magnitudes dosimétricas	7
4.3.2. Magnitudes operacionales	11
4.4. Interacción de los rayos X con la materia	12
4.4.1. Coeficiente de atenuación lineal	12
4.4.2. Unidades Hounsfield	12
4.4.3. Efecto Compton	13
4.4.4. Efecto fotoeléctrico	14
4.5. Tomografía computarizada	15
4.6. Procesamiento de imágenes en tomografía	17
4.6.1. Reconstrucción de imagen	17
4.6.2. Calidad de imagen	18
4.7. Detección y medida de la radiación	21
4.7.1. Dosimetría por termoluminiscencia	21
4.8. Anatomía, fisiología y patologías detectables con tomografía	22
5. Desarrollo del trabajo	29
5.1. Impresión 3D	29
5.1.1. Impresión costillas	29
5.1.2. Impresión de paralelepípedos	30
5.1.3. Impresión de órganos	31
5.2. Optimización de las costillas y corazón	33

5.2.1. Costillas	33
5.2.2. Corazón	42
5.3. Ensamble final del fantoma torácico	44
6. Resultados	49
6.1. Verificación unidades de Hounsfield del phantom	49
6.2. Recolección de datos dosimétricos	50
7. Análisis de resultados.	52
7.1. Análisis comparativo	54
7.2. Matrices de comparación	56
8. Conclusiones	60
A. Magnitudes y unidades en protección radiológica	62
A.1. Magnitudes dosimétricas	62
A.1.1. Exposición	62
A.1.2. Kerma	63
A.2. Magnitudes equivalente de dosis	65
A.2.1. Factor de calidad y relación Q-L	65
A.2.2. Equivalente de Dosis en un punto	65
A.3. Magnitudes valor-medio y factor de calidad medio	65
A.3.1. Dosis absorbida media en un órgano (dosis en órgano)	66
A.3.2. Factor de calidad medio (factor de calidad en órgano)	66
A.3.3. Equivalente de dosis medio en un órgano	67
A.4. Magnitudes limitadoras (ICRP 60)	67
A.4.1. Factor ponderal de radiación	67
A.4.2. Dosis equivalente en un órgano	67
A.4.3. Dosis efectiva	68
B. Tomografías realizadas en pacientes adultos promedio	69
C. Reporte de dosimetría personal	75
D. Tomografías phantom	78

Índice de figuras

4.3.1.Obtención de la dosis efectiva promediando el género	11
4.4.1.Efecto Compton	13
4.4.2.Efecto fotoeléctrico	15
4.5.1.Plano transversal (axial) del cuerpo	16
4.5.2.Diversas proyecciones que genera el conjunto fuente-receptor	16
4.6.1.Matriz de cuatro píxeles	17
4.6.2.Ejemplo grafico resolución espacial (Fuente: Juan Carlos Lozano Sancho, 2014, «Métodos de reconstrucción de imágenes en microscopía de electrones», Univer-sida Zaragoza, p. 17).	18
4.6.3.Ejemplo gráfico de resolución de contraste (Fuente:Fuente: Ramírez Giraldo, J. C., Fletcher, J. J., y McCollough, 2011, «Reducción del Ruido en Imágenes de Tomografía Computarizada Usando un Filtro Bilateral Anisotrópico», Revista Ingeniería Biomédica.)	19
4.6.4.Estructura grasa-musculo-huso y sus propiedades	19
4.6.5.Linealidad de TC aceptable.	21
4.8.1.Anatomía del corazón	23
4.8.2.En la imagen izquierda, se puede observar una mancha de color rojo, corresponde a la calcificación presente en la arteria coronaria. Por otro lado, en la imagen de la derecha, se muestra una vista coronal en la que la zona blanca representa las calcificaciones. Esta condición médica puede ocasionar la obstrucción de la arteria, lo que a su vez impide el flujo adecuado de la sangre.	23
4.8.3.Segmentos Pulmón derecho	24
4.8.4.Segmentos Pulmón izquierdo	24
4.8.5.Derrame pleural	26
4.8.6.Hemotórax	26
4.8.7.Tromboembolia Pulmonar.	26
4.8.8.Tráquea	27
4.8.9.Esta imagen corresponde a un corte axial de tomografía computarizada utilizando una ventana pulmonar y se encuentra a la altura del cayado aórtico. Se aprecia la tráquea en su grado más dilatado, con un diámetro transversal que llega a medir 34 mm (Fuente: Valery Turner G, Felipe Sáez C,Juan Guzmán H, 2018, «Caso radiológico de desafío diagnóstico», Revista chilena de radiología).	28

5.1.1. Costillas superiores	29
5.1.2. Costillas inferiores	30
5.1.3. Paralelepípedos rectangulares en el tomógrafo	30
5.1.4. Corazón	32
5.1.5. Pulmones y tráquea	33
5.2.1. División de la impresión 3D correspondiente a las costillas.	34
5.2.2. Aplicación caucho siliconado.	34
5.2.3. Realización de moldes con cartón cartulina.	35
5.2.4. Retiro del cartón cartulina.	35
5.2.5. Extracción piezas de plástico y perforación de los moldes de caucho.	36
5.2.6. Materiales de prueba para el relleno del tejido óseo, cada uno con su correspondiente HU.	36
5.2.7. Materiales de prueba para el relleno del tejido óseo en el tomógrafo	37
5.2.8. Llenado de los moldes de caucho con la mezcla compuesta de resina y carbonato de calcio.	38
5.2.9. Extracción de piezas en resina.	38
5.2.10 Soporte de plastilina industrial para la espina dorsal.	39
5.2.11 Recubrimiento de caucho siliconado más picadillo a la espina dorsal y omoplatos.	39
5.2.12 Recubrimiento de fibra de vidrio.	40
5.2.13.	40
5.2.14 Estructura para ensamble	41
5.2.15 Estructura general compuesta por resina y carbonato de calcio, abarcando áreas que incluyen las costillas, la espina dorsal, los omoplatos, la clavícula y el esternón.	42
5.2.16 Materiales de prueba para el relleno de corazón, cada uno con su correspondiente HU.	43
5.2.17 Materiales de prueba para el relleno de corazón en el tomógrafo	43
5.2.18 Relleno del corazón con resina epóxica.	44
5.3.1. Perforaciones diseñadas para alojar los dosímetros destinados a pulmones, tráquea y corazón en las áreas señaladas.	45
5.3.2. Corazón, pulmones y tráquea barnizados.	45
5.3.3.	46
5.3.4. Perforaciones laterales del corazón.	46
5.3.5. a) Ensamble del corazón. b) Ensamble de los órganos y estructura costal.	47
5.3.6. Ensamblaje Final del fantom antropomórfico torácico.	48
6.1.1. a) Posicionamiento del phantom en el tomógrafo. b) Verificación HU en órganos y tejido óseo.	49
6.2.1. Dosímetros	50
7.0.1. Mapa mental.	52
7.0.2. Desviación estándar de los datos dosímetros correspondientes a cada órgano.	53
A.1.1 Definición de exposición gráficamente	63
A.1.2 Kerma en aire en el seno de agua	64

A.1.3	De kerma en aire a kerma en el seno de un material	64
A.3.1	Objeto irradiado y campo de irradiación	66
B.0.1	Tomografía paciente 1	69
B.0.2	Tomografía paciente 2	70
B.0.3	Tomografía paciente 3	70
B.0.4	Tomografía paciente 4	71
B.0.5	Tomografía paciente 5	71
B.0.6	Tomografía paciente 6	72
B.0.7	Tomografía paciente 7	72
B.0.8	Tomografía paciente 8	73
B.0.9	Tomografía paciente 9	73
B.0.10	Tomografía paciente 10	74
D.0.1	Tomografía 1	78
D.0.2	Tomografía 2	78
D.0.3	Tomografía 3	79
D.0.4	Tomografía 4	79
D.0.5	Tomografía 5	79
D.0.6	Tomografía 6	79
D.0.7	Tomografía 7	80
D.0.8	Tomografía 8	80
D.0.9	Tomografía 9	80
D.0.10	Tomografía 10	80

Índice de tablas

4.3.1. Factores de ponderación de los tejidos	8
4.6.1. Propiedades de absorción de los materiales presentes en el simulador.	20
5.1.1. Unidades de Hounsfield de los paralelepípedos rectangulares	31
5.1.2. Unidades de Hounsfield de pacientes adultos promedio	31
5.1.3. Resultados finales HU y porcentaje de relleno	32
5.2.1. Materiales de prueba para el relleno del tejido óseo, cada uno con su correspondiente HU.	36
5.2.2. Materiales de prueba para el relleno del corazón, cada uno con su correspondiente HU.	42
6.1.1. Verificación HU en órganos y tejido óseo.	50
6.2.1. Reporte de dosimetría personal a 0.07mm $H_p(0.07)$	51
7.0.1. Cálculos estadísticos de la dosis $H_p(0.07)$	53
7.0.2. Cálculos estadísticos de la dosis absorbida	54
7.0.3. Cálculos estadísticos de la dosis efectiva (E).	54
7.1.1. Dosis de la primera referencia para comparación.	55
7.1.2. Dosis de la segunda referencia para comparación.	55
7.1.3. Dosis de la tercera referencia para comparación.	56
7.1.4. Dosis de la cuarta referencia para comparación.	56
7.2.1. Análisis dosimétrico comparativo de la dosis absorbida (D_{TR}) y la dosis equivalente en tejido (H_T). Este análisis tiene en cuenta que los estudios 1 y 2 han proporcionado datos dosimétricos derivados tanto de métodos experimentales como computacionales. Para el corazón los datos teóricos de D_{TR} [mGy] y H_T [mSv] en términos de promedio, mediana y séptimo percentil son 4.55, 4.420 y 5.073, respectivamente. Por otro lado, para los pulmones, los datos teóricos de D_{TR} [mGy] y H_T [mSv] en el orden de promedio, mediana y séptimo percentil son: 3.785, 3.800 y 4.412. Con base en estos valores teóricos, se calcula los errores porcentuales respecto a los mismos.	57

7.2.2. Análisis dosimétrico centrado en la evaluación de la dosis efectiva, excluyendo la tráquea como elemento de consideración. Este análisis se fundamenta en la información proveniente de los estudios 1 y 3. Es relevante resaltar que el estudio 3 incluye dos conjuntos de datos de dosis efectiva, obtenidos mediante distintos métodos: experimental y computacional. Los **datos teóricos** de la dosis efectiva (E) [mSv], expresados en términos de promedio, mediana y séptimo percentil, son: 1.003, 0.986 y 1.138, respectivamente. A partir de estos valores teóricos, se calcula los errores porcentuales en relación a los mismos. 58

7.2.3. Análisis dosimétrico centrado en la evaluación de la dosis efectiva, considerando la tráquea. Este análisis se fundamenta en la información proveniente de los estudios 1 y 3. Es relevante resaltar que el estudio 3 incluye dos conjuntos de datos de dosis efectiva, obtenidos mediante distintos métodos: experimental y computacional. Los **datos teóricos** de la dosis efectiva (E) [mSv], expresados en términos de promedio, mediana y séptimo percentil, son 1.495 , 1.481 y 1.672, respectivamente. A partir de estos valores teóricos, se calcula los errores porcentuales en relación a los mismos. 58

A.4.1 Factor ponderal de los órganos de la caja torácica 68

Capítulo 1

Introducción

Una de las múltiples ramas que brinda la física va encaminada junto con la medicina al desarrollo de modelos aproximados, los cuales explican el funcionamiento del cuerpo humano que se rigen bajo las leyes de la física. El trabajo de grado se enfoca en la rama hospitalaria de la física médica radiológica principalmente en la medición de dosis bajo radiación ionizante.

La relevancia del desarrollo del trabajo de grado radica en la implementación de dosimetría, es decir, reconocer la importancia que implica las mediciones de dosis en el cuerpo humano, debido a que los datos numéricos son superficiales, por lo tanto, el conocimiento que se tiene sobre éstos no es específico para cada órgano. La medición de las dosis, conocida como dosimetría, consiste principalmente en la medición de la radiación ionizante que absorben los tejidos (órganos), de modo que proporciona una conexión entre la cantidad de radiación absorbida y los efectos que conlleva en el organismo. A nivel local y regional no se tiene registros de un estudio similar.

Para cuantificar la dosis impartida se utilizan las magnitudes dosimétricas tales como dosis absorbida y magnitudes limitantes operacionales. La dosis absorbida cuantifica la energía en un medio por unidad de masa, su unidad en el sistema internacional son los Gray ($J \cdot Kg^{-1}$), mientras que la dosis equivalente analiza el daño, teniendo en cuenta la dosis absorbida y el tipo de radiación impartida (alfa, beta, gamma, neutrones, etc).

El desarrollo del trabajo de grado, inicia con la recopilación de información sobre: magnitudes y unidades radiológicas y de protección, interacción de la radiación con la materia, atenuación de materiales, tomografía computarizada (TC), anatomía de la caja torácica, detección y medida de la radiación. Seguidamente, se realiza un diseño computado en el software libre SLICER 4.10.2 por el ingeniero biomédico Julián Villa de una estructura de tórax, que compete los dos pulmones, el corazón, tráquea y costillas. Para lograr una impresión precisa de los órganos, se establece una relación entre la porosidad y las Unidades de Hounsfield. Todos los órganos se imprimen utilizando el mismo material, conocido como filamento TPU, y se utiliza el programa CURA, que es compatible con la impresora del Departamento de Física de la Universidad de Nariño. Es relevante notar que, para garantizar una representación precisa, se utiliza un material particular en el relleno del corazón que corresponda a su valor en unidades Hounsfield. En cuanto a las costillas, se im-

plementa un procedimiento de modelado especializado guiado por la empresa The Cave: Creature Workshop, con el propósito de emular su densidad en unidad Hounsfield.

Una vez se disponga del fantoma (Maniquí) se procede a realizar perforaciones en un lugar donde abarque una gran cantidad del órgano y encaje el dosímetro correspondiente a cada uno, este paso es esencial para llevar a cabo las mediciones subsiguientes. Además, se enfatiza la importancia de que los órganos sean dispuestos de manera que reflejen la configuración de una estructura anatómica humana real. Para lograr este nivel de realismo, se recubren el phantom con una piel sintética proporcionada por la empresa The Cave: Creature Workshop.

Seguidamente, con el convenio de la Universidad de Nariño con el CENTRO DE CUIDADOS CARDIONEUROVASCULARES PABÓN S.A.S. se sitúa el fantoma en el tomógrafo y se irradia. Posteriormente se realiza la medición correspondiente utilizando dosímetros, los cuales miden la dosis personal equivalente. Luego, se envían los dosímetros para la lectura correspondiente. Finalmente se realiza un análisis de datos concluyendo con el cumplimiento de los objetivos señalados en el trabajo de grado.

Capítulo 2

Planteamiento del Problema

En los servicios de tomografía existe la inquietud de conocer la dosis que reciben los distintos órganos de la caja torácica. Sin embargo, el equipamiento de control de calidad y del servicio permiten conocer valores superficiales, puesto que los valores volumétricos son deducidos matemáticamente. Por consiguiente, se desarrolla un diseño computado de una estructura torácica en el software SLICER 4.10.2, con el fin de construir un fantoma antropomórfico con la implementación de la impresora 3D que cuenta el departamento de física de la Universidad de Nariño, teniendo en cuenta la porosidad del filamento TPU, de modo que cada órgano tendrá un porcentaje de relleno que se aproxime a la unidad de Hounsfield de órgano respectivo. Por lo anterior ¿Cuál sería la dosis equivalente de los órganos pertenecientes a la caja torácica para estudios de tórax en tomografía?

Capítulo 3

Objetivos

3.1. Objetivo General

Verificar de manera aproximada la dosis equivalente en órganos importantes de la caja torácica de un paciente adulto promedio.

3.2. Objetivos específicos

- Realizar un diseño computado de una estructura de tórax (pulmones, corazón, tráquea y costillas).
- Imprimir el diseño de la estructura torácica mediante la impresora 3D.
- Calcular la dosis equivalente para cada órgano de la cavidad torácica.
- Calcular la dosis absorbida de la cavidad torácica.

Capítulo 4

Marco referencial

4.1. Antecedentes

Hoy en día se realiza con más frecuencia estudios con radiaciones ionizantes, lo que implica que se realice un adecuado monitoreo de control de calidad sobre las dosis impartidas a los diferentes órganos. Internacionalmente en Argentina, se ha realizado ésta investigación, enfocándose en los efectos de la radiación no probabilístico y probabilístico. El efecto no probabilístico se vincula con la cantidad de dosis equivalente que se imparte, de modo que si se sale del límite establecido, ocasionará ciertas consecuencias, mientras que el efecto probabilístico aparece cuando se incrementa las dosis de radiación, sin embargo, no depende de la cantidad de dosis, lo que sucede con el cáncer y las mutaciones genéticas. [1]

Existen varios estudios nacionales acerca de dosimetría, uno de ellos, realizado en la ciudad de Pereira, enfocándose en los trabajadores que estudian la hemodinámica (dinámica de la sangre), que se exponen a radiaciones ionizantes altas y que no poseen los elementos necesarios para poder ejercer su trabajo sin poner en riesgo su vida. Éste estudio se enfoca principalmente en los tejidos del cristalino por ser un órgano radiosensible, por tanto el objetivo principal se encamina en determinar la dosis de radiación durante cierto periodo de tiempo. [2]. Por otro lado, en la Universidad del Valle se ha realizado estas investigaciones orientadas en el equipamiento de control de calidad en pro de los trabajadores, pese a que quién recibe una cantidad alta de radiación ionizante en principio es el paciente, se debe considerar el periodo de vida del radioisótopo, por consiguiente se estima del mismo modo la cercanía que mantiene el paciente con el trabajador, es decir, se realiza un procedimiento adecuado en cuánto al monitoreo establecido por la dosimetría individual. [3]

Localmente no se tiene estudios relacionados sobre la dosimetría en pacientes sometidos a estudios de radiodiagnóstico tomográfico.

4.2. Introducción a la radiología

En el inicio de la física médica, se debe conocer y entender la historia de los rayos X junto con las aplicaciones que contribuyen a la medicina. Los rayos X fueron descubiertos accidentalmente el 8 de noviembre de 1895 por el físico alemán *Wilhelm Conrad Röntgen* mientras trabajaba intensamente con los rayos catódicos en un tubo de Crookes, o más conocido como tubo de descarga gaseosa de alto voltaje. Röntgen observó, pese a que el tubo se encontraba dentro de una caja oscura, que en una pantalla de platinocianuro de bario, emitía *luz fluorescente* siempre que el tubo estaba funcionando. Consecuentemente se realizan otros experimentos que explicaban que esa fluorescencia se debía a cierto tipo de radiación invisible, con característica de más penetrabilidad que la radiación ultra violeta (UV), radiación a la que Röntgen llamó Rayos invisibles o *Rayos X* [4]. En ese mismo año, Röntgen entrega su primer reporte «*sobre una nueva clase de rayos*» publicación que se realiza en la sociedad Física - médica de Würzburg; Röntgen sugiere la utilización de los rayos X en medicina demostrando su poder, para lo cual utiliza la mano de su esposa y realiza la primera radiografía, con la cual, gana el premio nobel de física en 1901 [4]. Es así como la primera radiografía marca el inicio de la radiología, junto con los avances que se generan en torno a ésta.

La radiología ha avanzado de una manera impresionante, permitiendo la detección de tumores. Sus primeras aplicaciones encaminadas en la salud estudian a su vez los efectos negativos que se producen en el paciente cuando es sometido por un tiempo considerable de irradiación [5].

4.3. Magnitudes usadas en protección radiológica

El descubrimiento de los rayos X en 1895 por Röntgen genera un gran impacto en el ámbito de la medicina debido a sus aplicaciones. Sin embargo se desconocía el riesgo biológico presente en exposiciones a largo plazo trabajando junto con elementos radiactivos. En consecuencia, aquellas personas que trabajaban con radiación ionizante, principalmente radiólogos, presentaron síntomas patológicos asociados al cáncer. Por tanto, fue menester la definición de magnitudes y unidades radiológicas para el control de la exposición en los trabajadores conocidas como *normas específicas de radioprotección*.

Cabe resaltar que definir una magnitud requiere de un trabajo extenso. En áreas de dosimetría y radiactividad, existían numerosas definiciones que generaban desconcierto. Con la creación de la comisión internacional de medidas y unidades radiológicas (ICRU) en el año 1925 se logró unas mejores definiciones; entre 1953 y 1962 se estableció la definición de exposición, Kerma y dosis absorbida. Posteriormente aparecen magnitudes operacionales como lo son la dosis equivalente en un punto, en un tejido y la dosis efectiva. Además en 1975 se introdujo unidades al SI (Sistema Internacional) como el Gray, en 1977 se propuso la unidad de dosis equivalente y aprobada en 1979 [6]. Finalmente, desde 1986, la legislación europea exige que se utilicen únicamente las unidades SI.

Durante décadas ICRU ha desarrollado, revisado y perfeccionado las magnitudes radiológicas, se aprecia como estas se pueden categorizar para un apropiado manejo al realizar mediciones; magnitudes radiométricas, magnitudes dosimétricas, coeficientes de interacción, radiactividad y radioprotección. Las magnitudes radiométricas son el producto de la energía o número de partículas ionizantes con sus respectivas distribuciones espaciales y temporales. Las magnitudes dosimétricas corresponden al producto de las magnitudes radiométricas con coeficientes de interacción, ésta magnitud permite medir los efectos de la radiación. El coeficiente de interacción conecta las magnitudes radiométricas y las dosimétricas. La radiactividad mide la radiación producida por sustancias radiactivas. Por último, la radioprotección son magnitudes que tienen como fin la protección de personas, medio ambiente y los equipos, de los efectos producidos por radiación ionizante.

Se han desarrollado medidas dosimétricas especiales basadas en la energía depositada en órganos y tejidos del cuerpo humano para evaluar la exposición a la radiación y proteger contra sus efectos perjudiciales. Estas medidas también consideran las diferencias en la calidad biológica de las radiaciones y la sensibilidad de los órganos y tejidos a la radiación ionizante.

En la Publicación 26 (ICRP¹, 1977), se introdujeron el equivalente de dosis para órganos y tejidos, y el equivalente de dosis efectiva como magnitudes de protección (Ver Apéndice A.2). Posteriormente, en la Publicación 60 (ICRP, 1991b), se adoptaron las magnitudes de dosis equivalente y dosis efectiva (Ver Apéndice A.4), lo cual ha sido de gran importancia para la protección radiológica al permitir la suma de las dosis de exposición a diferentes tipos de radiación externa.

Cabe destacar que las dosis equivalente y efectiva no se pueden medir directamente en los tejidos del cuerpo, por lo que se utilizan magnitudes operacionales en el sistema de protección radiológica para su evaluación.

La amplia aceptación y utilidad demostrada de la dosis efectiva en la protección radiológica respaldan su uso como magnitud central en la evaluación de dosis. Entre las magnitudes de uso general se encuentran: los coeficientes de interacción, magnitudes dosimétricas, equivalente de dosis básicas (Apéndice A), Magnitudes valor-medio y factor de calidad medio (Apéndice A) y magnitudes limitadoras.

4.3.1. Magnitudes dosimétricas

La Comisión utiliza la dosis absorbida como magnitud fundamental para evaluar la dosis efectiva. Esta dosis se promedia en órganos y tejidos específicos y se aplican factores de ponderación adecuados para tener en cuenta las diferencias en la eficacia biológica de las radiaciones. De esta manera, se obtiene la dosis equivalente, que considera las diferencias en la sensibilidad de los órganos y tejidos a los efectos estocásticos en la salud. Luego, se suman los valores de la dosis equivalente ponderados por la sensibilidad a la radiación de los órganos y tejidos para obtener la dosis efectiva. Esta magnitud se basa en la exposición a la radiación de fuentes externas, interacciones físicas primarias en los tejidos humanos y las estimaciones de las reacciones biológicas que producen los efectos estocásticos en la salud.

¹Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP)

Dosis absorbida

Denotado con la letra D su unidad de medida [Gy]. Valida para cualquier tipo de partículas, mide la energía ionizante depositada en un tejido mediante la razón de la energía media impartida $d\bar{\varepsilon}$ por unidad de masa dm

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (4.3.1)$$

La dosis absorbida no tiene en cuenta las fluctuaciones aleatorias de las interacciones en el tejido. Aunque está definida en cualquier punto de la materia, se obtiene como el promedio en un elemento de masa dm y, por lo tanto, se aplica a muchos átomos o moléculas de materia. La dosis absorbida es una magnitud que se puede medir y existen estándares primarios para su determinación.

Cálculo de la dosis promedio

En la protección radiológica, se utiliza la dosis absorbida como medida promediada sobre los volúmenes de tejido. Se supone que este promedio en un órgano o tejido específico se correlaciona adecuadamente con el riesgo de efectos estocásticos en dicho tejido, especialmente en dosis bajas. Se calculan las dosis absorbidas promedio en órganos o tejidos y se suman las dosis ponderadas en diferentes partes del cuerpo humano, lo que establece las magnitudes de protección para limitar los efectos estocásticos en dosis bajas. Este enfoque permite la combinación de dosis de exposición externa y se basa en el modelo LNT.

El cálculo de la dosis absorbida promedio se realiza en un órgano específico (como el hígado), un tejido (como el músculo) o una región sensible del tejido (como las superficies internas del esqueleto). La representatividad de esta dosis media en todas las regiones de los órganos o tejidos depende de la homogeneidad de la exposición y la penetración de la radiación en el cuerpo. En el caso de radiaciones con baja penetración o para órganos y tejidos ampliamente distribuidos, la distribución de la dosis absorbida puede ser aún más heterogénea. Incluso en casos de exposición parcial del cuerpo, puede haber daño en el tejido aunque la dosis media o la dosis efectiva estén por debajo del límite. Por ejemplo, se tiene en cuenta esta situación al establecer límites especiales para la dosis en la piel en exposiciones a radiaciones poco penetrantes.

Dosis equivalente y factores de ponderación de los tejidos

Las magnitudes de protección se utilizan para establecer los límites de exposición, asegurando que los efectos estocásticos en la salud se mantengan por debajo de niveles inaceptables y evitando daños en los tejidos. Estas magnitudes se basan en la dosis absorbida promedio, D_{TR} , en un órgano o tejido específico T (ver tabla 4.3.1), debido a la radiación de tipo R .

Tejido	W_T
Pulmón, corazón	0.12

Tabla 4.3.1: Factores de ponderación de los tejidos

La magnitud de protección, H_T , se define como la dosis equivalente en un órgano o tejido:

$$H_T = \sum_R W_R D_{TR} \quad (4.3.2)$$

El factor de ponderación de la radiación R se denota como W_R . Se realiza una suma de todos los tipos de radiación involucrados. La unidad de dosis equivalente es el sievert [Sv], que tiene una unidad base de J/Kg .

En la publicación 26 (ICRP, 1977), para definir las magnitudes de protección radiológica se utilizaba el factor de calidad de la radiación, Q , relacionado con la LET (Transferencia lineal de energía) y expresado en la función $Q(L)$ (Ver Apéndice A.2.1). Sin embargo, en la Publicación ICRP 60 (ver Apéndice A.4), se introdujo un nuevo método de ponderación de la radiación para el cálculo de la dosis equivalente y la dosis efectiva. La Comisión seleccionó un conjunto de factores de ponderación de la radiación W_R considerados adecuados para su aplicación en protección radiológica. Estos valores de W_R se definieron principalmente en base a la eficacia biológica relativa (RBE) de las distintas radiaciones.

En estas recomendaciones, se han utilizado valores actualizados de W_R después de una revisión exhaustiva de los datos disponibles. El valor de W_R para los rayos X es de 1 sin importar su energía. Los valores numéricos de W_R se especifican en función del tipo de radiación.

Dosis efectiva y factores de ponderación de los tejidos

La dosis efectiva, E , fue introducida en la Publicación 60 (ICRP, 1991b) (Ver apéndice A) y se define como la suma ponderada de las dosis equivalentes en los tejidos:

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R} \quad (4.3.3)$$

En esta suma, se utiliza el factor de ponderación W_T para cada tejido, y la suma de todos los W_T es igual a 1. Se consideran todos los órganos y tejidos del cuerpo humano que son sensibles a los efectos estocásticos de la radiación. Estos valores de W_T se seleccionan para representar las contribuciones de órganos y tejidos individuales al riesgo total de la radiación para los efectos estocásticos.

La unidad de dosis efectiva es el sievert [Sv], con una unidad base de J/kg . Esta unidad se utiliza tanto para la dosis equivalente como para la dosis efectiva, así como para algunas magnitudes de dosis operacionales.

La Tabla 4.3.1 proporciona los órganos y tejidos para los cuales se especifican los valores de W_T . En estas recomendaciones, se han seleccionado valores de W_T basados en estudios epidemiológicos sobre la inducción de cáncer en poblaciones expuestas y evaluaciones del riesgo de efectos hereditarios. Estos valores (Tabla 4.3.1) representan valores promedio para seres humanos de ambos sexos y todas las edades, y no se refieren a características de individuos específicos [7].

Determinación de la dosis efectiva

En la práctica, la dosis equivalente y la dosis efectiva no son magnitudes directamente medibles. Para calcular estos valores en la exposición ocupacional, generalmente se utilizan coeficientes que los relacionan con magnitudes medibles. En el caso de la exposición externa a diferentes campos de radiación, se emplean maniqués computacionales, también conocidos como "phantoms", para calcular los coeficientes de conversión de la dosis. La evaluación de las dosis equivalentes para el Hombre y la Mujer de Referencia, así como la dosis efectiva para la Persona de Referencia, se basa en el uso de maniqués o phantoms antropomórficos que permiten simular la interacción de los campos de radiación con el cuerpo humano y facilitan la estimación de la dosis debida a dicha exposición. La Comisión ha definido las características anatómicas y fisiológicas de adultos de referencia para calcular las dosis equivalentes en órganos y tejidos. Estos maniqués están creados a partir de imágenes tomográficas clínicas y se representan mediante píxeles volumétricos o voxels. Los voxels correspondientes a órganos específicos se han ajustado para reflejar las masas asignadas a dichos órganos en la Publicación 89 de la ICRP ². Con el objetivo de facilitar la evaluación práctica de las dosis equivalentes y la dosis efectiva, se calculan coeficientes de conversión relativos a magnitudes físicas como la fluencia de partículas o el kerma en aire para la exposición externa. Estos coeficientes se calculan para condiciones estándar de exposición en los maniqués de referencia.

Estos modelos son simulaciones computarizadas del Hombre y la Mujer de Referencia utilizados para calcular la dosis absorbida en órganos y tejidos específicos. Se emplean para determinar los coeficientes de conversión de dosis en campos de radiación externa. Estas dosis en órganos y tejidos se multiplican por factores de ponderación de radiación para obtener las dosis equivalentes (Ver Figura 4.3.1). Además, se están desarrollando maniqués computacionales de referencia para niños de diferentes edades, así como para mujeres embarazadas y el feto. Estos modelos adicionales permitirán una evaluación más precisa de la dosis en poblaciones específicas [7].

²En este informe se brinda información exhaustiva sobre las variaciones anatómicas y fisiológicas relacionadas con la edad y el género en los individuos de referencia. Estos valores de referencia son fundamentales para realizar cálculos de dosimetría anticipada con el objetivo de proteger tanto a los trabajadores como al público en general de la radiación, ofreciendo los datos necesarios para garantizar una protección radiológica adecuada en diferentes contextos.

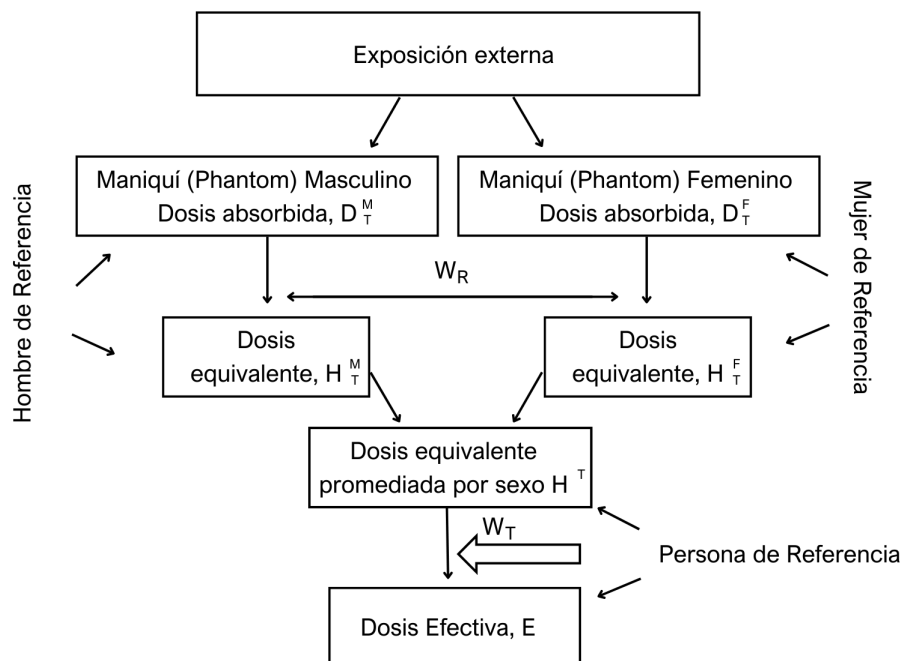


Figura 4.3.1: Obtención de la dosis efectiva promediando el género

4.3.2. Magnitudes operacionales

Las magnitudes de protección radiológica, como la dosis equivalente y la dosis efectiva, no se pueden medir directamente. Por lo tanto, se utilizan magnitudes operacionales para estimar estas dosis promedio en órganos o tejidos. Estas magnitudes proporcionan una estimación conservadora de los valores de protección en situaciones de exposición a la radiación. Hay diferentes tipos de magnitudes operacionales para exposiciones externas.

En la vigilancia radiológica, se definen magnitudes operacionales para la vigilancia individual, como el equivalente de dosis personal, $H_p(d)$, que es el equivalente de dosis en el tejido blando a una profundidad específica debajo de un punto en el cuerpo humano donde se coloca el dosímetro individual. Para evaluar la dosis efectiva se elige $H_p(10)$ a una profundidad de 10mm . Para evaluar la dosis en la piel, manos o pies se utiliza el equivalente de dosis personal, $H_p(0,07)$, a una profundidad de $0,07\text{mm}$. Aunque se ha propuesto una profundidad de 3mm para la vigilancia de la dosis al cristalino, en la práctica se usa raramente y se puede utilizar $H_p(0,07)$ para ese propósito. Estas magnitudes operacionales son mensurables, y los instrumentos de vigilancia radiológica están calibrados en relación a estas magnitudes. En la vigilancia radiológica de rutina, los valores de estas magnitudes operacionales se interpretan como una evaluación suficientemente precisa de la dosis efectiva y la dosis en la piel, especialmente si están por debajo de los límites de protección establecidos. [7]

4.4. Interacción de los rayos X con la materia

Se entiende que la energía y la longitud de onda de los rayos X son inversamente proporcionales, es decir, cuánto más energía posee, menor longitud de onda tendrá el haz de rayos X. En radiación ionizante, se emplean tanto energía media y energías altas, lo que implica que los rayos X interactúen con los electrones de las últimas capas del átomo y con núcleos atómicos respectivamente.

La interacción de los rayos X con la materia (tejido/órgano) posee gran relevancia para obtener imágenes de los tejidos y contribuye en el estudio de dosimetría. Esta interacción, puede manifestarse de diferente manera, sin embargo, existen dos procesos fundamentales, los cuales explican la formación de la imagen respecto a la energía que poseen los rayos X: el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton, considerando las densidades de los tejidos mediante unidades de Hounsfield [8].

4.4.1. Coeficiente de atenuación lineal

El coeficiente de atenuación lineal, representado como μ , desempeña un papel fundamental en la caracterización de la capacidad de un material para impedir el paso de los rayos X. Este parámetro está directamente ligado a dos factores esenciales: el número atómico (Z) del material en cuestión y su densidad, al mismo tiempo que muestra una relación inversamente proporcional con la energía de los fotones. Conforme el coeficiente de atenuación lineal de un material experimenta un incremento, se observa un aumento en su apariencia blanca en la imagen radiográfica, en sentido contrario, los materiales que presentan un valor bajo de μ permiten un mayor paso de los rayos X, lo que se traduce en una tonalidad más oscura en la imagen radiográfica. Esta relación inversa entre el coeficiente de atenuación lineal y la apariencia en la imagen es un factor clave en la interpretación de imágenes médicas y radiología [9].

4.4.2. Unidades Hounsfield

Las unidades de Hounsfield o números TC son utilizados en imágenes médicas, para cuantificar la atenuación de los rayos X en los tejidos del cuerpo. En una TC, los voxels representan los elementos de volumen tridimensionales que conforman la imagen. Cada voxel tiene asignado un valor de Hounsfield que indica la densidad o composición del tejido en esa ubicación. Estos valores se obtienen al medir la atenuación de los rayos X en cada voxel en comparación con el coeficiente de atenuación lineal del agua. La escala de Hounsfield se basa en el coeficiente de atenuación lineal del material, el cual está relacionado con la densidad y la composición química del tejido. [10]

En un monitor de video, un píxel se representa como un nivel de brillo, mientras que en una imagen fotográfica se muestra como un nivel de densidad óptica. La unidad de Hounsfield de un píxel específico está relacionada con la capacidad de los rayos X para ser atenuados por el tejido presente en el vóxel correspondiente. La cantidad de atenuación de los rayos X depende de la energía promedio del haz de rayos X y del número atómico efectivo del material absorbente, y se

expresa a través del coeficiente de atenuación. Por lo tanto, el valor de una unidad de Hounsfield se determina utilizando la siguiente expresión:

$$HU = k \cdot \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \quad (4.4.1)$$

donde μ_t es el coeficiente de atenuación del tejido, μ_w el coeficiente de atenuación de los rayos X en el agua y k una constante que determina el factor de escala para el intervalo de la unidad de Hounsfield, dada la arbitrariedad del trabajo se toma la constante $k = 1000$ para amplificar este valor.

4.4.3. Efecto Compton

Para energía media, la interacción de los rayos X con la materia, ocasiona que el átomo se ionice, es decir, arranca un electrón de la capa externa. Además el fotón incidente se ve dispersado con un ángulo θ , como consecuencia su energía disminuye, por tal razón, la longitud de onda del rayo X dispersado, será mayor que la longitud de onda incidente. Ver Figura (4.4.1).

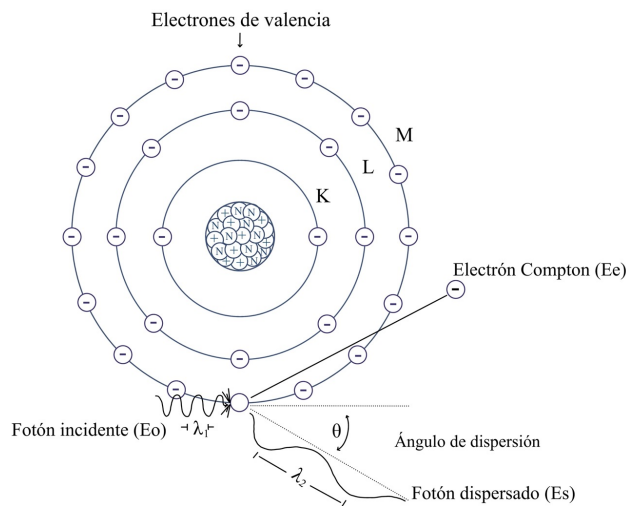


Figura 4.4.1: Efecto Compton

La transferencia de energía del rayo X por efecto Compton, se ve expresado matemáticamente con la siguiente relación:

$$E_i = E_d + (E_l + E_k) \quad (4.4.2)$$

Donde E_i corresponde a la energía debida a la incidencia del rayo X, E_d la energía del fotón que se dispersa, E_l la energía necesaria para ionizar el átomo, conocida como energía de ligadura del electrón; por último, E_k la energía cinética con la que se expulsa el electrón.

En una interacción Compton, la energía del rayo X incidente, se distribuye esencialmente entre el rayo X dispersado y el electrón Compton/Secundario. Sin embargo, la mayor parte de esta energía la posee el rayo X dispersado, teniendo en cuenta que, si la energía tanto del rayo X dispersado como del electrón Compton siguen siendo grandes, pueden continuar con interacciones ionizantes. Al perder todo su contenido energético, el electrón Compton caerá en algún hueco de capa atómica ocasionado por algún proceso de ionización, mientras que el rayo X dispersado será absorbido fotoeléctricamente [10].

Por otro lado, la dirección del rayo X dispersado puede variar, de manera que, mientras haya un incremento $0 < \theta < 180^\circ$ la transferencia de energía por parte del rayo incidente al electrón Compton incrementa de igual manera, sin embargo, la mayor parte de ésta energía se transfiere al rayo X dispersado. Ahora, para un ángulo de $\theta = 0^\circ$ no hay transferencia de energía. No obstante, cuando $\theta = 180^\circ$ se genera radiación retro dispersa, causando defectos en la imagen.

Para el efecto Compton ocurre igual probabilidad de interacción con cualquier átomo de blanco que pertenezca al tejido, de manera que no hay relación alguna con el número atómico de éste. Resaltando que la probabilidad de interacción es inversamente proporcional a la energía del rayo X incidente.

4.4.4. Efecto fotoeléctrico

A diferencia del efecto Compton, el efecto fotoeléctrico describe las interacciones ionizantes de un rayo X incidente con un átomo de blanco, específicamente con electrones de las capas internas de éste 4.4.2. El fotón de rayo X incidente transfiere completamente su energía, siendo absorbido en su totalidad por el átomo. De esta manera se ioniza el átomo, es decir, se expulsa un electrón, conocido como fotoelectrón, que posee la misma energía del rayo X incidente [10]. Lo anterior se expresa en la siguiente relación:

$$E_i = E_l + E_k \quad (4.4.3)$$

Donde E_i corresponde a la energía debida a la incidencia del rayo X, E_l la energía necesaria para ionizar el átomo, conocida como energía de ligadura del electrón; por ultimo, E_k la energía cinética con la que se expulsa el fotoelectrón.

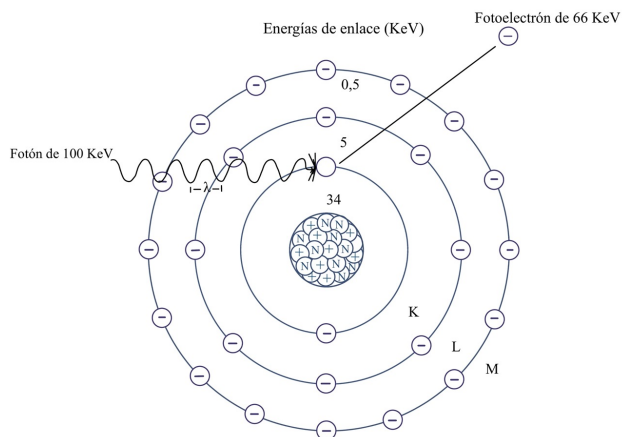


Figura 4.4.2: Efecto fotoeléctrico

La relación que existe entre el número atómico (Z) y la energía cinética del fotoelectrón, es inversamente proporcional, mientras que la relación entre el número atómico y la energía de ligadura es proporcional. Por lo tanto, para átomos de blanco con número atómico reducido, como Hidrógeno ($Z = 1$), la energía de ligadura es baja y en consecuencia, la energía cinética del fotoelectrón se aproxima a la del rayo X incidente. En tanto que para el plomo ($Z = 82$) la energía de ligadura es alta, lo que implica que la energía cinética del fotoelectrón sea baja.

El efecto fotoeléctrico produce radiación secundaria/dispersión cuando un electrón de una capa externa llena el vacío que deja el fotoelectrón, por consiguiente se libera un rayo X. Cabe mencionar que la energía del rayo X liberado corresponde a la diferencia entre las energías de ligadura de la capa externa e interna.

A diferencia del efecto Compton, en el efecto fotoeléctrico la probabilidad de interacción de un rayo X con un átomo de blanco, si depende del número atómico además de la energía de rayo X incidente, siendo proporcional a (Z^3/E^3) . Como se evidencia en la relación, un cambio mínimo en la energía del rayo X incidente, afecta a gran escala la probabilidad de interacción, en consecuencia se deduce que la probabilidad es mayor en cuanto la energía del rayo X incidente sea igual o superior a la de la ligadura.

4.5. Tomografía computarizada

La tomografía computarizada (TC) ha supuesto un gran avance en el campo de la radiología, permitiendo una detección más precisa de enfermedades. Su funcionamiento revolucionario prescinde de la necesidad de un receptor de imagen convencional, en su lugar utiliza un detector que captura la radiación remanente atenuada y transmite directamente la información a una computadora. Esta computadora se encarga de reconstruir la imagen y proyectarla en pantalla, donde se realiza una captura para su posterior análisis.

La imagen obtenida por la TC ofrece una vista con respecto al plano transversal (axial) del cuerpo tal como se ve en la figura 4.5.1

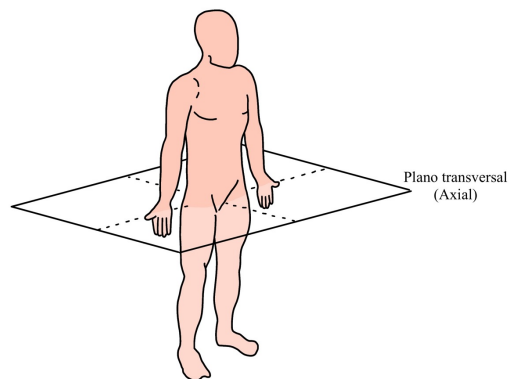


Figura 4.5.1: Plano transversal (axial) del cuerpo

En la TC, el haz de rayos X colimado se desplaza de forma sincronizada con respecto al detector. En el momento que se efectúa el barrido, los tejidos atenúan el haz de acuerdo a sus características, lo que resulta en la formación de una proyección, tal como se muestra en la figura 4.5.2. Después de completar un desplazamiento, la configuración de la fuente y el detector vuelve a su posición original para iniciar un nuevo desplazamiento, obteniendo así nueva información.

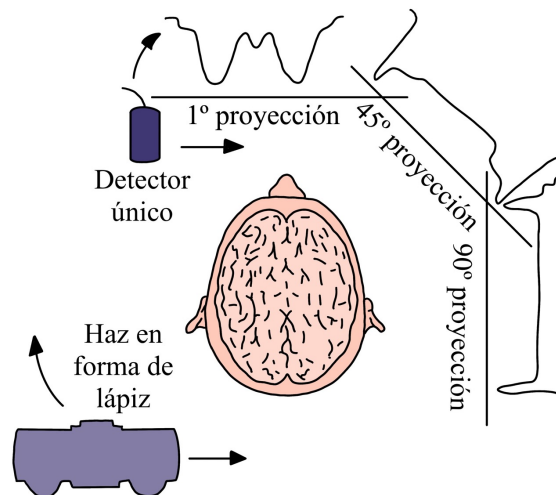


Figura 4.5.2: Diversas proyecciones que genera el conjunto fuente-receptor

El proceso debe repetirse numerosas veces para permitir que el ordenador procese y analice múltiples superposiciones de señales generadas en las proyecciones. Este análisis se realiza mediante el uso de ecuaciones para obtener una matriz de valores (sinograma en TC). Con estos datos, se reconstruye la imagen en el monitor.

4.6. Procesamiento de imágenes en tomografía

El procesamiento de imágenes se utiliza para mejorar la visualización y análisis de las imágenes obtenidas mediante técnicas de tomografía, como la tomografía computarizada (TC). El procesamiento de imágenes en tomografía se ocupa de aplicar una variedad de técnicas y algoritmos para mejorar la calidad de las imágenes y extraer información relevante de ellas. Algunos de los procesos comunes en el procesamiento de imágenes en tomografía incluyen:

4.6.1. Reconstrucción de imagen

La imagen en tomografía se reconstruye mediante un proceso llamado *retroproyección filtrada*, donde el término *filtrada* alude a una función matemática. Para una mejor comprensión de este proceso se considera el siguiente ejemplo: se tiene una caja con dos agujeros en cada uno de sus lados, como se muestra en la figura 4.6.1. Se divide la caja en cuatro cuadrantes, que tendrán por nombre x , y , z y w .

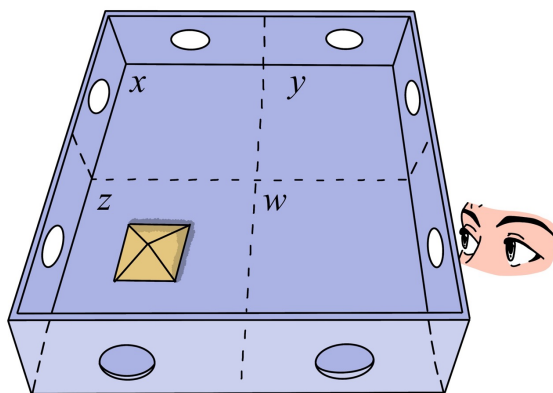


Figura 4.6.1: Matriz de cuatro píxeles

Si se sitúa un objeto en el cuadrante z y se observa a través de los agujeros, existen dos posibilidades: se asigna el valor 1 si se ve el objeto a través de un agujero específico, y el valor 0 si no se observa el objeto. De este modo, se crea un sistema de ecuaciones donde sean claras las posibilidades, así:

$$\begin{aligned}x + y &= 0 \\z + w &= 1 \\x + z &= 1 \\y + w &= 0\end{aligned}$$

Donde la solución a este sistema de ecuaciones es $z = 1$ y $x = y = w = 0$.

En tomografía no se maneja únicamente 4 divisiones (píxeles), por el contrario, corresponden a más de 250.000 píxeles, por tanto son necesarias más de 250.000 ecuaciones a la vez para la reconstrucción de la imagen (sinograma).

4.6.2. Calidad de imagen

Dado que la imagen de la Tomografía Computarizada se encuentra definida en términos de píxeles, el cuantificar la calidad de la imagen se torna una tarea sencilla. Para esto se deben tener en cuenta las siguientes características:

Resolución espacial

La resolución espacial se puede determinar mediante el análisis de los valores de los píxeles que componen la imagen en la interfaz. Esto permite medir la falta de calidad o la borrosidad de una imagen capturada a partir de una estructura con bordes definidos (ver figura 4.6.2). La resolución espacial puede verse afectada por el tamaño de los píxeles y el contraste del objeto escaneado, así como por el tamaño de los detectores y el diseño del escáner, además del tamaño del punto focal del tubo de rayos X [10].

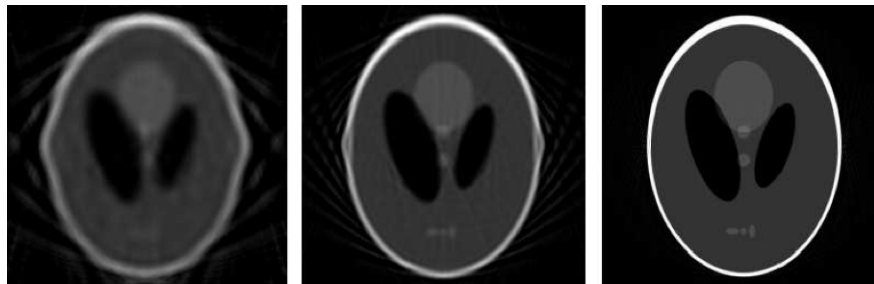
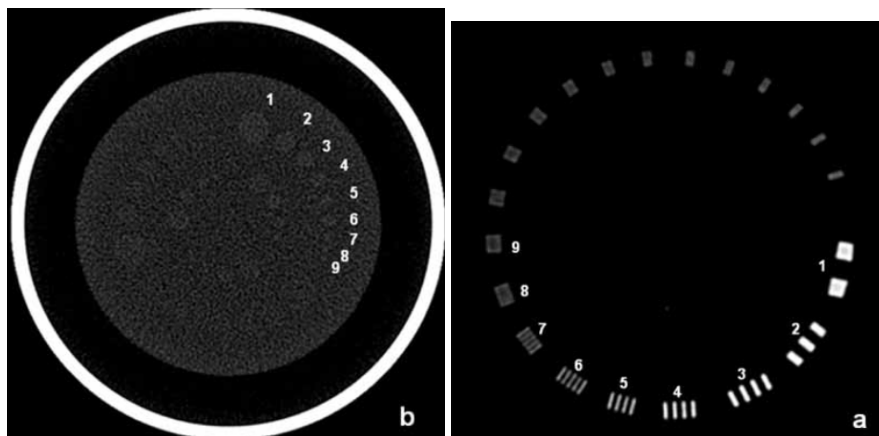


Figura 4.6.2: Ejemplo grafico resolución espacial (Fuente: Juan Carlos Lozano Sancho, 2014, «Métodos de reconstrucción de imágenes en microscopía de electrones», Universida Zaragoza, p. 17).

Resolución de contraste

Alude a la facultad de distinguir entre materiales con distintas composiciones, independiente de su forma o tamaño. En la TC se alcanza una resolución de contraste óptima, debida esencialmente al haz en forma de abanico, reduciendo considerablemente la radiación dispersa (ver figura: 4.6.3 [11]). No obstante, la facultad de mejorar la imagen de objetos con bajo contraste, se verá limitada por el ruido, así como por el tamaño y uniformidad del objeto [10].



(a) Resolución de bajo contraste.

(b) Resolución de alto contraste.

Figura 4.6.3: Ejemplo gráfico de resolución de contraste (Fuente: Fuente: Ramírez Giraldo, J. C., Fletcher, J. J., y McCollough, 2011, «Reducción del Ruido en Imágenes de Tomografía Computarizada Usando un Filtro Bilateral Anisotrópico», Revista Ingeniería Biomédica.)

En la tomografía computarizada, la absorción de radiación en el tejido está sujeta al coeficiente de atenuación lineal y la densidad de masa del tejido. Ahora, se considera una estructura grasa-musculo-hueso, cada estructura con su respectivo numero atómico y densidad de masa como se muestra a continuación (figura 4.6.4)

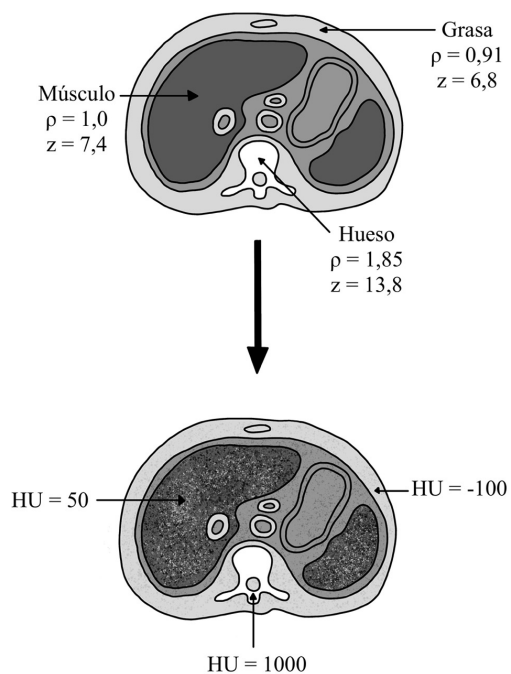


Figura 4.6.4: Estructura grasa-musculo-huso y sus propiedades

En la tomografía computarizada (TC), se amplifican las diferencias en las composiciones de cada tejido, lo cual se refleja en las unidades de Hounsfield (HU) de cada uno de ellos (figura 4.6.4). Este fenómeno permite obtener una excelente resolución de imagen y un alto nivel de contraste.

Ruido

En relación a las HU, el valor de referencia (cero) corresponde al agua. El ruido del sistema se manifiesta en los valores de HU que son mayores o menores que cero. A medida que la desviación sea mayor, se observará un aumento en el nivel de ruido presente en la imagen [10]. En términos matemáticos el ruido se puede definir como

$$Ruido = \sqrt{\frac{\sum(x_t \cdot \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (4.6.1)$$

Donde x_t es la HU del tejido, \bar{x} el promedio de los n valores de HU usados para calcular el ruido.

Al igual que en la fotografía, el ruido se refleja en la imagen como granos. En imágenes con un alto nivel de ruido, se generan manchas, mientras que en aquellas con un bajo nivel de ruido, la imagen tiende a presentar una apariencia más suave. Es importante destacar que el ruido del sistema se basa en numerosos factores, como: tamaño de píxel, grosor del corte, eficacia de los detectores, dosis que recibe el paciente, entre otros.

Linealidad

Para un correcto funcionamiento del tomógrafo, se requiere una calibración diaria de este. Para esta tarea se puede utilizar un simulador conformado por cinco materiales diferentes: polietileno, poliestireno, nilón, lexán, plexiglas y agua, de los cuales se conoce las propiedades de absorción como se muestra a continuación [10]

Material	Coefficiente de atenuación lineal (cm^{-1}) a 60KeV	HU	Color
Polietileno	0,185	-85	Rojo
Poliestireno	0,196	-10	Naranja
Nilón	0,222	100	Verde
Lexán	0,223	115	Azul
Plexiglas	0,229	130	Morado
Agua	0,206	0	Amarillo

Tabla 4.6.1: Propiedades de absorción de los materiales presentes en el simulador.

Posterior al examen del simulador, se realiza una gráfica en base a los datos experimentales de HU en función del coeficiente de atenuación lineal, el resultado debe ser una línea recta que corte

en la HU del agua (figura 4.6.5). Una correcta linealidad se consigue al no presentar grandes fluctuaciones.

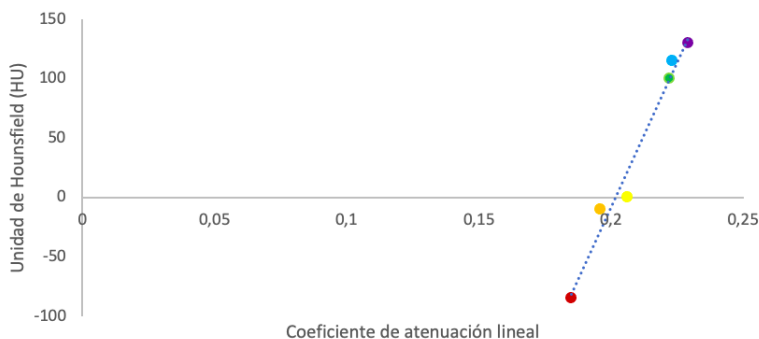


Figura 4.6.5: Linealidad de TC aceptable.

4.7. Detección y medida de la radiación

Existen dispositivos especializados en detectar y medir radiación, operando en modo de pulso o tasa. Los detectores de pulso emiten sonidos distintivos para indicar la presencia de radiación, mientras que los de tasa miden la respuesta en mR (milirrem) o R (rem) ³ por hora. Por otro lado, los dispositivos de medición de radiación funcionan en modo integral, acumulando la señal recibida para proporcionar la exposición total en mR o R. Esta práctica se conoce como dosimetría, utilizando un dispositivo llamado dosímetro [10].

4.7.1. Dosimetría por termoluminiscencia

La termoluminiscencia es el fenómeno en el cual los materiales emiten luz visible al ser calentados. En los años 1960, Cameron y su equipo de la Universidad de Wisconsin investigaron materiales termoluminiscentes y descubrieron que algunos brillaban más intensamente después de calentarse y ser expuestos a radiaciones ionizantes. Este descubrimiento permitió desarrollar un método preciso y sensible de dosimetría para monitorear la exposición al personal que trabaja en entornos radiactivos y para registrar la dosis del paciente en tratamientos de radioterapia [10].

Dosímetros termoluminiscentes (DTL)

Un dosímetro termoluminiscente (DTL) es un dispositivo utilizado para medir la dosis de radiación a la que una persona ha sido expuesta. Funciona mediante el fenómeno de la termoluminiscencia. A continuación, se explica su funcionamiento:

³R (rem) es una unidad de dosis equivalente utilizada para medir la cantidad de radiación absorbida por los tejidos humanos. Un rem es igual a 0.01 sievert (Sv), que es la unidad del Sistema Internacional (SI) para dosis equivalente.

- **Preparación:** El DTL consta de un material termoluminiscente, que es un material capaz de emitir luz cuando se le somete a calor después de haber sido expuesto a la radiación. El material termoluminiscente se carga previamente con radiación antes de su uso.
- **Exposición:** El DTL se lleva cerca de la fuente de radiación o se coloca en el área donde se sospecha que existe radiación. Durante este periodo, el material termoluminiscente absorbe la radiación.
- **Lectura:** Después de la exposición, el DTL se retira del área radiactiva y se calienta gradualmente. A medida que el material se calienta, libera la energía acumulada durante la exposición a la radiación en forma de luz visible.
- **Registro:** La luz emitida por el material termoluminiscente se detecta y se registra utilizando un detector adecuado. La cantidad de luz emitida está relacionada con la dosis de radiación recibida durante la exposición.
- **Análisis:** La señal registrada se procesa y se convierte en una medida de la dosis de radiación recibida. Esta información se utiliza para evaluar la exposición a la radiación y tomar medidas necesarias para garantizar la seguridad y protección radiológica.

4.8. Anatomía, fisiología y patologías detectables con tomografía

Los órganos principales que se encuentran dentro de la caja torácica de un humano adulto promedio son: el corazón y los pulmones. El corazón es un órgano muscular que se encuentra en la parte superior del tórax con una leve inclinación hacia la izquierda, detrás del esternón y entre los pulmones. Dividido en 4 fragmentos principales, en las esquinas de **La aurícula izquierda** se encuentran las venas pulmonares inferiores y superiores. **La aurícula derecha** se conecta con la vena cava superior e inferior, encargadas de drenar la sangre desoxigenada que proviene de la parte superior e inferior del cuerpo respectivamente [12]. Por otro lado **el ventrículo derecho** es el encargado de recibir la sangre desoxigenada y dirigirla hacia los pulmones. **El ventrículo izquierdo** bombea la sangre rica en oxígeno hacia el cuerpo [12].

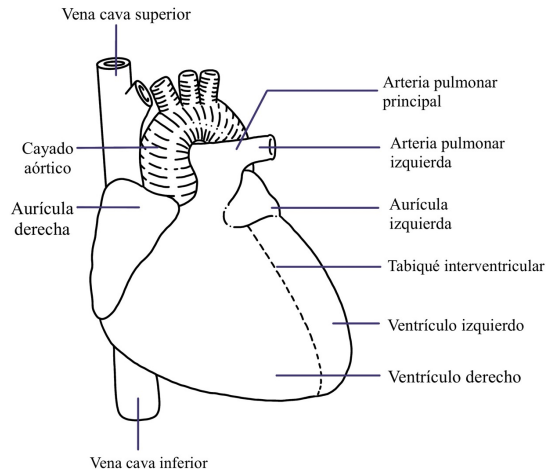
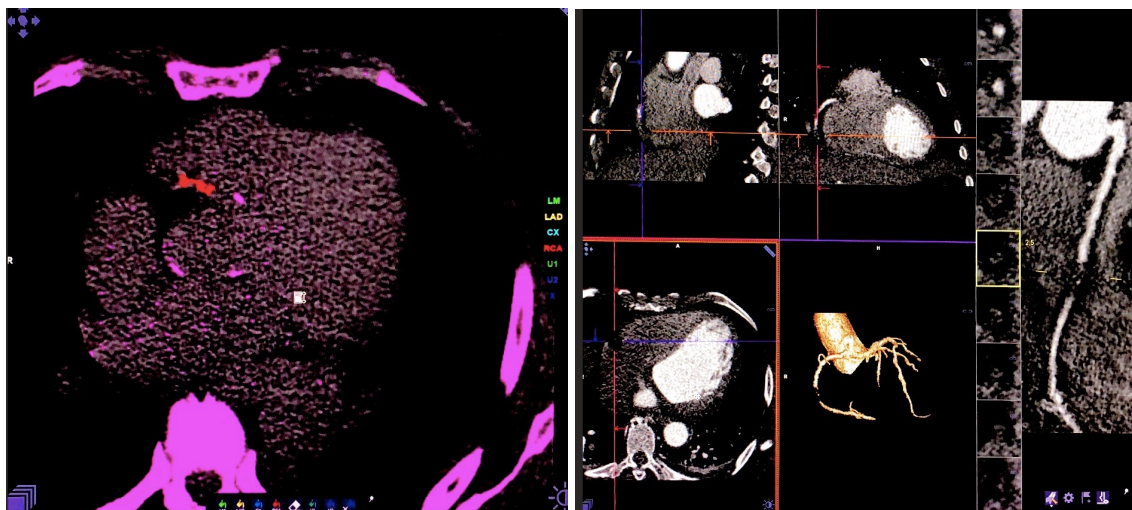


Figura 4.8.1: Anatomía del corazón

En tomografía computarizada se logran detectar distintas enfermedades, una de las más comunes corresponde a la obstrucción de la arteria coronaria conocida como *enfermedad coronaria* (ver figura 4.8.2 ⁴) debido a una calcificación⁵. Igualmente se detectan patologías congénitas de las arterias coronarias, relacionadas con el origen de estas o la ubicación [13].



(a) Vista axial del corazón

(b) Observación de la calcificación de la arteria.

Figura 4.8.2: En la imagen izquierda, se puede observar una mancha de color rojo, corresponde a la calcificación presente en la arteria coronaria. Por otro lado, en la imagen de la derecha, se muestra una vista coronal en la que la zona blanca representa las calcificaciones. Esta condición médica puede ocasionar la obstrucción de la arteria, lo que a su vez impide el flujo adecuado de la sangre.

⁴Imagen tomada de la base de datos de pacientes de la Clínica Cardioneurovascular Pabón.

⁵Acumulación de calcio en el tejido.

Los bronquios son los conductos principales que llevan el aire hacia adentro y fuera de los pulmones los cuales se encuentran a ambos lados del tórax y están separados por el mediastino, que contiene el corazón y los grandes vasos sanguíneos. **El pulmón derecho** está constituido por el bronquio principal derecho, el cual se divide en tres bronquios lobulares: superior, medio e inferior. **El lóbulo superior derecho** está formado por el lóbulo apical (SI), El segmento posterior (SII) y el anterior (SIII). **El lóbulo medio derecho** se divide en dos segmentos, lateral (SIV) y medial (SV). **El lóbulo inferior derecho** constituido por el segmento superior (SVI) y cuatro bronquios segmentales basales: medio (SVII), lateral (SIX), anterior (SVIII) y posterior (SX). Ver Fig(4.8.3)

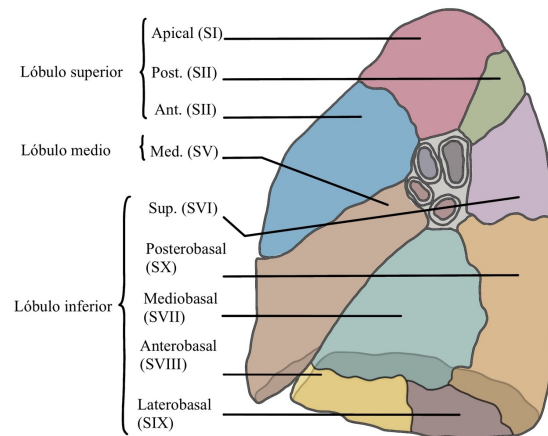


Figura 4.8.3: Segmentos Pulmón derecho

El pulmón izquierdo está constituido por el bronquio principal izquierdo, el cuál posee dos ramificaciones: lóbulo superior e inferior izquierdo. El primero está formado por el lóbulo apical (SI) y posterior (SII), mientras que **el lóbulo inferior izquierdo** está ramificado por el segmento superior (SVI), dos lóbulos antero-mediobasales (SVIII), posterobasal (SX) y laterobasal (SX). Ver Fig(4.8.3)

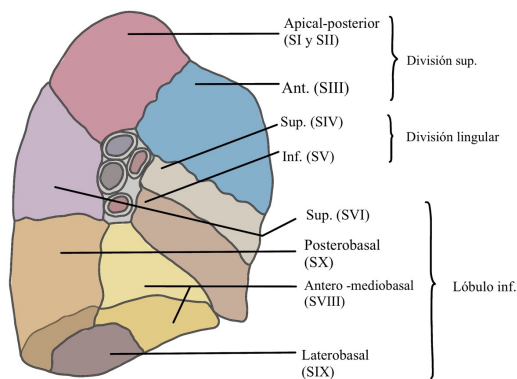


Figura 4.8.4: Segmentos Pulmón izquierdo

El pulmón tiene como función principal incorporar oxígeno a la sangre y eliminar dióxido de carbono de ella. Esta tarea se realiza a través de una serie de procesos: **Mecánica del aparato ventilatorio, intercambio de gases, transporte de oxígeno y control de la respiración** [14].

Mecánica del aparato ventilatorio: La ventilación pulmonar es el proceso de entrada y salida de aire en los pulmones. La inspiración implica la contracción de los músculos respiratorios, como el diafragma y los músculos intercostales, lo cual expande la cavidad torácica y permite que los pulmones se llenen de aire. Por otro lado, durante la espiración, los músculos respiratorios se relajan y los pulmones se contraen, expulsando el aire. [14].

Intercambio de gases: Los alvéolos son sacos de aire en los pulmones donde ocurre el intercambio de gases. Durante la respiración, los alvéolos permiten que se capture oxígeno y se elimine dióxido de carbono. El oxígeno inhalado atraviesa los alvéolos y se difunde hacia los capilares sanguíneos cercanos, donde se une a la hemoglobina en los glóbulos rojos. Simultáneamente, el dióxido de carbono, un subproducto del metabolismo celular, se difunde desde la sangre hacia los alvéolos y se exhala durante la espiración. [14].

Transporte de oxígeno El oxígeno unido a la hemoglobina se transporta a través de la sangre hacia los tejidos periféricos, donde es liberado para su utilización en la producción de energía. El dióxido de carbono producido en los tejidos se disuelve en la sangre y se transporta de regreso a los pulmones para su eliminación [14].

Control de la respiración: La respiración se regula mediante el control nervioso y el control químico. El control nervioso implica la transmisión de señales desde el centro respiratorio a los músculos respiratorios, estimulando su contracción y relajación para permitir la inhalación y exhalación. El control químico se basa en detectar los niveles de oxígeno y dióxido de carbono en la sangre. Cuando aumenta el dióxido de carbono, los quimiorreceptores en el centro respiratorio se activan, enviando señales para aumentar la frecuencia y profundidad de la respiración, lo que ayuda a eliminar el exceso de dióxido de carbono y restaurar el equilibrio en el cuerpo. [14]

La TC es una herramienta útil para el estudio de la patología torácica, ya que permite visualizar tanto los problemas dentro del pulmón como las anomalías en el corazón, mediastino, pleura y paredes torácicas. Es más sensible que otros métodos de exploración y ha demostrado su utilidad en diversas aplicaciones:

Derrame Pleural: es la acumulación anormal de líquido en el espacio entre las membranas que recubren los pulmones y la pared torácica, conocido como espacio pleural (ver imagen 4.8.5⁶) [15].

⁶Imagen tomada de la base de datos de pacientes de la Clínica Cardioneurovascular Pabón.

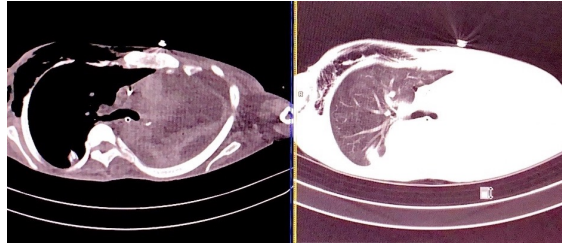


Figura 4.8.5: Derrame pleural

Hemotórax: es una acumulación de sangre en el espacio entre los pulmones y la pared del pecho, conocido como la cavidad pleural (ver imagen 4.8.6⁷) [16].

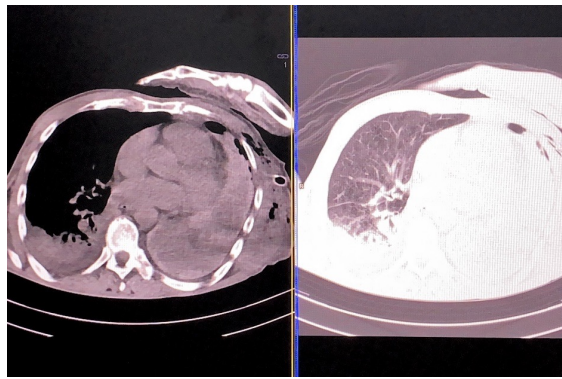


Figura 4.8.6: Hemotórax

Tromboembolia Pulmonar (TEP): es una afección médica en la que un coágulo de sangre, generalmente originado en las piernas, viaja a los pulmones y bloquea una arteria pulmonar. Esto puede causar síntomas graves como dificultad para respirar y dolor en el pecho (ver imagen 4.8.7⁸) [17].

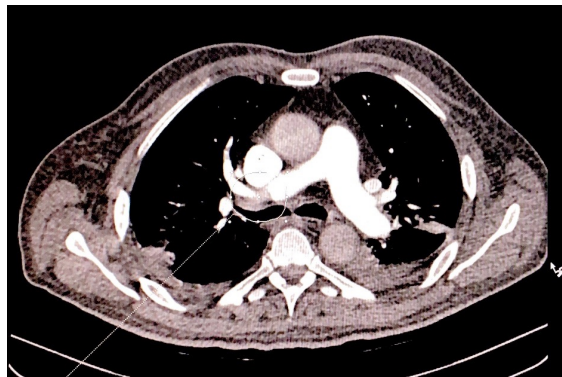


Figura 4.8.7: Tromboembolia Pulmonar.

⁷Imagen tomada de la base de datos de pacientes de la Clínica Cardioneurovascular Pabón.

⁸Imagen tomada de la base de datos de pacientes de la Clínica Cardioneurovascular Pabón.

Dentro de la caja torácica se encuentran otros órganos importantes, como la tráquea siendo un tubo largo y flexible que forma parte del sistema respiratorio. Se encuentra en la parte anterior del cuello, debajo de la laringe, y se extiende hacia abajo en el tórax. Está compuesta principalmente por: *anillos de cartílago hialino*, los cuales permiten que la tráquea se expanda durante la inspiración, *la túnica adventicia* que proporciona soporte estructural, protección y conexión con tejidos circundantes.; Se encuentra revestida por un *epitelio respiratorio*⁹ compuesto por células ciliadas y células secretoras de moco, que ayudan a atrapar partículas y mover el moco hacia arriba para su eliminación. En la pared de la tráquea se encuentran vasos sanguíneos y glándulas mucosas. La tráquea recibe sangre de varias arterias y está inervada por nervios del sistema nervioso autónomo, *El músculo liso traqueal* desempeña funciones clave como regular el diámetro, mantener la permeabilidad y ajustar el tono muscular. Estas funciones son esenciales para garantizar una respiración adecuada y un flujo de aire adecuado. En conjunto, la tráquea desempeña un papel crucial en el paso del aire hacia los pulmones y es fundamental en la función respiratoria.

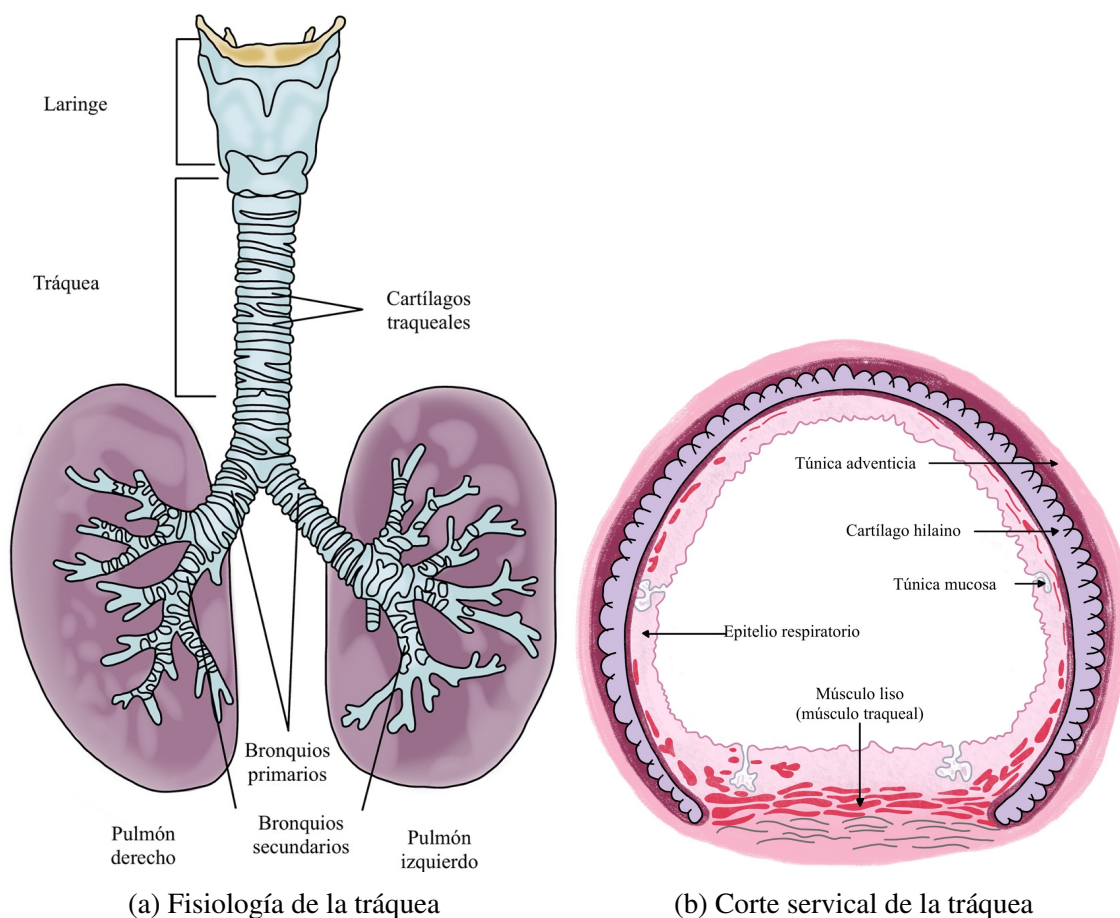


Figura 4.8.8: Tráquea

⁹Es un tipo de epitelio especializado que recubre las vías respiratorias, desempeña un papel fundamental en la limpieza, humidificación y protección de las vías respiratorias, facilitando el intercambio de gases durante la respiración.

Algunas de las patologías que pueden ser detectadas mediante una TC incluyen la traqueobroncomegalia congénita (ver figura 4.8.9) siendo una afección poco común cuya causa aún se desconoce, y se caracteriza por la anómala dilatación de la tráquea y los bronquios principales [18] .

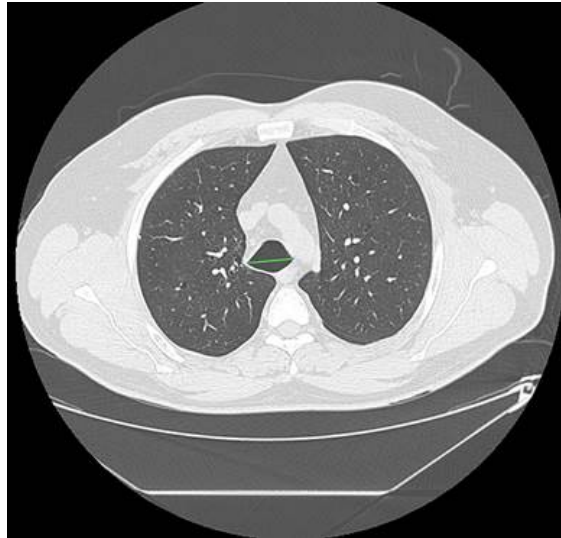


Figura 4.8.9: Esta imagen corresponde a un corte axial de tomografía computarizada utilizando una ventana pulmonar y se encuentra a la altura del cayado aórtico. Se aprecia la tráquea en su grado más dilatado, con un diámetro transversal que llega a medir 34 mm (Fuente: Valery Turner G, Felipe Sáez C, Juan Guzmán H, 2018, «Caso radiológico de desafío diagnóstico», Revista chilena de radiología).

Capítulo 5

Desarrollo del trabajo

5.1. Impresión 3D

5.1.1. Impresión costillas

El filamento PLA, es un termoplástico biodegradable adecuado para imprimir diseños de gran tamaño, con alta dureza. Sus especificaciones técnicas competen: diámetro externo de $1.75mm$, temperatura de extrusión recomendada en un rango de $205 - 225^{\circ}C$, resaltando que se adhieren a los parámetros técnicos que utiliza la impresora de marca *makeR* de referencia *Pegasus* que dispone el departamento de física de la Universidad de Nariño.

Utilizando este filamento se imprime el diseño de la parte superior (figura 5.1.1a) e inferior (figura 5.1.2a) de las costillas.

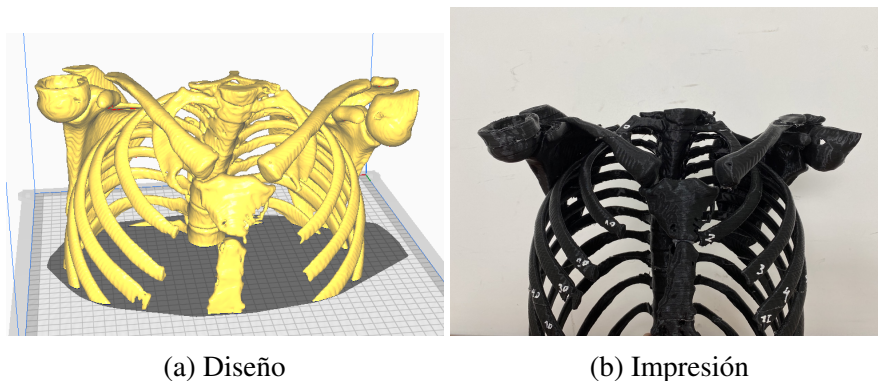


Figura 5.1.1: Costillas superiores

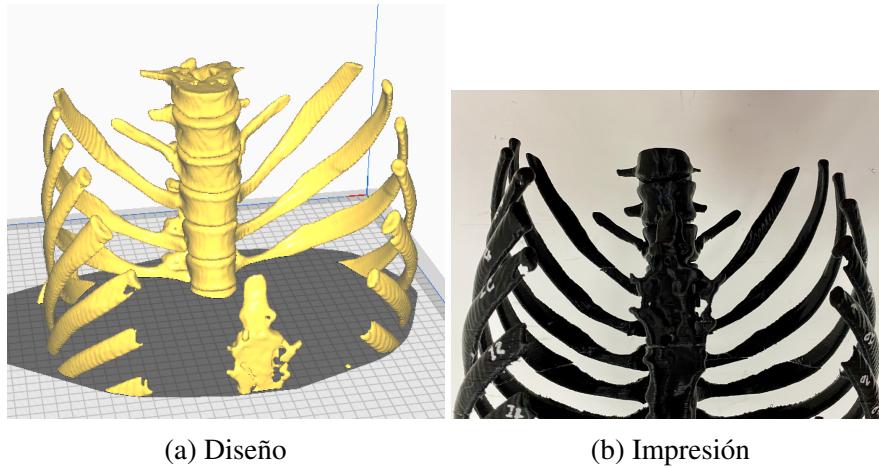


Figura 5.1.2: Costillas inferiores

5.1.2. Impresión de paralelepípedos

El filamento TPU, también conocido como poliuretano termoplástico, es un material elástico y flexible que se utiliza comúnmente en la impresión 3D, tiene una alta capacidad de estiramiento y resistencia a la abrasión y al desgaste, lo que lo hace ideal para imprimir objetos que requieren una cierta cantidad de elasticidad y que están expuestos a una gran cantidad de fricción o movimiento. Sus especificaciones técnicas competen: diámetro externo de 1.75mm , temperatura de extrusión recomendada en un rango de $200 - 250^{\circ}\text{C}$, resaltando que se adhieren a los parámetros técnicos que utiliza la impresora 3D.

Haciendo uso del filamento TPU se imprimen once paralelepípedos rectangulares (figura 5.1.3) de dimensión 4cm de largo, 4cm de ancho y $1,4\text{cm}$ de alto, el primer cubo con un porcentaje de relleno de 1% , los demás cubos con un porcentaje de relleno desde 10% hasta 100% en un intervalo de 10 .



Figura 5.1.3: Paralelepípedos rectangulares en el tomógrafo

Posteriormente, se realiza una tomografía computarizada a los once paralelepípedos rectangulares, obteniendo los siguientes resultados de unidad Hounsfield.

Paralelepípedo rectangular	Porcentaje de relleno (%)	Unidad de Hounsfield (HU)
1	1	-985
2	10	-856
3	20	-799
4	30	-663
5	40	-564
6	50	-434
7	60	-406
8	70	-273
9	80	-204
10	90	-168
11	100	-122

Tabla 5.1.1: Unidades de Hounsfield de los paralelepípedos rectangulares

5.1.3. Impresión de órganos

Para llevar a cabo la impresión de los órganos correspondientes, es esencial contar con el conocimiento de la unidad de Hounsfield específica asociada a cada uno de ellos. Con este propósito, se ha solicitado a la Clínica Cardioneurovascular Pabón la obtención de diez tomografías de su base de datos de pacientes adultos promedio (consulte el Apéndice B). La tabla 5.1.2, detalla la unidad media de Hounsfield (HU) de cada órgano y tejido óseo.

Tomografía	Corazón (HU)	Pulmones (HU)	Tráquea (HU)	Hueso (HU)
1	38	-834	-945	423
2	62	-658	-962	394
3	92	-875	-914	420
4	50	-859	-984	401
5	49	-894	-961	478
6	33	-714	-946	458
7	40	-690	-776	452
8	60	-754	-963	451
9	41	-905	-973	404
10	40	-794	-962	427
Promedio	51	-798	-939	431

Tabla 5.1.2: Unidades de Hounsfield de pacientes adultos promedio

Asociando la unidad de Hounsfield de la tabla 5.1.1 y 5.1.2 se establece finalmente el porcentaje de relleno para la impresión 3D correspondiente a cada órgano, como lo indica la 5.1.3. Dado que el diseño computarizado de los pulmones y la tráquea está interconectado, se persigue alcanzar un porcentaje de relleno que se ajuste al valor de unidad de Hounsfield promedio entre estos órganos.

Órgano	HU paralelepípedos	HU paciente adulto promedio	Porcentaje de relleno (%)
Corazón	N/A	51	6
Pulmones	-856	-798	10
Traquea	-856	-939	10
Tejido óseo	N/A	431	10

Tabla 5.1.3: Resultados finales HU y porcentaje de relleno

Dado que existe una discrepancia en las unidades de Hounsfield entre los paralelepípedos y las de los pacientes adultos promedio, se lleva a cabo un procedimiento adicional que implica el relleno del corazón con un material específico. Este proceso tiene como finalidad acercarse a las unidades de Hounsfield adecuadas del corazón. Simultáneamente, en el caso de las costillas, se emplea un proceso de moldeado con un material diseñado para aproximar las unidades de Hounsfield del tejido óseo.

Impresión corazón

Con los datos de la tabla 5.1.3 y el filamento TPU se procede a imprimir el corazón que se ajustan al tamaño de una persona adulto promedio.

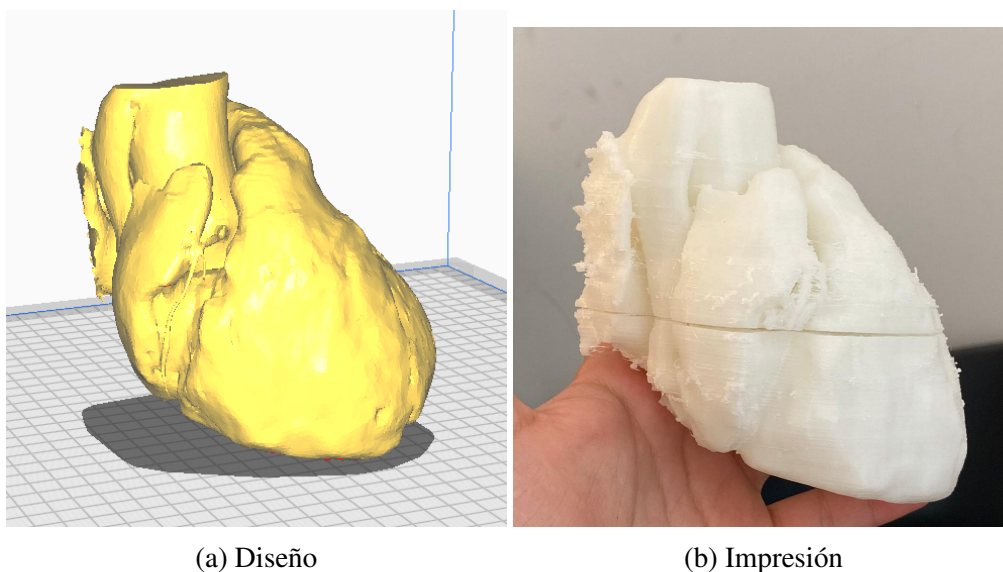


Figura 5.1.4: Corazón

Impresión pulmones y traquea

Con los datos de la tabla 5.1.3 y el filamento TPU se procede a imprimir los pulmones que se ajustan al tamaño de una persona adulto promedio.

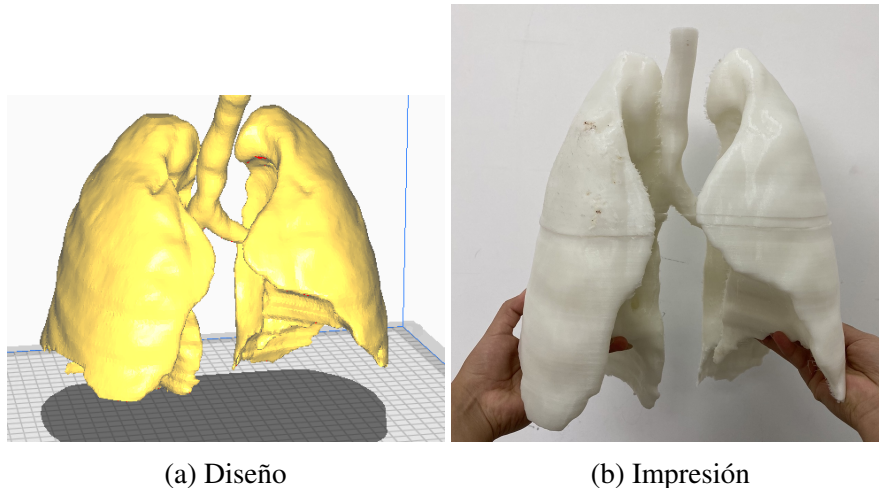


Figura 5.1.5: Pulmones y traquea

5.2. Optimización de las costillas y corazón

5.2.1. Costillas

Dado que las costillas se fabricaron utilizando material plástico, es necesario someterlas a un proceso de moldeo. En este proceso, la estructura que abarca las costillas y la espina dorsal se divide inicialmente, y se procede a sellar algunos agujeros utilizando plastilina industrial, tal como se muestra en las siguientes imágenes.

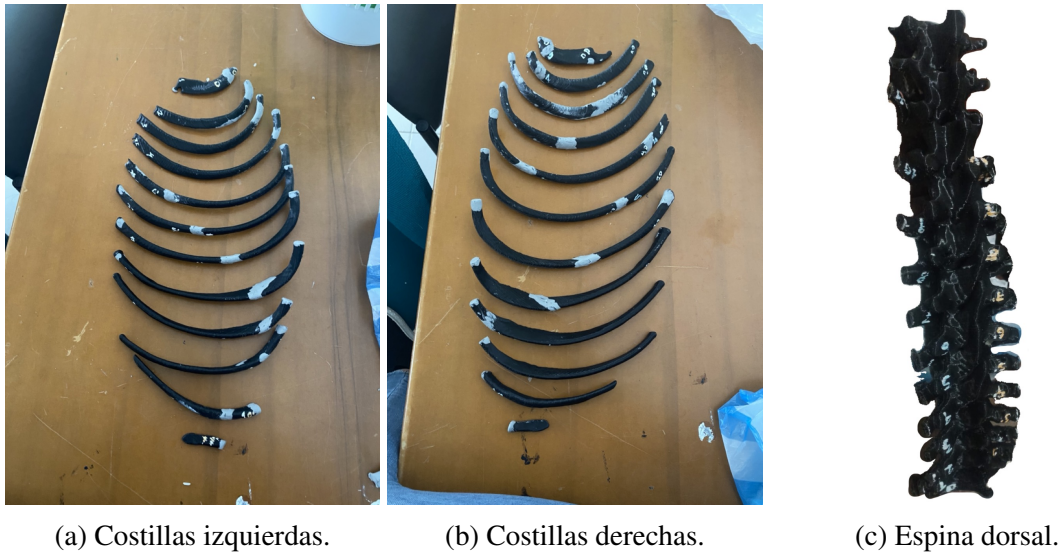


Figura 5.2.1: División de la impresión 3D correspondiente a las costillas.

A continuación, se procede a realizar la aplicación de caucho siliconado en las áreas que involucran las costillas, espina dorsal, omoplatos, clavícula y esternón, como se ilustra en la figura 5.2.2. Este proceso implica la aplicación de aproximadamente seis capas de caucho siliconado, junto con el catalizador correspondiente, con el propósito de cubrir de manera extensa y precisa la estructura de plástico PLA.

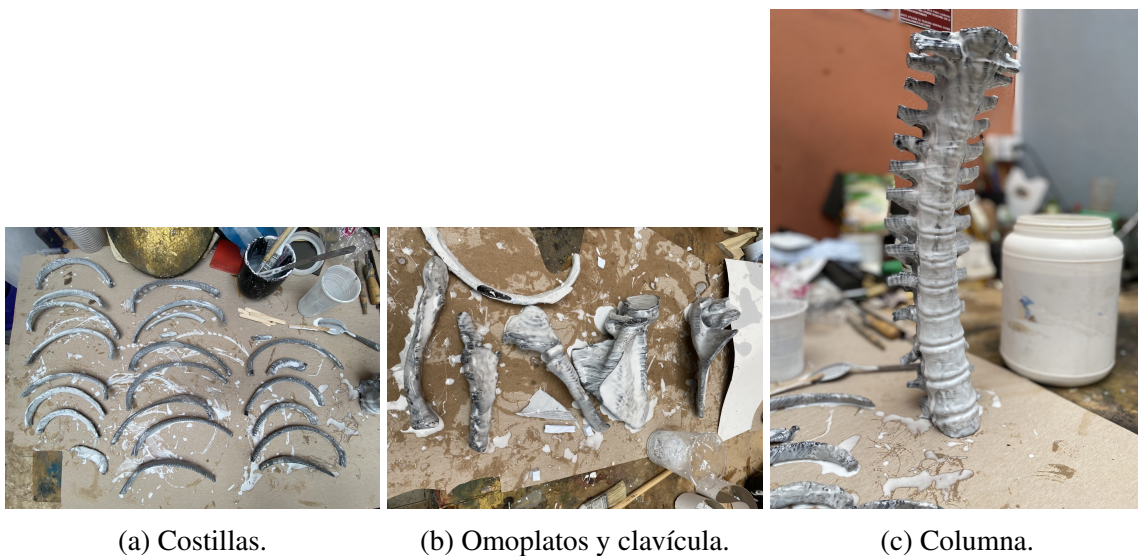


Figura 5.2.2: Aplicación caucho siliconado.

Completa la etapa anterior, se procede a confeccionar moldes individuales en cartón cartulina para cada una de las partes mencionadas previamente, con el objetivo de efectuar su llenado completo,

como se ilustra en la figura 5.2.3. Es importante destacar que los omoplatos y la espina dorsal requerirán un proceso de moldeado diferente debido a su estructura particular.



Figura 5.2.3: Realización de moldes con cartón cartulina.

Una vez que cada molde ha alcanzado un completo secado, se retira cuidadosamente cada uno de ellos del material de cartón cartulina, como se ilustra a continuación.



Figura 5.2.4: Retiro del cartón cartulina.

A continuación, se procede a efectuar un corte transversal en cada uno de los moldes con el propósito de extraer la pieza de plástico correspondiente (Ver figura 5.2.5a). Adicionalmente, se realizan perforaciones en la parte superior de estas piezas para facilitar su posterior llenado (Ver figura 5.2.5b).



(a) Corte transversal.



(b) Perforaciones superiores.

Figura 5.2.5: Extracción piezas de plástico y perforación de los moldes de caucho.

Para seleccionar el material de relleno adecuado para el tejido óseo, se llevan a cabo pruebas con diversos materiales, cada uno con su correspondiente unidad de Hounsfield, tal como se detalla en la tabla 5.2.1 y la figura 5.2.6.

Material	(HU)
Caucho siliconado	395
Yeso	689
Resina y carbonato de calcio	467

Tabla 5.2.1: Materiales de prueba para el relleno del tejido óseo, cada uno con su correspondiente HU.

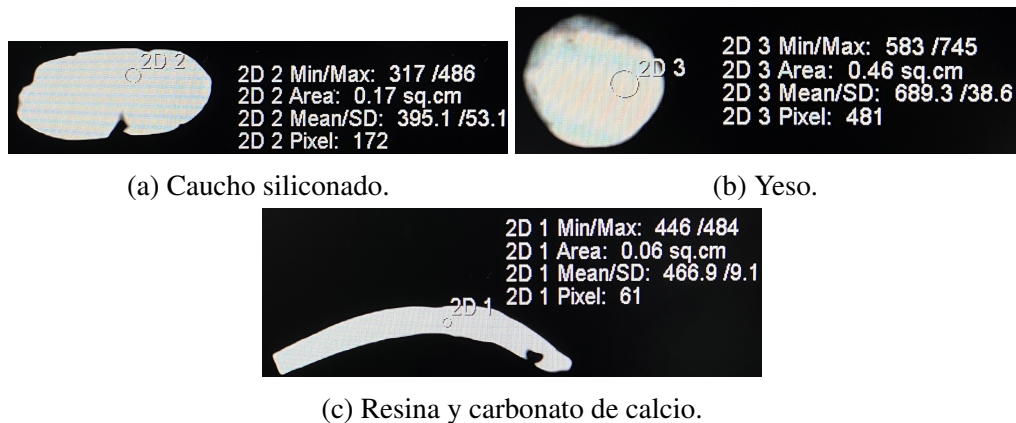


Figura 5.2.6: Materiales de prueba para el relleno del tejido óseo, cada uno con su correspondiente HU.

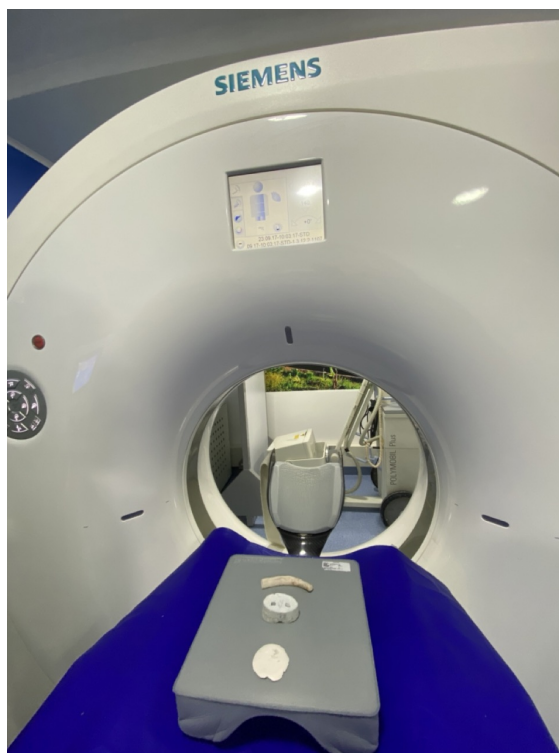


Figura 5.2.7: Materiales de prueba para el relleno del tejido oseó en el tomógrafo

Pese a que tanto el caucho siliconado como el yeso tienen unidades de Hounsfield cercanas a las del tejido óseo de un adulto promedio, se descartan como opciones. El caucho siliconado se descarta debido a que, dada la estructura de las costillas, sería inicialmente demasiado pesado y proporcionaría una flexibilidad excesiva, perdiendo completamente la estructura anatómica. Por otro lado, el yeso no se tiene en cuenta debido a su fragilidad, considerando la estructura de las costillas, la clavícula y el esternón al ser piezas delgadas.

Por lo anterior, se llena cada molde de caucho siliconado con la mezcla de resina, carbonato de calcio y catalizador respectivo, en proporciones específicas, siendo estas del 80 % de resina, el 20 % de carbonato de calcio y el 1 % del peso total en gramos de catalizador de resina. Cabe destacar la importancia de las perforaciones superiores, debido a que este enfoque se basa en el principio de Pascal con vasos comunicantes, el cual establece que cuando se conectan varios recipientes en la base y se llenan con un líquido incompresible, cualquier cambio en la presión en uno de los recipientes se transmitirá de manera uniforme a todos los demás, sin importar sus diferencias en tamaño o forma. Este enfoque garantiza un llenado completo y uniforme para cada molde.



Figura 5.2.8: Llenado de los moldes de caucho con la mezcla compuesta de resina y carbonato de calcio.

Luego de que cada molde haya completado su proceso de secado, se lleva a cabo la extracción individual de cada pieza, como se puede apreciar en la Figura 5.2.9. Cada pieza es debidamente numerada para su posterior ensamblaje, y se somete a un proceso de lijado para lograr un acabado más estético y pulido.



Figura 5.2.9: Extracción de piezas en resina.

En el proceso de moldeado de la espina dorsal y los omoplatos, se avanza con el ensamblaje de

cada estructura mediante el empleo de plastilina industrial. Esto se realiza para proporcionar un soporte estable a dichas estructuras. Posteriormente, se crea un borde alrededor de cada estructura utilizando plastilina industrial a una altura aproximada de 1.5 centímetros, como se muestra a continuación:



Figura 5.2.10: Soporte de plastilina industrial para la espina dorsal.

Posteriormente se aplican capas adicionales de caucho siliconado, con picadillo ¹ hasta lograr una cobertura que oculte por completo el plástico de las piezas, tal como se observa en la siguiente imagen.



Figura 5.2.11: Recubrimiento de caucho siliconado más picadillo a la espina dorsal y omoplatos.

Luego de concluir la etapa anterior, se aplica una mezcla fibra de vidrio², resina y carbonato de calcio en la parte superior de cada pieza que ha sido previamente recubierta de caucho siliconado y picadillo (como se ilustra en la Figura 5.2.12). Este proceso se realiza con el propósito de conferir al molde una mayor rigidez y durabilidad. Asimismo, se repite el procedimiento en los lados opuestos de cada pieza, aplicando vaselina en los bordes para facilitar la posterior separación del caucho siliconado.

¹El picadillo consiste en caucho siliconado reciclado de procesos previos, el cual es fragmentado en pequeñas partículas .

²La fibra de vidrio es un material que se obtiene al fundir vidrio y estirar el material en finos filamentos similares a hilos. Estos filamentos se agrupan en hilos más gruesos o se usan en forma de tejidos. Es reconocida por su resistencia, ligereza y su capacidad de resistir la corrosión y productos químicos.



Figura 5.2.12: Recubrimiento de fibra de vidrio.

Una vez completa la fabricación de los moldes en fibra de vidrio en ambos lados de cada estructura, se extrae con cuidado las piezas de plástico, con el objetivo de dejar el espacio de cada una para su posterior vaciado (ver figura 5.2.13a) . Es crucial asegurar de manera adecuada la fijación de estos moldes antes de llevar a cabo el proceso de vaciado, que consiste en verter la resina y el carbonato de calcio en el espacio resultante, tal como indica la figura 5.2.13b



(a) Moldes En fibra de vidrio y caucho siliconado.



(b) Relleno de la espina dorsal.

Figura 5.2.13

Después de someter tanto la espina dorsal como los omoplatos a un minucioso proceso de lijado para lograr un acabado estético y pulido, se procede al ensamblaje de todas las piezas que conforman la estructura general, esto incluye el costillaje, la clavícula y el esternón.

Para unir las costillas a la espina dorsal, se utilizan bandas fabricadas con silicona de platino de la marca "Dragon Skin FX Pro". Cada banda se coloca de manera que permita la creación de un orificio en su parte superior. Una vez que las costillas están firmemente posicionadas, se crea un sistema de soporte empleando palillos de madera, bandas elásticas y plastilina industrial, como se muestra en la figura 5.2.14. Este sistema de soporte mantiene cada costilla de forma segura y

estable durante el proceso de vaciado de la mezcla de resina, carbonato de calcio y catalizador, el cual se realiza a través de los agujeros en cada banda, garantizando una unión sólida y duradera entre todas las partes.



Figura 5.2.14: Estructura para ensamble

Se crea un pequeño soporte en la parte posterior de las costillas utilizando plastilina industrial, con el propósito de ensamblar los omoplatos correspondientes, como se ilustra en la figura 5.2.15. Es esencial destacar que tanto la clavícula como el esternón se consideran una sola pieza independiente en este montaje. Esta disposición posibilita la entrada y salida de los órganos, lo que simplifica el proceso de cambio del dosímetro requerido para realizar las mediciones en el tomógrafo.



Figura 5.2.15: Estructura general compuesta por resina y carbonato de calcio, abarcando áreas que incluyen las costillas, la espina dorsal, los omoplatos, la clavícula y el esternón.

5.2.2. Corazón

El propósito principal del proceso relacionado con el corazón es lograr el llenado de un material que se asemeje a la unidad de Hounsfield necesaria. Para alcanzar este objetivo, se llevan a cabo pruebas utilizando diversos materiales, cada uno con su correspondiente unidad de Hounsfield, como se detalla en la tabla 5.3.6 y se visualiza en la figura 5.2.16.

Material	(HU)
Nylon	-110
Latex	-124
Resina	156
Resina con fibra de vidrio	158
Resina y endurecedor epóxico	69

Tabla 5.2.2: Materiales de prueba para el relleno del corazón, cada uno con su correspondiente HU.

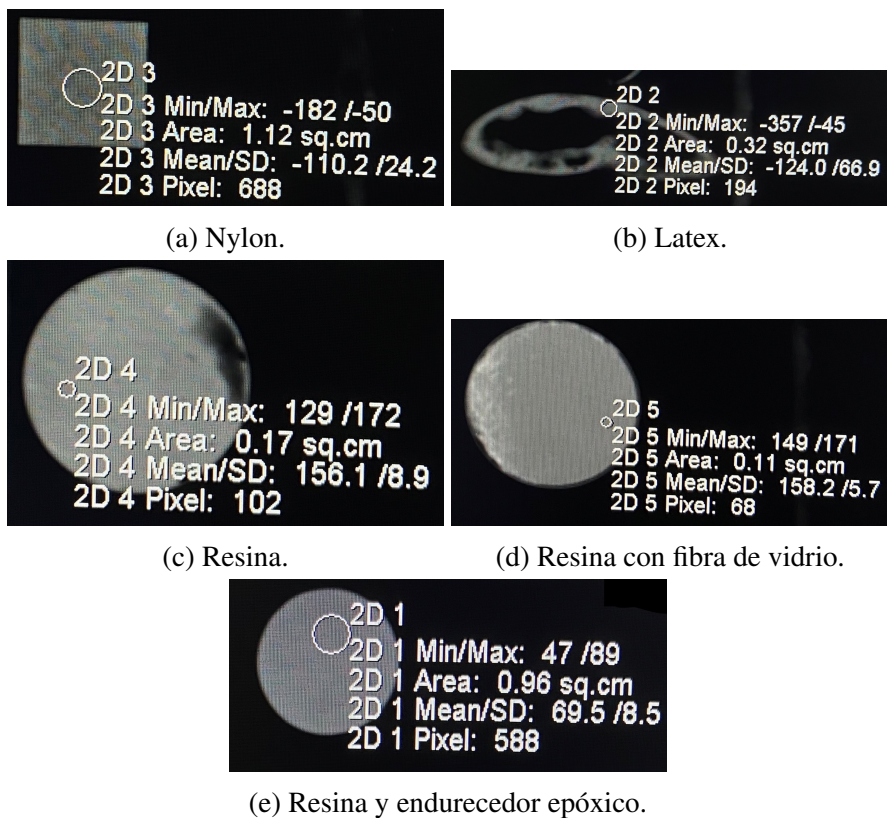


Figura 5.2.16: Materiales de prueba para el relleno de corazón, cada uno con su correspondiente HU.

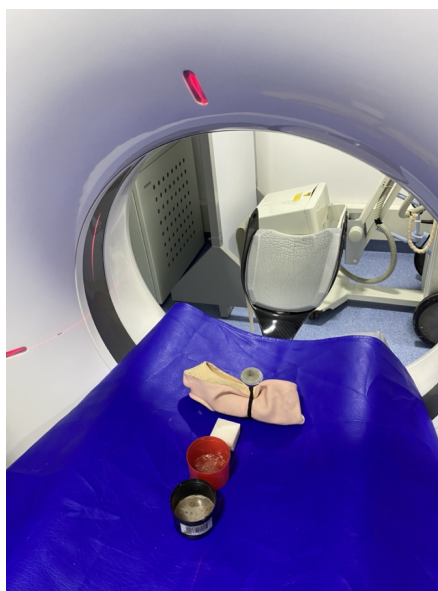


Figura 5.2.17: Materiales de prueba para el relleno de corazón en el tomógrafo

Debido a que la Unidad de Hounsfield correspondiente al corazón tienen un valor medio de 51, el único material que se encuentra dentro de este intervalo es la resina epóxica junto con su endurecedor. Esta mezcla se prepara en proporciones iguales, con una relación de 50/50 para obtener una consistencia homogénea, la cual se logra mediante la aplicación de calor para mejorar su fluidez. Una vez que se ha alcanzado la consistencia deseada, se lleva a cabo el llenado correspondiente del corazón. Para facilitar este proceso, el corazón es impreso en dos partes. La siguiente imagen ilustra el proceso de secado del corazón en un invernadero perteneciente a la empresa *The Cave: Creature Workshop*.



Figura 5.2.18: Relleno del corazón con resina epóxica.

5.3. Ensamble final del fantoma torácico

Para llevar a cabo el proceso de ensamblaje general, se efectúan perforaciones cuyas dimensiones son de $(2.0 \times 0.5 \times 3.5) \text{ cm}$ en áreas específicas que corresponden al pulmón derecho, el pulmón izquierdo, el corazón y la tráquea. Estas perforaciones tienen el propósito de alojar el dosímetro correspondiente y se ubican de manera perpendicular a la toma axial del tomógrafo. La disposición de las perforaciones se planea meticulosamente para asegurar que el dosímetro se sitúe en una sección de área del órgano donde la irradiación penetre una cantidad significativa del material respectivo para cada uno, tal cómo ilustra la siguiente imagen:



Figura 5.3.1: Perforaciones diseñadas para alojar los dosímetros destinados a pulmones, tráquea y corazón en las áreas señaladas.

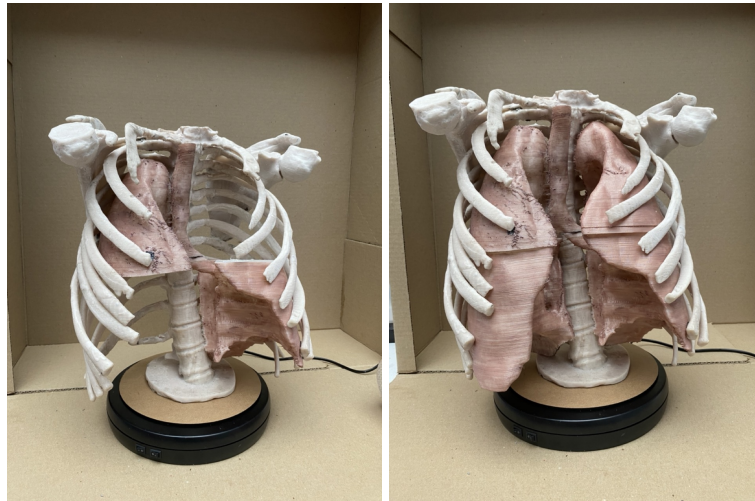
Para obtener un acabado más refinado del corazón, pulmones y tráquea, se aplica un barniz de color rojo y púrpura respectivamente, como se muestra en la imagen adjunta.



Figura 5.3.2: Corazón, pulmones y tráquea barnizados.

Para integrar todas las piezas que conforman la estructura de la caja torácica, se inicia mediante la unión de los pulmones y la tráquea. Durante esta fase, se fija a la estructura costal la parte superior e inferior del pulmón derecho e izquierdo, respectivamente. Esta disposición facilita la extracción

de los pulmones restantes para proceder con el reemplazo de los dosímetros, como indica la figura 5.3.3a. Tras finalizar esta fase, se sitúan los pulmones que aún deben ser ensamblados en sus respectivas posiciones, teniendo en cuenta que no están sujetos a ninguna estructura costal. Esta característica permite una extracción sencilla de los mismos, como se puede observar en la figura 5.3.3b.



(a) Fijación pulmones a estruc- (b) Ensamble pulmones y trá-
tura costal. quea.

Figura 5.3.3

En el proceso de ensamblaje del corazón, se lleva a cabo perforaciones destinadas a tornillos plásticos en los laterales del corazón (ver figura 5.3.4). Esta disposición tiene como finalidad permitir a través del uso de bandas elásticas, el acoplamiento efectivo entre la porción superior e inferior del corazón. Además, posibilita un acceso sencillo para el reemplazo del dosímetro.

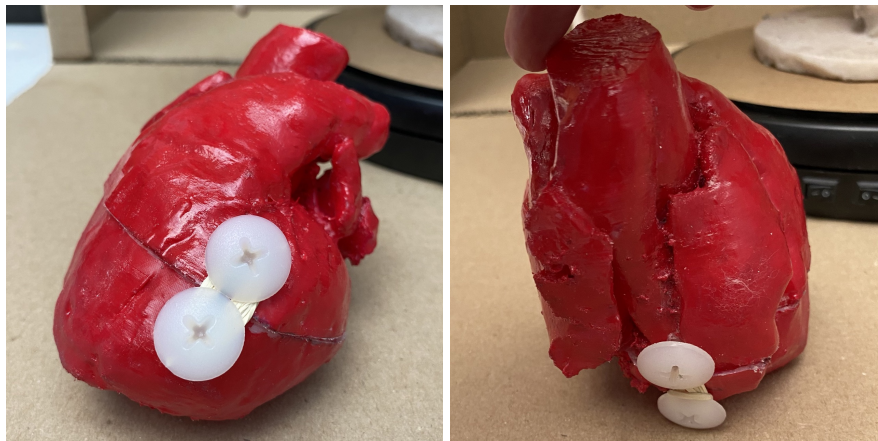


Figura 5.3.4: Perforaciones laterales del corazón.

Considerando lo anterior, se ubica el corazón en una posición intermedia entre los pulmones, tal y como se muestra gráficamente la figura 5.3.5a. La imagen derecha representa la disposición final, donde se aprecia el ensamblaje completo de los pulmones, la tráquea, el corazón, la estructura costal, la clavícula y el esternón³

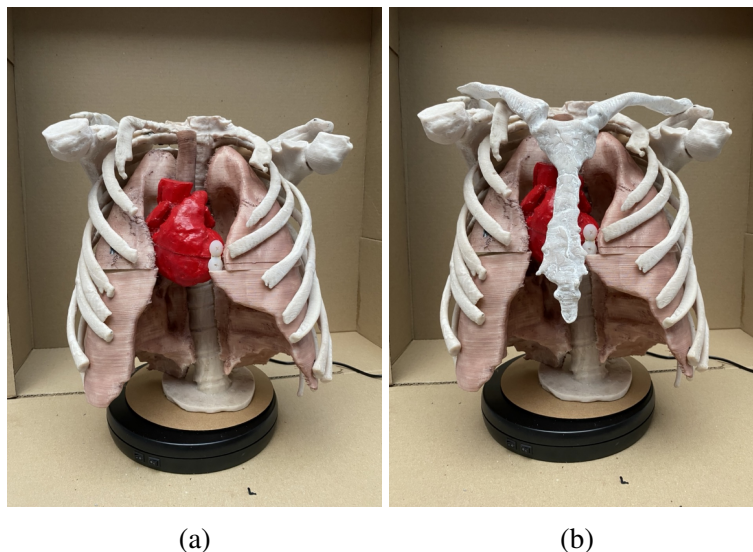


Figura 5.3.5: a) Ensamble del corazón. b) Ensamble de los órganos y estructura costal.

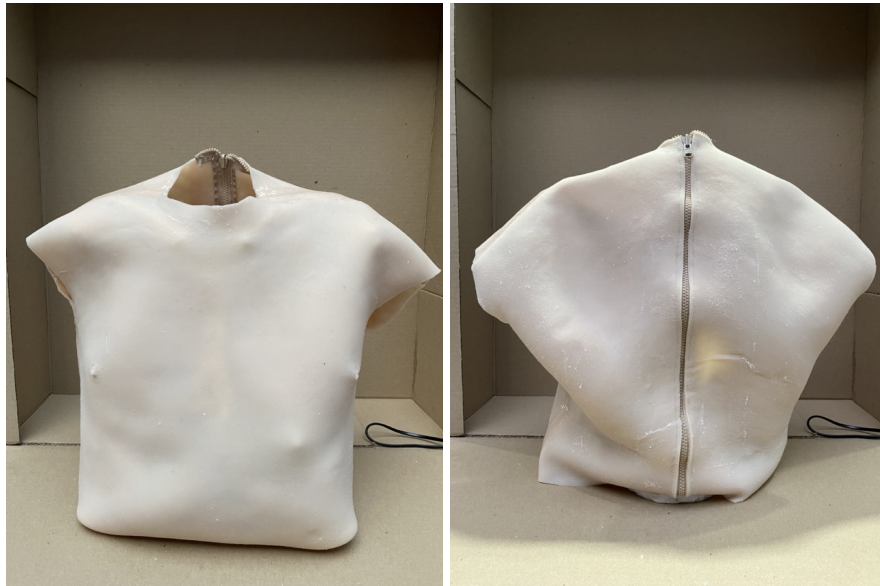
Para la creación de un phantom antropomórfico torácico con un acabado altamente realista, se emplea el proceso de aplicación de piel sintética, el cual es llevado a cabo por la empresa «*The Cave: Creature Workshop*». Este proceso implica consideraciones específicas, dado que la piel desempeña un papel importante al atenuar la radiación.

Se inicia seleccionando a un usuario cuyas medidas corporales se asemejen a la estructura ósea (figura 5.3.5b). Se procede a realizar el body casting, una técnica de moldeo que genera una réplica tridimensional de la caja torácica. Para este proceso, se aplica un desmoldante en la piel humana (vaselina) y se dispone de venda de yeso para obtener un registro volumétrico preciso del usuario, que resulta en la creación de un molde negativo dividido en dos piezas: frontal y posterior, facilitando así el vaciado del molde. Luego, se lleva a cabo el roto moldeo, que implica la aplicación de un material en estado líquido hasta lograr una consistencia sólida. Este proceso se logra a través de una reacción química de la mezcla de dos componentes⁴, que resulta en una silicona que simula la piel de forma notable y que se adapta al modelo tridimensional previo. Para garantizar un acabado óptimo, se realiza un corte de los excesos de material y se incorpora una cremallera en la parte posterior de la réplica, facilitando su colocación y extracción. Esta disposición permite también el desensamblaje y ensamblaje de las partes internas de la caja torácica, tal como se ilustra

³Se proporciona un enlace que redirige a un vídeo que muestra una vista en 360 grados del phantom [aquí](#).

⁴El componente A es la base líquida con silano funcional en la silicona de platino, mientras que el componente B es un catalizador que contiene complejos de platino, desencadenando la reacción química esencial para la flexibilidad de la silicona.

detalladamente en las imágenes adjuntas.



(a) Parte frontal.

(b) Parte posterior

Figura 5.3.6: Ensamblaje Final del fantom antropomórfico torácico.

Capítulo 6

Resultados

6.1. Verificación unidades de Hounsfield del phantom

La toma de datos se lleva a cabo utilizando un tomógrafo «Siemens Somatom Perspective» de 64 cortes en toma axial, y se empleó un software de 128 cortes especializado para el estudio detallado de una técnica de tórax simple. El objetivo de este estudio es verificar la unidad Hounsfield (HU) asociada a cada órgano y al tejido óseo en particular. Adicionalmente, se realizó una observación del topograma del phantom, cuyos detalles se pueden encontrar en el apéndice D.

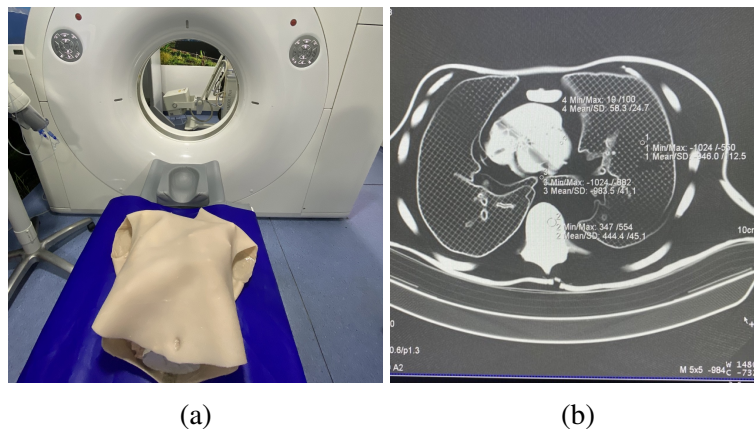


Figura 6.1.1: a) Posicionamiento del phantom en el tomógrafo. b) Verificación HU en órganos y tejido óseo.

Los parámetros generales proporcionados por un «region of interest» (ROI)¹, se detallan en la tabla 6.1.1, expresados en unidades de Hounsfield (HU), tanto para órganos como para tejido óseo. Este conjunto de datos se puede apreciar gráficamente en la figura 6.1.1b.

¹Suministra límites mínimo, máximo, media y desviación estándar de las unidades Hounsfield (HU)

Órgano	Unidad Hounsfield
Corazón	58.3
Pulmones	-946.0
Traquea	-983.5
Tejido óseo	444.4

Tabla 6.1.1: Verificación HU en órganos y tejido óseo.

6.2. Recolección de datos dosimétricos

Una vez que se ha verificado la densidad de los órganos y tejido óseo mediante unidades Hounsfield, se procede a posicionar los dosímetros en las perforaciones correspondientes. En este proceso, por disponibilidad de Software y Hardware se realiza la técnica tomográfica diez veces utilizando la cantidad de cuatro dosímetros por adquisición, diseñados con dimensiones apropiadas para ajustarse perfectamente en las perforaciones previamente realizadas (ver figura 5.3.1). Para la vigilancia de la radiación a la que están expuestos los dosímetros durante el transporte, manipulación y exposición en el entorno, se emplea un dosímetro de control, como se indica la siguiente imagen:



Figura 6.2.1: Dosímetros

La lectura de los cuarenta dosímetros se efectúa a través de la empresa «Control calidad RX S.A.S». En el informe generado, se detallan las dosis equivalentes personales $H_p(10)$, $H_p(3)$ y $H_p(0.07)$, que representan la dosis equivalente personal con respecto a la ubicación del dosímetro a 10mm, 3mm y 0.07mm, respectivamente (consultar anexo C). Con el propósito de cumplir el objetivo general, la tabla 6.2.1 presenta exclusivamente la dosis equivalente personal $H_p(0.07)$. Esta elección se fundamenta en que corresponde a la distancia más cercana a la ubicación del respectivo dosímetro. Estos valores se obtienen calculando la diferencia entre $H_p(0.07)$ de cada dosímetro y la dosis equivalente personal registrada por el dosímetro de control, que tiene un valor de $H_p(0.07) = 0.41mSv$. Además de la información presentada en la tabla, se incluye en apéndice

D imágenes correspondientes a las diez tomografías, cada una acompañada de su topograma, así como tomas axiales y de contraste correspondiente, el cual puede servir para análisis de calidad de imagen respecto a alto y bajo contraste

Medición	Corazón (<i>mSv</i>)	Pulmón derecho (<i>mSv</i>)	Pulmón izquierdo (<i>mSv</i>)	Traquea (<i>mSv</i>)
1	3.23	3.74	3.02	3.65
2	6.21	1.91	4.35	5.44
3	5.45	4.45	3.69	4.79
4	3.92	4.69	4.93	4.33
5	4.01	3.73	4.07	2.47
6	3.89	4.54	3.86	4.73
7	5.22	4.44	4.40	4.01
8	5.01	3.35	3.18	4.06
9	4.83	3.66	4.49	4.19
10	4.00	3.41	1.80	3.36

Tabla 6.2.1: Reporte de dosimetría personal a 0.07mm $H_p(0.07)$

Capítulo 7

Análisis de resultados.

Con base en la lectura de dosis equivalente personal $H_p(0.07)$ detallada en la tabla 6.2.1, se efectúa un análisis estadístico que implica el cálculo del promedio, mediana y séptimo percentil, cuyos resultados se presentan en la tabla 7.0.1 ¹. Con el propósito de lograr resultados óptimos, se opta por utilizar el séptimo percentil (P(70 %)) en los cálculos subsiguientes. Esta elección se basa en la consideración de que este percentil representa una mínima desviación e indica el valor mas alto que alcanza el 70 % de la muestra. Es importante destacar, que el progreso de este estudio conlleva un valor añadido significativo, consistente en la obtención de datos de dosis específicamente en la tráquea. Cabe mencionar que dichos resultados no han sido previamente abordados en investigaciones anteriores.

El mapa mental que se presenta a continuación ilustra de manera secuencial el proceso para calcular las dosis adicionales a partir de la dosis equivalente personal $H_p(0.07)$ obtenida mediante la lectura de los dosímetros.

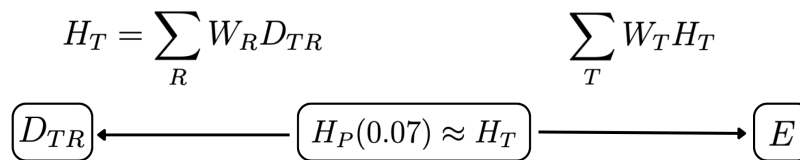


Figura 7.0.1: Mapa mental.

Determinación de la dosis equivalente en tejido H_T

La aproximación entre la dosis equivalente en tejido H_T y la dosis equivalente personal $H_p(0.07)$ se justifica por situar directamente el dosímetro en el órgano bajo estudio. Dicha disposición permite una estimación cercana debido a que la exposición considerada se fundamenta en una única forma

¹Los cálculos estadísticos, pueden observarse [aquí](#)

de radiación, específicamente rayos X. Así mismo, los órganos expuestos responden de manera similar a esta radiación en términos de sensibilidad y efectos biológicos, validando la aproximación de $H_p(0.07)$ a H_T . Este hecho se ve reforzado por la tendencia a la sobre estimación de la dosis por parte de $H_p(0.07)$ en el contexto de protección radiológica. Por lo anterior, la información detallada se encuentra reflejada en la tabla 7.0.1.

	Corazón (mSv)	Pulmones (mSv)	Tráquea (mSv)
Promedio	4.577	3.785	4.103
Mediana	4,420	3.800	4.125
Séptimo percentil	5.073	4.412	4.450

Tabla 7.0.1: Cálculos estadísticos de la dosis $H_p(0.07)$

Basándose en los datos previamente mencionados, se procede a representar gráficamente las desviaciones estándar correspondientes a cada órgano analizado. Es importante destacar que, debido a la restricción en la cantidad de datos disponibles, las fluctuaciones se tornan más notables. No obstante, es posible identificar una coherencia y continuidad en los datos de cada uno de los órganos estudiados.

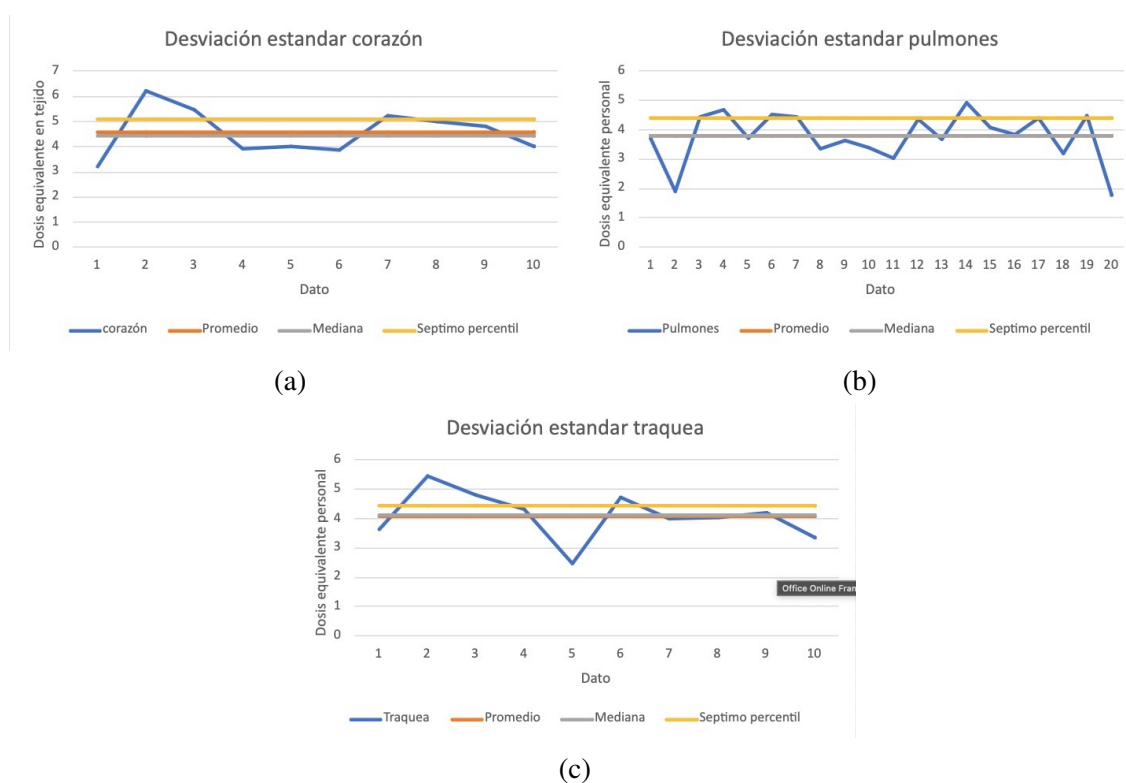


Figura 7.0.2: Desviación estándar de los datos dosímetros correspondientes a cada órgano.

Determinación de las dosis absorbida D_{TR}

Considerando la afinidad entre las dosis H_T y $H_p(0.07)$, se emplea la expresión 4.3.2, con el fin de calcular la dosis absorbida en el tejido (D_{TR}). Se ha considerado un factor de ponderación de 1 para los rayos X (W_R), dando lugar a los resultados presentados en la tabla 7.0.2.

	Corazón (mGy)	Pulmones (mGy)	Tráquea (mGy)
Promedio	4.577	3.785	4.103
Mediana	4,420	3.800	4.125
Séptimo percentil	5.073	4.412	4.450

Tabla 7.0.2: Cálculos estadísticos de la dosis absorbida

Determinación de la dosis efectiva

Considerando que la dosis efectiva es una medida que evalúa la dosis equivalente en todo el cuerpo, teniendo en cuenta un factor de ponderación específico para cada tejido, el enfoque en los cálculos subsiguientes se centra en establecer las contribuciones de los órganos más predominantes en la región torácica. Esta elección se justifica por ser el área donde se lleva a cabo la exposición a radiación, lo que implica que las contribuciones provenientes de otros órganos pueden considerarse no relevantes o incluso despreciables en comparación con la exposición de radiación en los órganos de interés.

A partir de la fórmula 4.3.3 y la información detallada en la tabla 7.0.1, donde se considera un factor de ponderación para pulmones, corazón y traquea con un valor de ($W_T = 0.12$), se presenta los siguientes resultados:

	Sin traquea <i>mSv</i>	Con traquea <i>mSv</i>
Promedio	1.003	1.495
Mediana	0.986	1.481
Séptimo percentil	1.138	1.672

Tabla 7.0.3: Cálculos estadísticos de la dosis efectiva (E).

7.1. Análisis comparativo

El objetivo de esta sección reside en llevar a cabo un análisis comparativo de las dosis que se han calculado previamente, mediante la contextualización con datos provenientes de investigaciones

realizadas anteriormente. Este ejercicio pretende proporcionar una perspectiva crítica y evaluativa que permita determinar similitudes, diferencias y posibles tendencias en los niveles de exposición a la radiación en diferentes situaciones. La comparación con proyectos previos proporciona un marco de referencia sólido para entender mejor el alcance y los resultados de la presente investigación.

En el estudio 1 titulado «Dosimetric Evaluation Between Megavoltage Cone-Beam Computed Tomography and Body Mass Index for Intracranial, Thoracic, and Pelvic Localization», se examinaron 60 conjuntos de datos de pacientes adquiridos mediante el sistema "fan-based kV-CT", teniendo en cuenta sus índices de masa corporal (IMC) en el contexto de tomografía computarizada [19]. En este análisis, se lograron obtener valores de dosis absorbida en el corazón y los pulmones. Considerando que este estudio se realizó con una sola fuente de radiación (rayos X) se aplican las relaciones 4.3.2 y 4.3.3 con coeficientes de ponderación $W_R = 1$ y $W_T = 0.12$ y se calcula las dosis equivalente y efectiva, respectivamente. Estos resultados se detallan en la tabla siguiente.

Órgano	Dosis absorbida mGy	Dosis equivalente mSv	Dosis efectiva mSv
Corazón	6.6	6.6	1.62
Pulmones	6.9	6.9	

Tabla 7.1.1: Dosis de la primera referencia para comparación.

En el estudio 2 titulado «Organ doses evaluation for chest computed tomography procedures with TL dosimeters: Comparison with Monte Carlo simulations», se llevó a cabo un análisis de las dosis de radiación absorbidas en órganos pulmonares mediante el uso de tomografía computarizada. Este análisis se basó en datos experimentales recopilados utilizando un modelo anatómico simulado y un phantom [20]. Con el propósito de efectuar comparaciones significativas, se consideraron tanto las dosis absorbidas obtenidas experimentalmente como las calculadas mediante simulaciones con el método de Monte Carlo. Cabe destacar que este estudio se limitó a una única fuente de radiación, es decir, rayos X. Para realizar estas comparaciones de manera precisa, se empleó la relación indicada en la fórmula 4.3.2, aplicando los correspondientes factores de ponderación $W_R = 1$ y $W_T = 0.12$. Con estos parámetros, se calcula la dosis equivalente para cada caso, tal como lo indica la tabla 7.1.2

Dosimetría pulmones	Dosis absorbida mGy	Dosis equivalente mSv
Experimental	3.88	3.88
Monte carlo	3.64	3.64

Tabla 7.1.2: Dosis de la segunda referencia para comparación.

El estudio 3 titulado «Organ dose in CT: Comparison between measurements and computational methods» emprende un análisis comparativo entre dos métodos de evaluación de la dosis de radiación en órganos durante tomografías computarizadas (TC) de la región de la cabeza y el tórax.

Estos métodos abarcan una aproximación experimental que emplea películas radiocrómicas y una aproximación computacional respaldada por un software comercial especializado [21]. Durante este análisis comparativo, se registran los valores mínimo y máximo de dosis absorbida, los cuales se promedian para obtener la dosis absorbida en los pulmones y el corazón en ambos enfoques. Dado que el estudio se lleva a cabo utilizando exclusivamente rayos X como fuente de radiación, se procede a aplicar las relaciones 4.3.2 y 4.3.3. En este proceso, se utilizan los coeficientes de ponderación $W_R = 1$ y $W_T = 0.12$ correspondientes. Así, se realizan los cálculos necesarios para determinar las dosis equivalente y efectiva, detalladas en la tabla 7.1.3.

Estudio	Órgano	Dosis absorbida mGy	Dosis equivalente mSv	Dosis efectiva mSv
Experimental	Corazón	7.3	7.3	1.62
	Pulmones	6.2	6.2	
Computacional	Corazón	5.2	5.2	1.27
	Pulmones	5.4	5.4	

Tabla 7.1.3: Dosis de la tercera referencia para comparación.

El estudio 4 titulado «Radiation Dose in Computed Tomography of the Heart» se centra en la discusión de conceptos relacionados con la medición y estimación de dosis de radiación en tomografía computarizada (MSCT) aplicada al corazón [22]. En el transcurso de esta investigación, se obtuvo la dosis absorbida. Es esencial destacar que este estudio se ha restringido a una única fuente de radiación, es decir, rayos X. Con el propósito de llevar a cabo comparaciones precisas, se ha empleado la relación indicada en la fórmula 4.3.2, aplicando los correspondientes factores de ponderación $W_R = 1$ y $W_T = 0.12$. Incorporando estos parámetros, se ha calculado la dosis equivalente como se detalla en la tabla a continuación.

corazón	Dosis absorbida mGy	Dosis equivalente mSv
MSCT	4.7	4.7

Tabla 7.1.4: Dosis de la cuarta referencia para comparación.

7.2. Matrices de comparación

El propósito de esta sección radica en llevar a cabo un análisis comparativo porcentual entre los datos recopilados de los estudios previos 1, 2, 3 y 4, tal como se detallan en la sección 7.1, y los datos generados por la presente investigación (ver tablas 7.0.2 y 7.0.1) que serán designados como Datos teóricos. En la tabla 7.2.1, se presenta un análisis comparativo de las dosis absorbida y equivalente en tejido, específicamente para el corazón y los pulmones. Es importante recalcar que no es factible efectuar un análisis comparativo de dosis absorbida y equivalente para la tráquea,

debido a que este órgano representa un valor añadido en la presente investigación, dado que no se ha encontrado estudio alguno que incluya un análisis dosimétrico para este órgano en particular. La tabla 7.2.2 presenta un análisis comparativo de la dosis efectiva sin considerar la tráquea. Por otro lado, la tabla 7.2.3 detalla un análisis comparativo de la dosis efectiva teniendo en consideración la presencia de la tráquea.

Órgano	Dosis	Estudio	Valor	Promedio $\%_{err}$	Mediana $\%_{err}$	P(70 %) $\%_{err}$
Corazón	D_{TR} [mGy]	1	6.6	44	49	30
		3	7.3	59	65	44
		3	5.2	14	18	3
		4	4.7	3	6	7
	H_T [mSv]	1	6.6	44	49	30
		3	7.3	59	65	44
		3	5.2	14	18	3
		4	4.7	3	6	7
Pulmones	D_{TR} [mGy]	1	6.9	82	82	56
		2	3.88	3	2	12
		2	3.64	4	4	17
		3	6.2	64	63	41
		3	5.4	42	42	22
	H_T [mSv]	1	6.9	82	82	56
		2	3.88	3	2	12
		2	3.64	4	4	17
		3	6.2	64	63	41
		3	5.4	42	42	22

Tabla 7.2.1: Análisis dosimétrico comparativo de la dosis absorbida (D_{TR}) y la dosis equivalente en tejido (H_T). Este análisis tiene en cuenta que los estudios 1 y 2 han proporcionado datos dosimétricos derivados tanto de métodos experimentales como computacionales. Para el corazón los **datos teóricos** de D_{TR} [mGy] y H_T [mSv] en términos de promedio, mediana y séptimo percentil son 4.55, 4.420 y 5.073, respectivamente. Por otro lado, para los pulmones, los **datos teóricos** de D_{TR} [mGy] y H_T [mSv] en el orden de promedio, mediana y séptimo percentil son: 3.785, 3.800 y 4.412. Con base en estos valores teóricos, se calcula los errores porcentuales respecto a los mismos.

A partir del análisis de la tabla 7.2.1, se pueden identificar discrepancias notables entre los datos teóricos y los resultados de los estudios 1 y 3. Estas discrepancias pueden atribuirse a variaciones en los protocolos de tomografía computarizada (TC) empleados y a las diferencias existentes en los modelos de fantasmas utilizados para la investigación.

No obstante, al enfocarse en los estudios 2 y 4, que se centran específicamente en la dosimetría de los pulmones y el corazón respectivamente, se puede observar un margen de error porcentual dentro

de límites aceptables. Esto permite afirmar que los datos teóricos representan con precisión los valores de dosis, respaldado por dos razones fundamentales. En primer lugar, el posicionamiento del dosímetro dentro del órgano correspondiente es una ventaja, garantizando que la lectura del dosímetro se corresponda con la dosis equivalente en tejido. Por otro lado, es crucial resaltar que, a diferencia de los estudios 2 y 4, los datos teóricos toman en consideración que la exposición a la radiación se lleva a cabo en toda el área torácica, abarcando la tráquea y otros tejidos dentro de la caja torácica, como el tejido óseo y la piel. En otras palabras, al considerar la contribución de la región torácica en su totalidad, el margen de error porcentual en las dosis absorbidas y equivalente en tejido con respecto a los estudios de órganos específicos sigue siendo reducido. Este aspecto refuerza la precisión de los datos teóricos y confirma la calidad del modelo de fantoma empleado en la investigación.

		Estudio 1	Estudio 3	Estudio 3
Dosis efectiva [mSv]	Valor	1.62	1.62	1.27
	Promedio $\%_{err}$	62	62	27
	Mediana $\%_{err}$	64	64	29
	P(70 %) $\%_{err}$	42	42	12

Tabla 7.2.2: Análisis dosimétrico centrado en la evaluación de la dosis efectiva, excluyendo la tráquea como elemento de consideración. Este análisis se fundamenta en la información proveniente de los estudios 1 y 3. Es relevante resaltar que el estudio 3 incluye dos conjuntos de datos de dosis efectiva, obtenidos mediante distintos métodos: experimental y computacional. Los **datos teóricos** de la dosis efectiva (E) [mSv], expresados en términos de promedio, mediana y séptimo percentil, son: 1.003, 0.986 y 1.138, respectivamente. A partir de estos valores teóricos, se calcula los errores porcentuales en relación a los mismos.

		Estudio 1	Estudio 3	Estudio 3
Dosis efectiva [mSv]	Valor	1.62	1.62	1.27
	Promedio $\%_{err}$	8	8	15
	Mediana $\%_{err}$	9	9	14
	P(70 %) $\%_{err}$	3	3	24

Tabla 7.2.3: Análisis dosimétrico centrado en la evaluación de la dosis efectiva, considerando la tráquea. Este análisis se fundamenta en la información proveniente de los estudios 1 y 3. Es relevante resaltar que el estudio 3 incluye dos conjuntos de datos de dosis efectiva, obtenidos mediante distintos métodos: experimental y computacional. Los **datos teóricos** de la dosis efectiva (E) [mSv], expresados en términos de promedio, mediana y séptimo percentil, son 1.495 , 1.481 y 1.672, respectivamente. A partir de estos valores teóricos, se calcula los errores porcentuales en relación a los mismos.

Considerando que la dosis efectiva (E) se sustenta en el análisis de las dosis equivalentes en tejido, teniendo en cuenta sus respectivos factores de ponderación de tejido (W_T), se focaliza especialmente en los órganos más relevantes del cuerpo humano en términos generales. En este proceso de

evaluación, se excluyen ciertas contribuciones provenientes de órganos anatómicos que se consideran insignificantes y por ende, no se incluyen en el cálculo de la dosis efectiva. Dada la naturaleza de la investigación presente, la cual se centra en la región torácica, las dosis provenientes de otras partes del cuerpo son desestimadas debido a que la exposición a la radiación se limita a esta área. La mayoría de la radiación es absorbida y atenuada por los órganos pertenecientes a la región torácica.

Es importante señalar que, en investigaciones previas, no se ha tenido en cuenta la contribución de la tráquea, no se dispone de registros sobre la dosis absorbida o equivalente en la ésta. No obstante, al analizar las tablas 7.2.2 y 7.2.3, se concluye que la inclusión de la tráquea conlleva una notable reducción en el error porcentual de la dosis efectiva. Este hallazgo subraya la importancia de no desestimar las contribuciones de este órgano en los estudios dosimétricos, catalogándolo como un órgano radiosensible. Por lo tanto, se puede afirmar que el modelo del fantoma antropomórfico torácico, diseñado y utilizado en esta investigación, es apropiado y refleja adecuadamente la realidad dosimétrica en la región torácica.

Capítulo 8

Conclusiones

A partir de los resultados recopilados y analizados, se concluye que la construcción del fantoma antropomórfico torácico demuestra un alto grado de precisión y acierto. Esto fundamenta, en primer lugar, en la minuciosa verificación de la densidad de los órganos mediante unidades de Hounsfield, donde se constató una cercanía notable de los valores obtenidos respecto a los límites establecidos en la lectura. Adicionalmente, la construcción del fantoma refleja un meticuloso trabajo en términos de elección de los materiales idóneos para su construcción, así como un posicionamiento preciso de los dosímetros dentro de cada órgano correspondiente. Este aspecto fue corroborado en el análisis comparativo, en el cual se pudo observar que los datos teóricos calculados y representados mediante gráficas y tablas se ajustan de manera altamente precisa a las dosis observadas en estudios anteriores enfocados en un único órgano.

En el análisis realizado, se ha prestado especial atención a la contribución de los órganos ubicados en la región torácica, tales como el corazón, los pulmones y la tráquea, así como al tejido óseo y la piel. Se ha observado una notable aproximación de las dosis obtenidas en este estudio con las derivadas de investigaciones previas enfocadas en órganos específicos dentro de la región torácica. Este hallazgo pone de manifiesto la relevancia de considerar integralmente la totalidad de la región torácica en los análisis dosimétricos. Cabe señalar que la inclusión de la totalidad de esta región introduce un margen significativo de error porcentual en las dosis absorbidas, tanto en la equivalente en tejido como en la dosis efectiva. Específicamente, se ha identificado que la contribución de la tráquea a esta variación es notable. Este aspecto resalta la importancia de incluir este órgano en los estudios dosimétricos, subrayando su influencia en la precisión de las dosis calculadas y, por ende, en la adecuada evaluación de los riesgos asociados a la exposición a la radiación en dicha región.

En última instancia, este modelo de fantoma posibilita la caracterización detallada de las estructuras anatómicas, estableciendo así una sólida base para las futuras pruebas de control de calidad de imagen y dosis en el ámbito de la medicina. Estas pruebas resultan fundamentales, ya que permiten llevar a cabo análisis de la calidad de imagen tanto en términos de alto como de bajo contraste. La utilización de instrumentación altamente precisa, como la cámara ionizante tipo lápiz, se posiciona como un recurso invaluable en este proceso. Este tipo de instrumentos permite efectuar mediciones sumamente precisas de dosis, incluso en rangos por debajo del umbral convencionalmente estable-

cido. Esta mejora significativa en la precisión de las mediciones contribuye de manera sustancial a elevar tanto la calidad como la seguridad en la práctica de la imageneología médica.

Apéndice A

Magnitudes y unidades en protección radiológica

A.1. Magnitudes dosimétricas

Teniendo en cuenta que la energía no se crea ni se destruye, sólo se transforma, los rayos X al interactuar con el tejido, conlleva a la modificación de la energía, determinando así la dosis absorbida, es decir, cuantificar la radiación que llega a un tejido, en otras palabras medir la absorción de la radiación en el tejido. Por lo anterior y siguiendo los parámetros seleccionados por la ICRU, las magnitudes en dosimetría relacionadas son:

A.1.1. Exposición

Denotado con la letra X , su unidad de medida [C/Kg]. Definida exclusivamente para radiación X y gamma, corresponde al poder de ionización de estos haces en el aire, medido a partir del valor absoluto la carga eléctrica de iones (dQ), a excepción de la ionización producto de la radiación de frenado y la ionización en consecuencia de los fotones dispersados, que se encuentra por unidad de masa (dm) de un material específico (aire).

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{A.1.1}$$

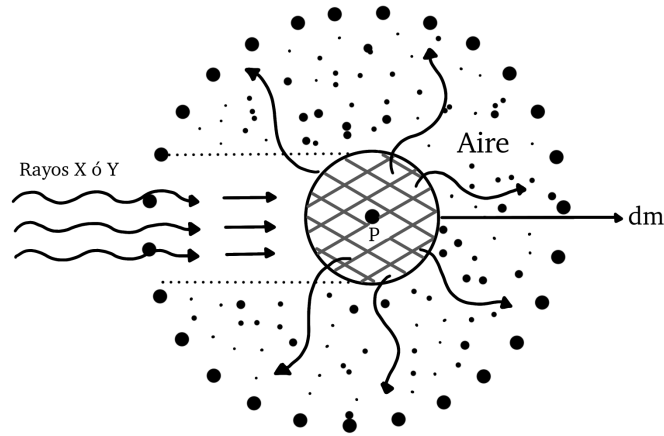


Figura A.1.1: Definición de exposición gráficamente

La exposición puede reescribirse para el aire, en función de Φ_E o Ψ_E , que corresponden a la fluencia de partículas y de energía respectivamente.

$$X = \frac{e}{W} \int_E E \Phi_E \frac{\mu_{en}(E)}{\rho} dE = \frac{e}{W} \int_E \Psi_E \frac{\mu_{en}(E)}{\rho} dE \quad (\text{A.1.2})$$

Donde W refiere a la energía media disipada en el aire por parte de iones formados y e una carga elemental.

Para energías pequeñas, se integra la anterior expresión ajustando términos:

$$X = \frac{e}{W} K_{air} \quad (\text{A.1.3})$$

Asociando lo anterior en iones al kerma en aire, implica que se cumplan las condiciones dadas para kerma anteriormente.

La exposición es una magnitud compleja de trasladar a la práctica dadas las condiciones de equilibrio que precisa, por consiguiente se la toma como referencia para magnitudes con mayor aplicación.

A.1.2. Kerma

Denotado con la letra K , su unidad de medida [J/Kg] denominado **Gray** [Gy]. Para partículas sin carga, corresponde a la suma de energías cinéticas (dE_{tr}) producidas por unidad de masa (dm).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{A.1.4})$$

El kerma puede reescribirse en función de Φ_E o Ψ_E , que corresponden a la fluencia de partículas y de energía respectivamente.

$$K = \int_E E \Phi_E \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} dE = \int_E \Psi_E \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} dE \quad (\text{A.1.5})$$

Integrando la anterior expresión, y ajustando términos, obtenemos el *coeficiente de kerma* que se expresa como

$$\frac{K(E)}{\Phi(E)} = \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} E \quad (\text{A.1.6})$$

La importancia de definir el coeficiente de kerma en función de la fluencia de energía y del coeficiente de transferencia de energía másico radica en la posibilidad de obtener un valor de kerma cuando se establece el material (ej. aire) en función de otro (ej. agua).

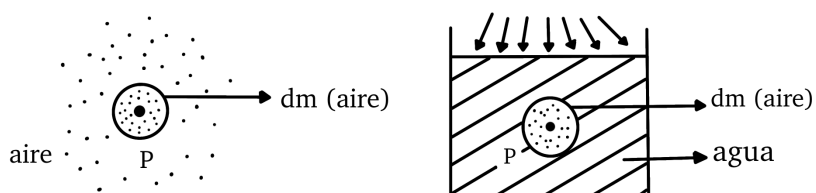


Figura A.1.2: Kerma en aire en el seno de agua

Para medir el kerma, es necesario que la transición al nuevo material sea tal que el campo de partículas ionizantes no cargadas no se altere, de manera que es imprescindible que el diferencial de masa sea lo suficientemente pequeño. Sin embargo, cuando la transición altera el campo de partículas ionizantes no cargadas se debe incorporar un factor de corrección, de manera que el Kerma en el nuevo material, se reescribe como:

$$K_m = K_{aire} \frac{(\overline{\mu_{tr}/\rho})_{air}}{(\overline{\mu_{tr}/\rho})_m} \quad (\text{A.1.7})$$

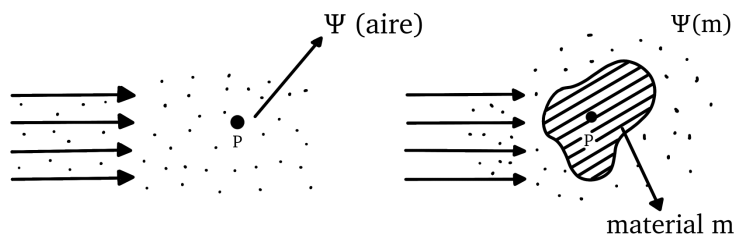


Figura A.1.3: De kerma en aire a kerma en el seno de un material

De lo anterior se infiere que $\Psi(air) = \Psi(m)$

En consecuencia, el kerma considera no sólo la suma de energías cinéticas iniciales (producto de las interacciones de las partículas ionizantes cargadas) sino también la energía que se disipa en forma de radiación de frenado. Por consiguiente, el kerma se define ahora como:

$$K = K_C + K_r \quad (\text{A.1.8})$$

donde K_C y K_r corresponden a la medida del kerma producto de las colisiones y radiación de frenado respectivamente.

A.2. Magnitudes equivalente de dosis

A.2.1. Factor de calidad y relación Q-L

Denotado con la letra Q . Para diferentes tipos de radiación ionizante y su orientación en el campo de radiación, corresponde al factor de calidad con el fin de ponderar la dosis absorbida, es decir, establecer un valor de dosis absorbida considerando los efectos que conlleva a la transformación de la energía y donde esta se deposite, como indica la siguiente relación:

$$Q = \frac{1}{D} \int_L Q(L) D_L dL \quad (\text{A.2.1})$$

Donde D es la dosis absorbida, D_L es la distribución de la dosis absorbida en transferencia lineal de energía y $Q(L)$ es el factor de calidad correspondiente a un determinado punto.

A.2.2. Equivalente de Dosis en un punto

Denotado con la letra H , su unidad de medida $[Sv]$. Para una orientación determinada respecto del campo de radiación, corresponde al producto del factor de calidad Q y la dosis absorbida D

$$H = DQ \quad (\text{A.2.2})$$

Reemplazando la ecuación A.2.1 se obtiene el equivalente de dosis en un punto:

$$H = \cancel{D} \cdot \frac{1}{\cancel{D}} \int_L Q(L) D_L dL = \int_L Q(L) D_L dL \quad (\text{A.2.3})$$

A.3. Magnitudes valor-medio y factor de calidad medio

En la protección radiológica se ve la necesidad de implementar el valor medio de las magnitudes debido a que es más útil conocer la dosis absorbida en un tejido que en un punto.

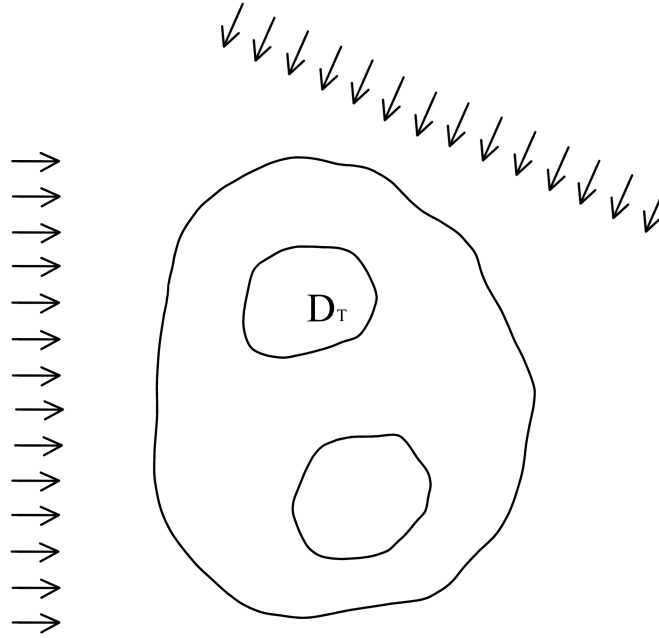


Figura A.3.1: Objeto irradiado y campo de irradiación

A.3.1. Dosis absorbida media en un órgano (dosis en órgano)

Denotado con la letra D_T , su unidad de medida [Gy]. Corresponde a la dosis absorbida D en una región dm a:

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D dm \quad (\text{A.3.1})$$

donde m_T es la masa del tejido sobre el cual se mide.

A.3.2. Factor de calidad medio (factor de calidad en órgano)

Denotado con la letra Q_T . En un tejido T , corresponde a:

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} Q D dm \quad (\text{A.3.2})$$

Reemplazando la ecuación A.2.1 se obtiene el factor de calidad en un tejido

$$\begin{aligned} Q_T &= \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} \frac{1}{\bar{\mathcal{D}}} \int_L Q(L) D_L dL \mathcal{D} dm \\ &= \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} \int_L Q(L) D_L dL D dm \end{aligned} \quad (\text{A.3.3})$$

A.3.3. Equivalente de dosis medio en un órgano

Denotado con la letra H_T corresponde al producto entre la Dosis absorbida media en un órgano y el factor de calidad medio.

$$H_T = D_T Q_T \quad (\text{A.3.4})$$

Reemplazando la ecuación y A.3.3

$$\begin{aligned} H_T &= \cancel{D_T} \frac{1}{m_T \cancel{D_T}} \int_{m_T} \int_L Q(L) D_L dL D dm \\ &= \frac{1}{m_T} \int_{m_T} \int_L Q(L) D_L dL D dm \end{aligned} \quad (\text{A.3.5})$$

Al calcular esta magnitud se debe especificar la dirección en que se encuentra el maniquí.

A.4. Magnitudes limitadoras (ICRP 60)

Estas magnitudes se introducen en base a unos factores de ponderación de radiación, renovando las magnitudes de valor-medio y factor de calidad¹

A.4.1. Factor ponderal de radiación

Denotado por la letra w_R . Para el desarrollo del trabajo de grado es imprescindible conocer el factor ponderal de radiación para fotones, corresponde a $w_R = 1$, valido para todas las energías.

Puesto que w_R no considera el lugar o punto de interés ni la orientación del cuerpo, está sujeto a errores, por consiguiente solo se logra obtener aproximaciones a partir de este.

A.4.2. Dosis equivalente en un órgano

Denotada como $H_{T,R}$, su unidad de medida [Sv]. Dada para un tejido T , debida a una radiación R , corresponde al producto de el factor ponderal de radiación w_R y la dosis absorbida media en el tejido debido a la radiación $D_{T,R}$

$$H_{T,R} = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (\text{A.4.1})$$

¹Se pueden encontrar más información en el apéndice

A.4.3. Dosis efectiva

Denotada con la letra E , sus unidades de medida [Sv]. Corresponde a la suma de diversas dosis equivalentes H_T por su correspondiente factor ponderal del tejido w_T

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (\text{A.4.2})$$

Esta magnitud es elemental dada la dependencia de la dosis equivalente con respecto al tejido que se irradie, para el desarrollo del trabajo se encuentra el factor ponderal de los órganos a trabajar en la tabla A.4.1

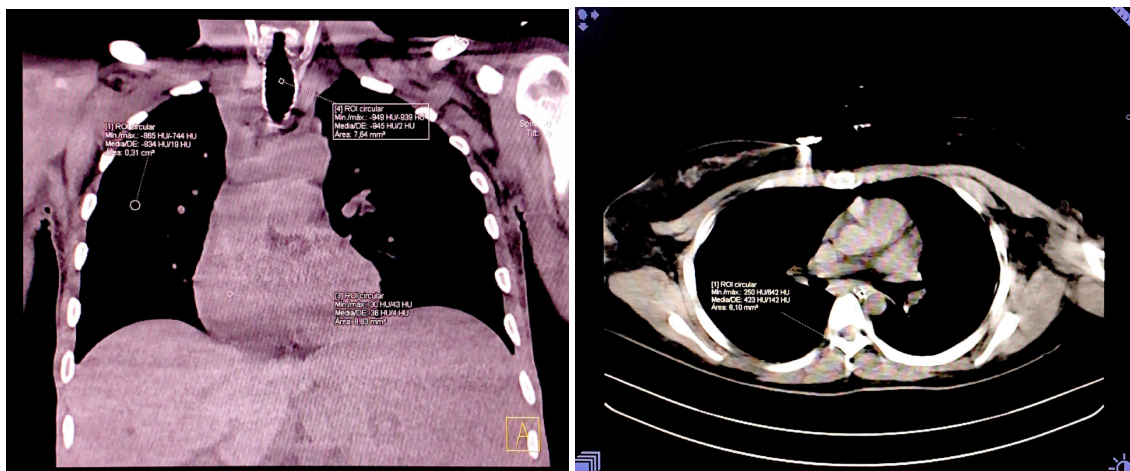
Tejido u Órgano	Factor ponderal del tejido w_T
Pulmón	0,12
Esófago	0,05
Corazón	0,05
Otros órganos(traquea)	0.12

Tabla A.4.1: Factor ponderal de los órganos de la caja torácica

Apéndice B

Tomografías realizadas en pacientes adultos promedio

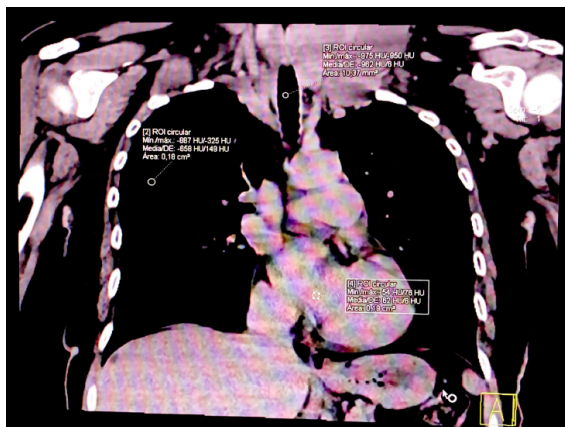
A continuación se presenta evidencia fotográfica de los valores de HU en pacientes que previamente se les había realizado una tomografía.



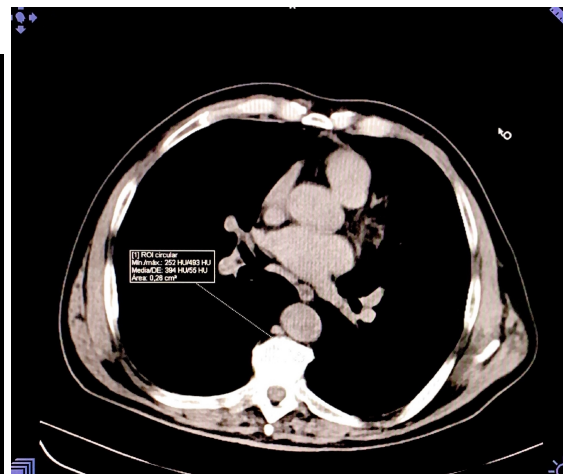
(a) Pulmones, corazón y traquea

(b) Hueso

Figura B.0.1: Tomografía paciente 1

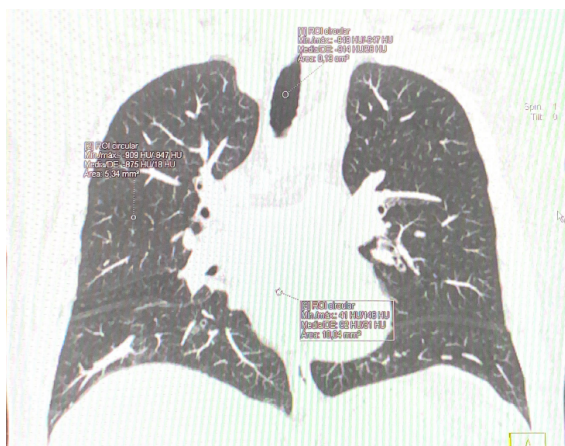


(a) Pulmones, corazón y traquea

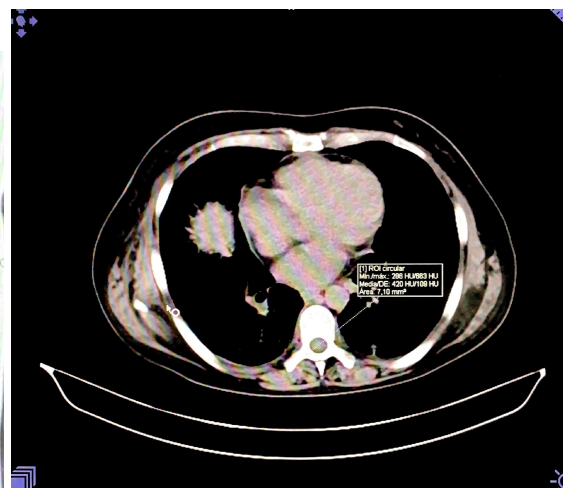


(b) Hueso

Figura B.0.2: Tomografía paciente 2



(a) Pulmones, corazón y traquea



(b) Hueso

Figura B.0.3: Tomografía paciente 3

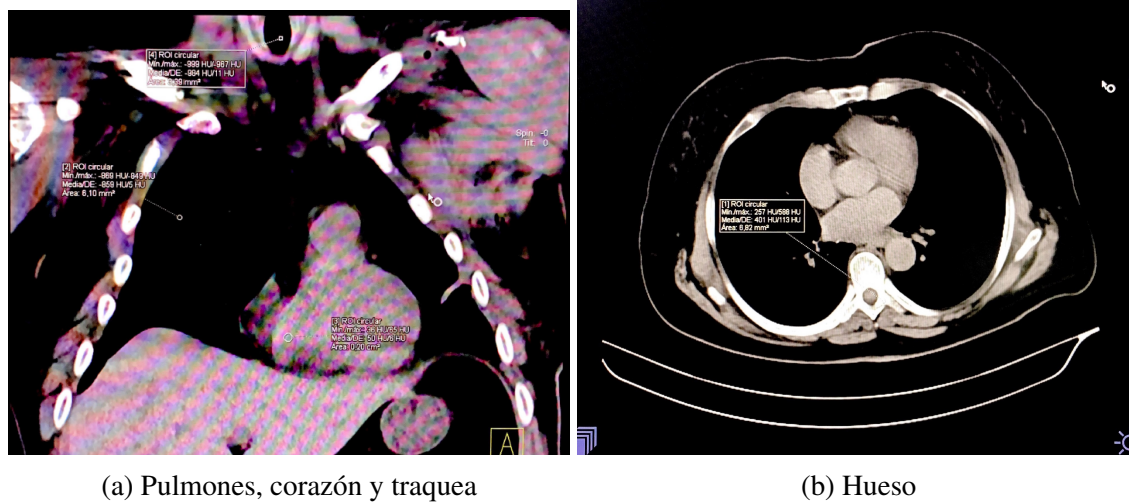


Figura B.0.4: Tomografía paciente 4

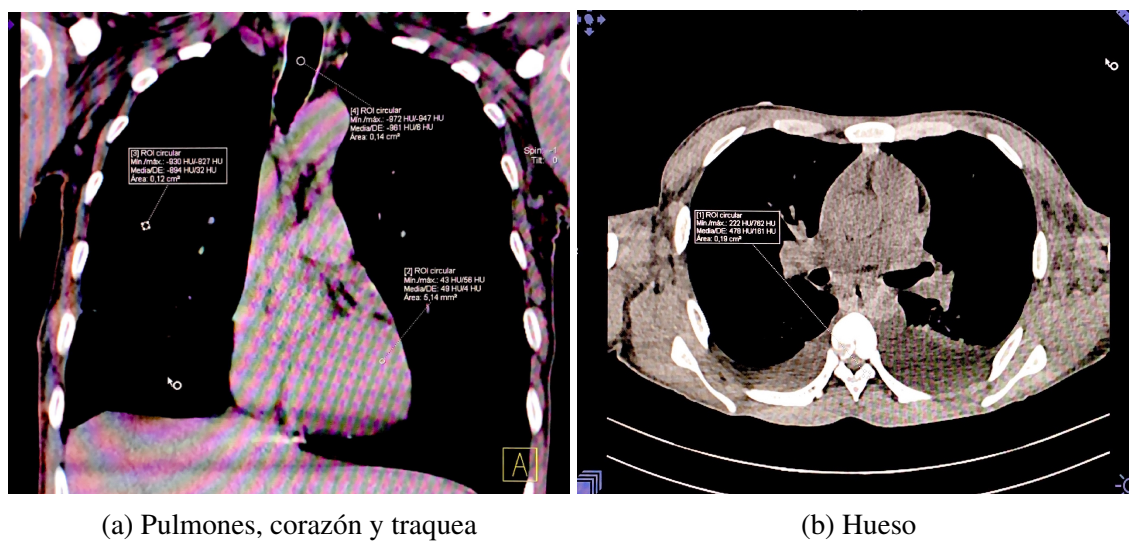
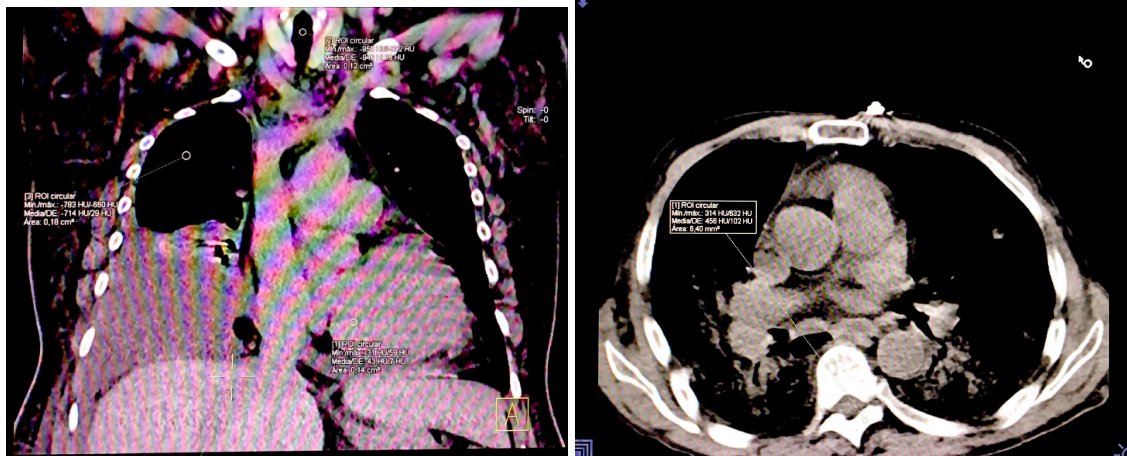


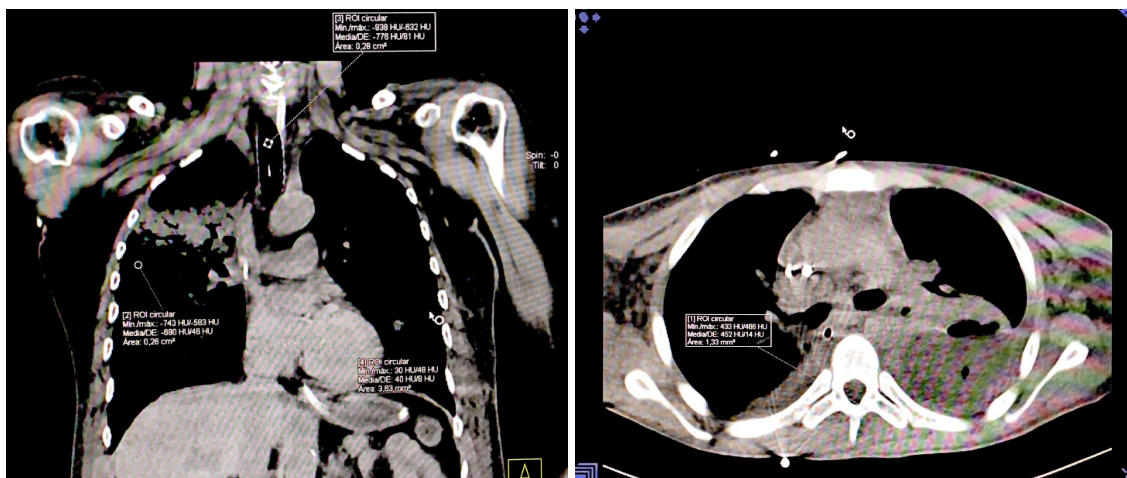
Figura B.0.5: Tomografía paciente 5



(a) Pulmones, corazón y traquea

(b) Hueso

Figura B.0.6: Tomografía paciente 6



(a) Pulmones, corazón y traquea

(b) Hueso

Figura B.0.7: Tomografía paciente 7

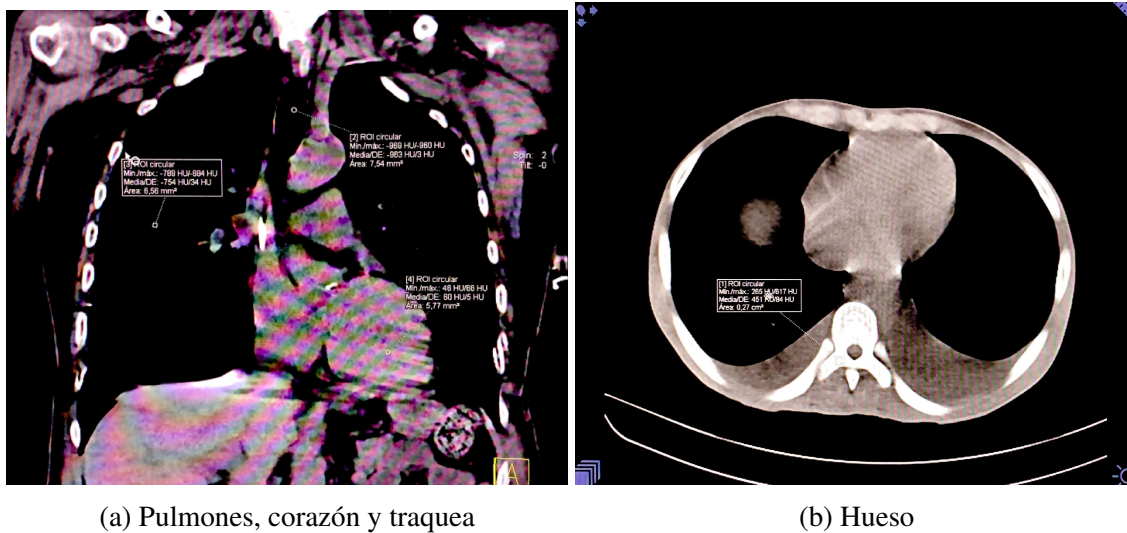


Figura B.0.8: Tomografía paciente 8

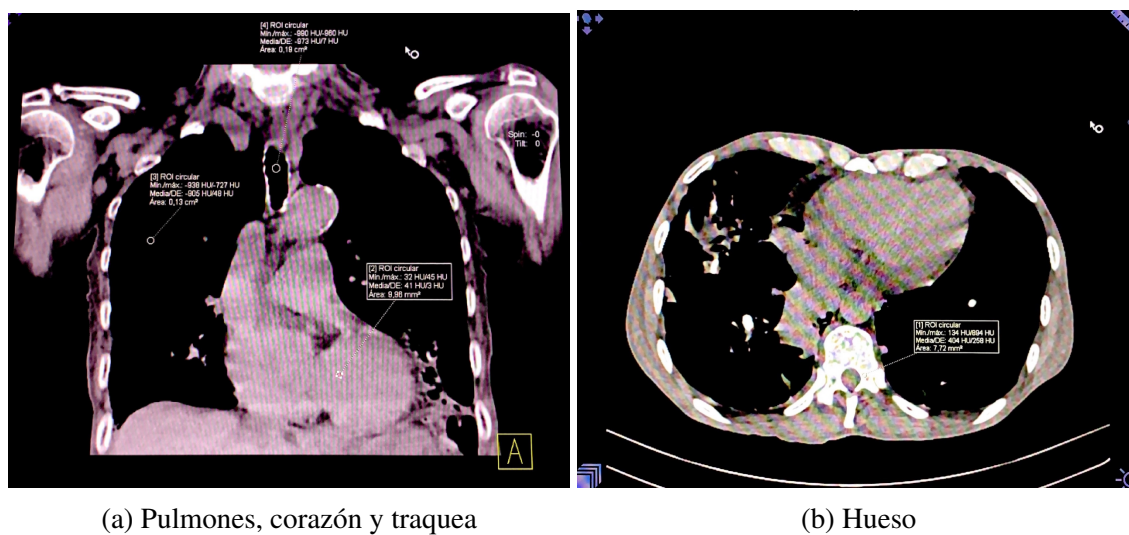
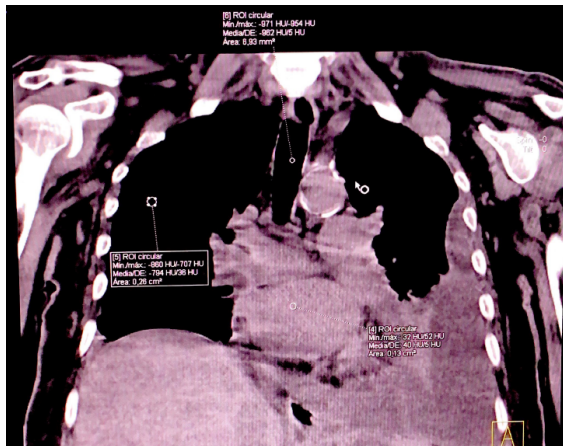
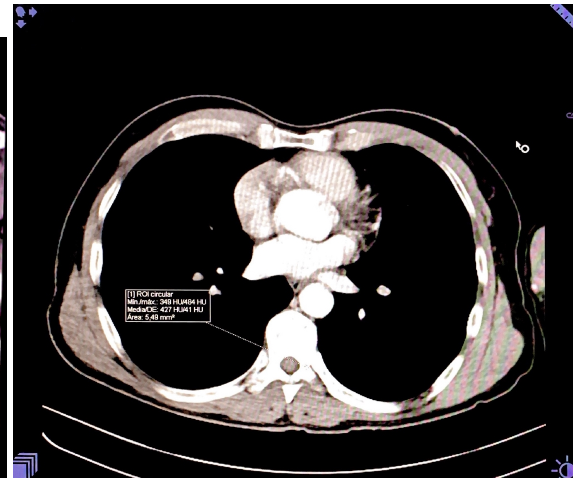


Figura B.0.9: Tomografía paciente 9



(a) Pulmones, corazón y traquea



(b) Hueso

Figura B.0.10: Tomografía paciente 10

Apéndice C

Reporte de dosimetría personal

Reporte dosimétrico por la empresa «Control calidad RX S.A.S» la cual cuenta con permiso de prestación de servicio de dosimetría otorgada por el ministerio de minas y energía.



NIT: 901392080-9
 Lic. Min. Minas y Energía N°: CCRX-001
 Carrera 22 # 35 - 40 Of 229 - Bucaramanga
 320 443 7308
 dosimetria@controlcalidadrx.com

Entidad: CONTROL CALIDAD RX S
 NIT: 9013920809
 Municipio / Depto: BUCARAMANGA / SANTANDER
 Persona Contacto: LEONARDO VEGA
 Cargo Contacto: CALIDAD

Fecha Recibo Dosímetros: 1-SEP-2023
 Fecha Reporte: 25-SEP-2023
 Firma Responsable Reporte:
 W. Leonardo Vega V.
 Ms. C. Física Médica

REPORTE DE DOSIMETRIA TLD

Código Usuario	Nombre	Género	Ocupación	Documento Identificación	Fecha Ingreso Servicio (AA/MM/DD)	Periodo Uso Dosimetro (AA/MM/DD)			Periodo Recambio	Utilización Dosimetro	Tipo Radiación	Dosis Periodo (mSv)			Dosis Acumulada Año (mSv)			Dosis Acumulada Ingreso (mSv)				
						Primer Dia	Último Dia	M				N	RX	Hp(10)	Hp(β)	Hp(0.07)	Hp(10)	Hp(β)	Hp(0.07)	Hp(10)	Hp(β)	Hp(0.07)
115	CONTROL			NA	1-AGO-2022	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	N	RX	0,35	0,39	0,41	---	---	---	---	---	---			
623	DOSI_1			9013920801111	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,15	3,49	3,64	3,15	3,49	3,64	3,15	3,49	3,64			
624	DOSI_2			901392080222	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,60	3,99	4,15	3,60	3,99	4,15	3,60	3,99	4,15			
625	DOSI_3			901392080333	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	2,98	3,29	3,43	2,98	3,29	3,43	2,98	3,29	3,43			
626	DOSI_4			901392080444	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,52	3,90	4,06	3,52	3,90	4,06	3,52	3,90	4,06			
627	DOSI_5			901392080555	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	5,74	6,35	6,62	5,74	6,35	6,62	5,74	6,35	6,62			
628	DOSI_6			901392080666	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	2,01	2,22	2,32	2,01	2,22	2,32	2,01	2,22	2,32			
629	DOSI_7			901392080777	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,14	4,58	4,78	4,14	4,58	4,78	4,14	4,58	4,78			
630	DOSI_8			901392080888	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	5,07	5,61	5,85	5,07	5,61	5,85	5,07	5,61	5,85			
631	DOSI_9			901392080999	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	5,08	5,62	5,86	5,08	5,62	5,86	5,08	5,62	5,86			
632	DOSI_10			9013920801110	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,21	4,66	4,86	4,21	4,66	4,86	4,21	4,66	4,86			
633	DOSI_11			9013920801111	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,56	3,93	4,10	3,56	3,93	4,10	3,56	3,93	4,10			
634	DOSI_12			9013920801112	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,51	4,99	5,20	4,51	4,99	5,20	4,51	4,99	5,20			
635	DOSI_13			9013920801113	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,75	4,15	4,33	3,75	4,15	4,33	3,75	4,15	4,33			
636	DOSI_14			90139208091114	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,42	4,89	5,10	4,42	4,89	5,10	4,42	4,89	5,10			
637	DOSI_15			901392080911111	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,63	5,12	5,34	4,63	5,12	5,34	4,63	5,12	5,34			
638	DOSI_16			90139208011116	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,11	4,55	4,74	4,11	4,55	4,74	4,11	4,55	4,74			
639	DOSI_17			90139208011117	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,83	4,24	4,42	3,83	4,24	4,42	3,83	4,24	4,42			

APÉNDICE C. REPORTE DE DOSIMETRÍA PERSONAL



NIT: 901392080-9
 Lic. Min. Minas y Energía N°: CCRX-001
 Carrera 22 # 35 - 40 Of 229 - Bucaramanga
 320 443 7308
 dosimetria@controlcalidadrx.com

Entidad: CONTROL CALIDAD RX S
 NIT: 9013920809
 Municipio / Depto: BUCARAMANGA / SANTANDER
 Persona Contacto: LEONARDO VEGA
 Cargo Contacto: CALIDAD

Fecha Recibo Dosímetros: 1-SEP-2023
 Fecha Reporte: 25-SEP-2023
 Firma Responsable Reporte:
 W. Leonardo Vega V.
 Ms. C. Física Médica

Código Unidad	Nombre	Genero	Ocupación	Documento Identificación	Fecha Ingreso Servicio (AA/MM/DD)	Periodo Uso Dosimetro (AA/MM/DD)			Periodo Recambio	Ubicación Dominio	Tipo Radiación	Dosis Periodo (mSv)			Dosis Acumulada Año (mSv)			Dosis Acumulada Ingreso (mSv)		
						Primer Dia	Último Dia	Hp(10)				Hp(β)	Hp(0.07)	Hp(10)	Hp(β)	Hp(0.07)	Hp(10)	Hp(β)	Hp(0.07)	
640	DOSI_18			90139208011118	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,59	3,97	4,14	3,59	3,97	4,14	3,59	3,97	4,14	
641	DOSI_19			90139208011119	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,88	4,30	4,48	3,88	4,30	4,48	3,88	4,30	4,48	
642	DOSI_20			90139208011120	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	2,50	2,76	2,88	2,50	2,76	2,88	2,50	2,76	2,88	
643	DOSI_21			90139208011121	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,73	4,12	4,30	3,73	4,12	4,30	3,73	4,12	4,30	
644	DOSI_22			90139208011122	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,29	4,75	4,95	4,29	4,75	4,95	4,29	4,75	4,95	
645	DOSI_23			90139208011123	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,70	4,09	4,27	3,70	4,09	4,27	3,70	4,09	4,27	
646	DOSI_24			90139208011124	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,46	4,93	5,14	4,46	4,93	5,14	4,46	4,93	5,14	
647	DOSI_25			90139208011125	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,89	5,41	5,63	4,89	5,41	5,63	4,89	5,41	5,63	
648	DOSI_26			90139208011126	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,21	4,66	4,85	4,21	4,66	4,85	4,21	4,66	4,85	
649	DOSI_27			90139208011127	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,17	4,61	4,81	4,17	4,61	4,81	4,17	4,61	4,81	
650	DOSI_28			90139208011128	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,84	4,24	4,42	3,84	4,24	4,42	3,84	4,24	4,42	
651	DOSI_29			90139208011129	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,70	5,20	5,42	4,70	5,20	5,42	4,70	5,20	5,42	
652	DOSI_30			90139208011130	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,26	3,61	3,76	3,26	3,61	3,76	3,26	3,61	3,76	
653	DOSI_31			90139208011131	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,12	3,45	3,59	3,12	3,45	3,59	3,12	3,45	3,59	
654	DOSI_32			90139208011132	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,87	4,29	4,47	3,87	4,29	4,47	3,87	4,29	4,47	
655	DOSI_33			90139208011133	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,54	5,02	5,24	4,54	5,02	5,24	4,54	5,02	5,24	
656	DOSI_34			90139208011134	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,53	3,90	4,07	3,53	3,90	4,07	3,53	3,90	4,07	
657	DOSI_35			90139208011135	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	4,25	4,70	4,90	4,25	4,70	4,90	4,25	4,70	4,90	
658	DOSI_36			90139208011136	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,99	4,42	4,60	3,99	4,42	4,60	3,99	4,42	4,60	
659	DOSI_37			90139208011137	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,82	4,23	4,41	3,82	4,23	4,41	3,82	4,23	4,41	



NIT: 901392080-9
 Lic. Min. Minas y Energía N°: CCRX-001
 Carrera 22 # 35 - 40 Of 229 - Bucaramanga
 320 443 7308
 dosimetria@controlcalidadrx.com

Entidad: CONTROL CALIDAD RX S
 NIT: 9013920809
 Municipio / Depto: BUCARAMANGA / SANTANDER
 Persona Contacto: LEONARDO VEGA
 Cargo Contacto: CALIDAD

Fecha Recibo Dosímetros: 1-SEP-2023
 Fecha Reporte: 25-SEP-2023
 Firma Responsable Reporte:
 W. Leonardo Vega V.
 Ms. C. Física Médica

Código Unico	Nombre	Genero	Ocupación	Documento Identificación	Fecha Ingreso Servicio (AA/MM/DD)	Periodo Uso Dosimetro (AA/MM/DD)		Periodo Recambio	Ubicación Dosimetro	Tipo Radiación	Dosis Periodo (mSv)			Dosis Acumulada Año (mSv)			Dosis Acumulada Ingreso (mSv)		
						Primer Dia	Último Dia				Hp(10)	Hp(β)	Hp(0.07)	Hp(10)	Hp(β)	Hp(0.07)	Hp(10)	Hp(β)	Hp(0.07)
660	DOSI_38			90139208011138	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,31	3,66	3,82	3,31	3,66	3,82	3,31	3,66	3,82
661	DOSI_39			90139208011139	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	1,91	2,12	2,21	1,91	2,12	2,21	1,91	2,12	2,21
662	DOSI_40			9013920811140	1-AGO-2023	1-AGO-2023	31-AGO-2023	M	T	RX	3,27	3,62	3,77	3,27	3,62	3,77	3,27	3,62	3,77

Nomenclatura: NA = No Aplica, ND = No Detectable, NP = No Presentado, DNL = Dosimetro No Legible, DCNE = Dosimetro Control No Evaluable

Apéndice D

Tomografías phantom

Se puede evidenciar para trabajos futuros los resultados pueden ser modelados para la realización de pruebas de control de calidad (pruebas relacionadas a imagen)



(a) Topograma 1

(b) Toma axial

(c) Toma axial contrastada

Figura D.0.1: Tomografía 1



(a) Topograma 2

(b) Toma axial

(c) Toma axial contrastada

Figura D.0.2: Tomografía 2

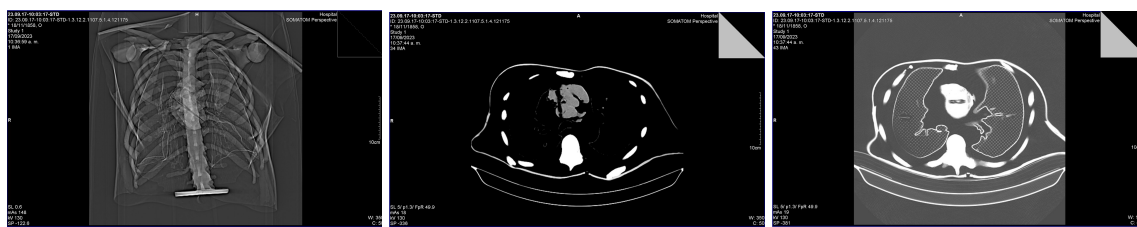


(a) Topograma 3

(b) Toma axial

(c) Toma axial contrastada

Figura D.0.3: Tomografía 3

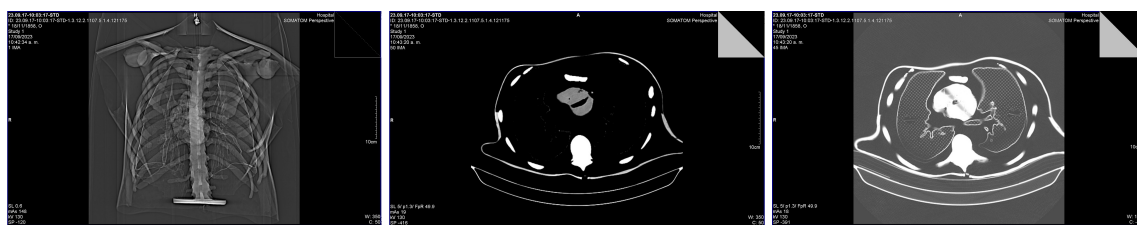


(a) Topograma 4

(b) Toma axial

(c) Toma axial contrastada

Figura D.0.4: Tomografía 4



(a) Topograma 5

(b) Toma axial

(c) Toma axial contrastada

Figura D.0.5: Tomografía 5



(a) Topograma 6

(b) Toma axial

(c) Toma axial contrastada

Figura D.0.6: Tomografía 6

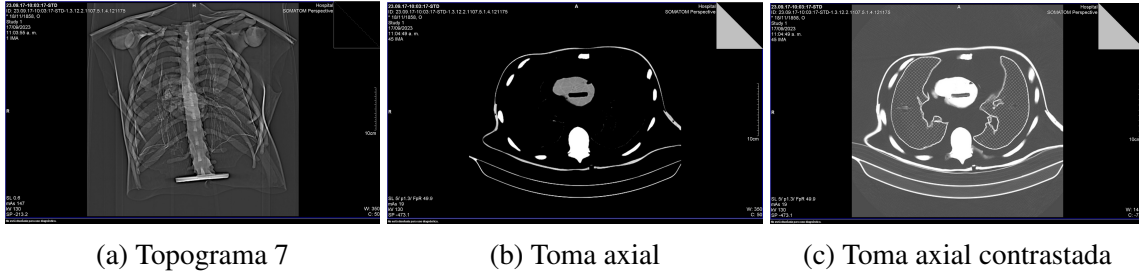


Figura D.0.7: Tomografía 7

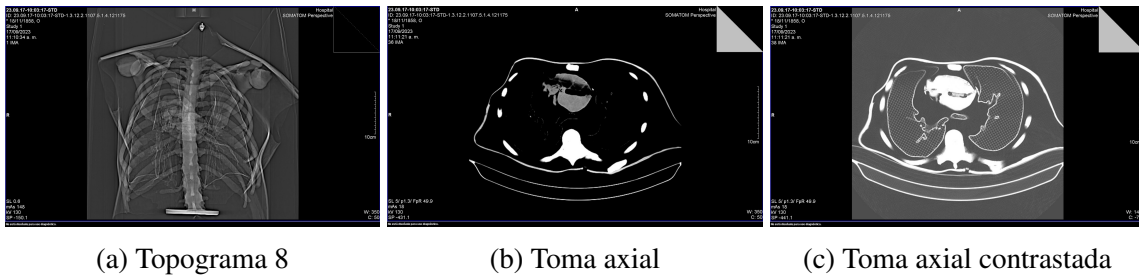


Figura D.0.8: Tomografía 8

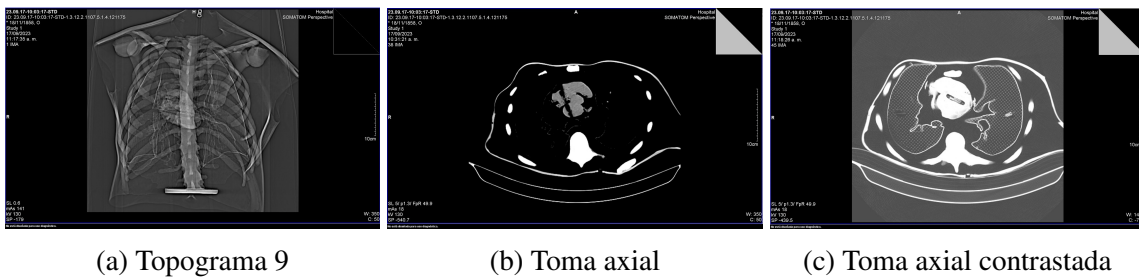


Figura D.0.9: Tomografía 9

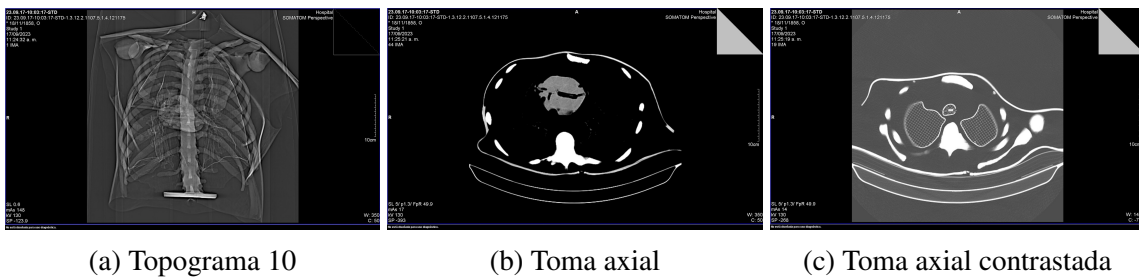


Figura D.0.10: Tomografía 10

Bibliografía

- [1] D. Andisco, S. Blanco, and A. E. Buzzi. Dosimetría en radiología. *Revista Argentina de Radiología*, 78(2):114–117, 2014.
- [2] M. A. Castro Maya, C. A. Millán Vélez, O. D. Orozco Victoria, M. Sánchez Alzate, D. R. Valencia Quiñonez, K. Muñoz Lam, C. Galleo Londoño, M. A. Espinosa Acosta, and A. Solórzano Bernal. Relación entre los valores de dosimetría del profesional expuesto durante cinco años a radiación ionizante de un centro de hemodinamia de la ciudad de pereira, con la condición del cristalino. colombia, 2018. *Cuaderno de investigaciones: semilleros andina*, 2018.
- [3] K. Y. Licona Camargo. Evaluación de la eficacia de los controles técnicos y ambientales de un sistema de vigilancia epidemiológica en trabajadores ocupacionalmente expuestos a radiaciones ionizantes en una empresa de medicina nuclear del sur occidente colombiano durante los años 2017-2020, 2021.
- [4] A. Brossed. *Fundamentos de la física médica, volumen 1: Medida de la radiación*. Antonio Brossed, 2011.
- [5] D. Y. Martínez Martínez. *Introducción a la radiología*. AREANDINA. Fundación Universitaria del Área Andina, Bogotá, Colombia, 2017.
- [6] M. Alcaraz Baños. *Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico*, volume 1. F.G. Graf S.L., España, 2 edition, 2003.
- [7] International Commission on Radiological Protection. Icrp publication 103: Protección radiológica en la práctica de la medicina. Technical report, International Commission on Radiological Protection, 2007.
- [8] J. C. Ramírez Giraldo, C. Arboleda Clavijo, and C. H. McCollough. Tomografía computarizada por rayos x: fundamentos y actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2(4):54–66, 2008.
- [9] E. L. Ritman, J. H. Kinsey, R. A. Robb, B. K. Gilbert, L. D. Harris, and E. H. Wood. Three-dimensional imaging of heart, lungs, and circulation. *Science*, 210(4467):273–280, 1980.
- [10] S. C. Bushong. *Manual de radiología para técnicos: Física, biología y protección radiológica*. Elsevier Health Sciences, 2017.

- [11] J. C. Ramírez Giraldo, J. J. Fletcher, and C. H. McCollough. Reducción del ruido en imágenes de tomografía computarizada usando un filtro bilateral anisotrópico. *Revista Ingeniería Biomédica*, 4(7):62–68, 2011.
- [12] S. Ryan, M. McNicholas, S. Eustace, and J. L. Abades Vázquez. *Anatomía para el diagnóstico radiológico*. Marbán Libros, S.L, 2nd ed. edition, 2008. Título original: Anatomy for diagnostic imaging.
- [13] P. Bitar, P. Paolinelli, and F. Furnaro. Tomografía computada cardíaca: Estado actual. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 29:33–43, 1 2018.
- [14] H. Netter and F. Frank. *SISTEMA RESPIRATORIO: Ilustraciones sobre anatomía y embriología, fisiología, anomalía patológica, fisiopatología y síntomas clínicos y tratamiento de enfermedades*. Alister Brass, M.D., 1986.
- [15] RLG Toro. Derrame pleural. *Medicina & Laboratorio*, 15(01-02):11–26, 2009.
- [16] X. Campos Gómez and A. G. Vega Ávalos. Hemotórax. *Medicina Legal de Costa Rica*, 33(1):E1–E10, 2016.
- [17] C. J. C. Uribe. Tromboembolismo pulmonar. *Revista Médica de Costa Rica y Centroamérica*, 73:701–706, 2016.
- [18] V. Turner, F. Sáez, and J. Guzmán. Caso radiológico de desafío diagnóstico. *Revista Chilena de Radiología*, 24(4):155–159, 2018.
- [19] A. E. VanAntwerp, S. M. Raymond, M. C. Addington, S. Gajdos, A. Vassil, and P. Xia. Dosimetric evaluation between megavoltage cone-beam computed tomography and body mass index for intracranial, thoracic, and pelvic localization. *Medical Dosimetry*, 36(3):284–291, September 2011.
- [20] L. Giansante, J. C. Martins, D. Y. Nersissian, K. C. Kiers, F. U. Kay, M. V. Y. Sawamura, C. Lee, E. M. M. S. Gebrim, and P. R. Costa. Organ doses evaluation for chest computed tomography procedures with tl dosimeters: Comparison with monte carlo simulations. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 20:308–320, 2019.
- [21] M. Pace, E. Bonanno, G. R. Borzì, N. Cavalli, A. D’Anna, A. M. Gueli, G. Stella, L. Zirone, and C. Marino. Organ dose in ct: Comparison between measurements and computational methods. *Physica Medica*, 112:102627, 2023.
- [22] R. L. Morin, T. C. Gerber, and C. H. McCollough. Radiation dose in computed tomography of the heart. *Circulation*, 107(6):917–922, 2003.