



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA
CARRERA DE BIOMEDICINA

**SELECCIÓN DE MATERIALES PARA TEJIDO EQUIVALENTE EN EL
DISEÑO DE PHANTOM DE CORAZÓN**

Trabajo de titulación previo a la obtención del
título de Ingeniera Biomédica

AUTORA: JENNIFER ESTEFANIA TUZA LLANOS
TUTOR: FIS. LUIS EDUARDO GARZÓN MUÑOZ, Ph.D.

Cuenca - Ecuador

2024

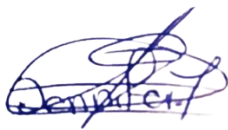
**CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN**

Yo, Jennifer Estefania Tuza Llanos con documento de identificación N° 0150882504, manifiesto que:

Soy la autora y responsable del presente trabajo; y, autorizo a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Cuenca, 21 de febrero del 2024

Atentamente,



Jennifer Estefania Tuza Llanos

0150882504

CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

Yo, Jennifer Estefania Tuza Llanos con documento de identificación N° 0150882504, expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autora del Proyecto técnico: “Selección de materiales para tejido equivalente en el diseño de phantom de corazón”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniera Biomédica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 21 de febrero del 2024

Atentamente,



Jennifer Estefania Tuza Llanos

0150882504

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Luis Eduardo Garzón Muñoz con documento de identificación N° 0151388279, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: SELECCIÓN DE MATERIALES PARA TEJIDO EQUIVALENTE EN EL DISEÑO DE PHANTOM DE CORAZÓN realizado por Jennifer Estefania Tuza Llanos con documento de identificación N° 0150882504, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Proyecto técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 21 de febrero del 2024

Atentamente,



Fis. Luis Eduardo Garzón Muñoz, Ph.D.

0151388279

DEDICATORIA

Dedico mi proyecto con todo orgullo y satisfacción a mis padres Nube Y Carlos por brindarme su ayuda incondicional en el transcurso de esta carrera. Ellos han sido la base fundamental en mi crecimiento, motivación y desarrollo personal, ayudándome así a culminar un paso muy importante en mi vida.

Sin dejar de lado también dedico mis tesis a mi abuelita, tíos y hermanos quienes tuvieron las palabras indicadas en el momento correcto, y por eso, esta dedicación es un modesto intento de expresar mi profunda gratitud.

Me han demostrado su amor y confianza en mis capacidades de llegar a superar los obstáculos que se han ido presentando día a día. En mis bajones emocionales sus palabras alentadoras y tu compañía constante han sido un faro de luz. Este proyecto no solo lleva mi esfuerzo, sino también la marca de tu influencia y sabiduría.

AGRADECIMIENTOS

Gracias Dios por permitirme vivir esta experiencia junto a las personas que más amo. A mis padres Llanos Nube y Tuza Carlos por sus sacrificios constantes quienes no me han negado la oportunidad de concluir mi sueño.

A mi abuelita Rosa por sus palabras que han sido motivadoras en los momentos altos y bajos de mi vida emocional.

A mis tíos Hugo y José ya que han sido un claro ejemplo de inspiración a seguir, enseñándome que las cosas se pueden lograr dando lo mejor de uno y aprovechando las oportunidades que se presentan en la vida.

Quiero reconocer el apoyo de mis hermanos Evelin, Carlos y Lisseth quienes me motivan a diario a seguir luchando por mis sueños, por cada palabra y consejo que me han brindado en este transcurso de mi carrera. A mis primos y amig@s quienes me han brindado su ayuda y me han acompañarme en el camino.

No dejando de lado agradezco sinceramente a mi tutor Garzón Luis por sus valiosas aportaciones y comentarios constructivos que enriquecieron la calidad y profundidad de mi proyecto de titulación.

Este proyecto no hubiera sido posible sin el apoyo incondicional de todos ustedes. Gracias por ser parte de este viaje académico.

RESUMEN

El presente proyecto tiene como objetivos seleccionar materiales para tejido equivalentes en el diseño de *phantom* de corazón. El propósito de este trabajo de titulación es obtener materiales que cumplan con las propiedades (mecánicas, físicas y eléctricas) para el diseño del phantom. Por ello se usó la base de datos NIST y MatWeb ampliamente conocido y utilizado en investigaciones para el desarrollo y fabricación de diversos phantoms antropomórficos, su alta gama de materiales ya estudiados y su libre adquisición ha permitido conocer sus propiedades y sus diversas aplicaciones.

Además del uso de esta base de datos se ha incorporado el método Ashby para este proceso de selección, tomando en cuenta las familias de materiales, su historia y propiedades. Mediante el uso de Matlab se evaluó el comportamiento de comportamiento del coeficiente de atenuación con respecto a la energía del fotón de diversos materiales, logrando implementar una gráfica de materiales mostrando el coeficiente de atenuación masico, coeficiente de absorción masico de energía y densidad vs los materiales. Para asegurar la efectividad, se utilizó el software ANSYS Granta, para crear mapas de materiales, tales como: módulo de Young vs familia de materiales y la densidad de los materiales mostrados en las figuras 15 y 16, en la figura 17 se verifico la resistividad eléctrica vs materiales biomédicos.

Durante el proceso de selección de materiales se concluyó que los materiales que llegaron a cumplir con ciertas propiedades características del corazón son: Polimetilmetacrilato (PMMA), A150 plástico equivalente al tejido, sangre entera, cloruro de polivinilo (PVC), silicona (Grado médico), poliuretano, polietileno (PE), tereftalato de polietileno (PET). Cabe mencionar que un *phantom* de corazón debe tener densidad, masa, número atómico efectivo y una densidad electrónica similar a la estructura del corazón real.

Palabras claves: *Phantom* de corazón, selección de materiales, dosimetría, tomografía computarizada, propiedades mecánicas.

ABSTRACT

The present project aims to select equivalent tissue materials for heart phantom design. The purpose of this degree work is to obtain materials that meet the properties (mechanical, physical and electrical) for the design of the phantom. Therefore, the NIST and MatWeb database was used, widely known and used in research for the development and manufacture of various anthropomorphic phantoms, its wide range of materials already studied and its free acquisition has allowed to know their properties and their various applications.

In addition to the use of this database, the Ashby method has been incorporated into this selection process, taking into account material families, their history and properties. Using Matlab, the behaviour of the attenuation coefficient with respect to the photon energy of various materials was evaluated, and a graph of materials was implemented showing the mass attenuation coefficient, mass absorption coefficient of energy and density vs. the materials. To ensure effectiveness, the ANISYS Granta software was used to create material maps, such as Young's modulus vs. material family and the density of the materials shown in figures 15 and 16, and in figure 17 the electrical resistivity vs. biomedical materials was verified.

During the material selection process, it was concluded that the materials that came to meet certain properties of the heart are: Polymethylmethacrylate (PMMA), A150 tissue equivalent plastic, whole blood, polyvinyl chloride (PVC), silicone (Medical Grade), polyurethane, polyethylene (PE), polyethylene terephthalate (PET). It is worth mentioning that a heart phantom must have density, mass, effective atomic number and electron density similar to the structure of the real heart.

Keywords: Heart phantom, material selection, dosimetry, computed tomography, mechanical properties.

ÍNDICE GENERAL

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	I
CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA	II
CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	III
DEDICATORIA	IV
AGRADECIMIENTOS	V
RESUMEN	VI
ABSTRACT	VII
1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. PROBLEMA	2
2.1. Descripción del problema.....	2
2.2. Justificación del problema.....	5
2.3. Antecedentes.....	6
2.4. Importancia y alcances	8
2.5. Delimitación.....	8
2.6 Problema General.....	9
2.7 Problemas Específicos	9
3. OBJETIVOS	9
Objetivo General.....	9
Objetivos Específicos	9
4. FUNDAMENTACIÓN FÍSICA.....	11
4.1 Unidades de Hounsfield.....	11
4.2 Tomografía computarizada (TC)	12
4.3. La radiación electromagnética	13
4.4. Interacción de la radiación con la materia	15
4.5 Phantoms.....	22
4.6 Anatomía del corazón	25
4.7 Materiales	27

5. MARCO TEÓRICO.....	28
5.1 Marco metodológico.....	28
6. RESULTADOS.....	31
7. CONCLUSIONES	42
8. RECOMENDACIONES.....	43
9. REFERENCIAS.....	44

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1	2
<i>Comparaciones aproximadas de la radiación de fondo y la dosis efectiva de radiación en adultos para varios procedimientos radiológicos (RadiologyInfo.org, 2022).</i>	2
Figura 2	14
<i>Espectro electromagnético.</i>	14
Figura 3	16
<i>Interacción de la radiación con la materia.</i>	16
Figura 4	18
<i>Efecto fotoeléctrico (Fernandez Niello, 2007).</i>	18
Figura 5	19
<i>Representación del efecto Compton (Saglam et al., 2016).</i>	19
Figura 6	20
<i>Formación de pares (Fernandez Niello, 2007).</i>	20
Figura 7	23
<i>Composición química elemental de los órganos y tejidos, presentando los valores de los elementos, por masa para cada uno de los órganos considerados en los modelos (Valentin, 2002).</i>	23
Figura 8	25
<i>El corazón y el pericardio vistos de frente (Bazira, 2023).</i>	25
Figura 9	26
<i>Potencial de acción cardíaco (Delpón & Tamargo, 2005).</i>	26
Figura 10	28
<i>Diagrama de bloques para la selección de materiales para la construcción de un phantom de corazón.</i>	29

Figura 11	31
<i>Comportamiento del coeficiente de atenuación con respecto a la energía del fotón. a) Polistereno (PS), b) tejido equivalente de plástico A-150, c) Polimetilmetacrilato (PMMA) y d) tejido adiposo.</i>	
Figura 12	33
<i>Comportamiento del coeficiente de atenuación con respecto a la energía del fotón. a) tejido mamario, b) tejido pulmonar, c) agua líquida y d) tejido blando.</i>	
Figura 13	34
<i>Comportamiento del coeficiente de atenuación con respecto a la energía del fotón. a) Polietileno, b) sangre, c) cloruro de polivinilo y d) tejido blando cuatro componentes.</i>	
Figura 14	35
<i>Grafica de materiales mostrando el coeficiente de atenuación masico, coeficiente de absorción masico de energía y densidad vs los materiales.</i>	
Figura 15	36
<i>Carta de materiales mostrando el módulo de Young vs familia de materiales.</i>	
Figura 16	37
<i>Mapa de materiales donde ilustra una comparación del módulo de Young vs la densidad.</i> ...	
Figura 17	38
<i>Mapa de materiales donde ilustra una comparación de resistividad eléctrica y material biomédico.</i>	
Figura 18	39
<i>Estructura del corazón obtenido de una imagen DICOM.</i>	
Figura 19	40
<i>Sección transversal del corazón y sus partes que lo conforman.</i>	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1	27
<i>Valores de densidad y masa molar de compuestos usados en phantoms dosimétricos.</i>	
Tabla 2	41
<i>Propuesta de materiales para la fabricación de un phantom de corazón.</i>	

1. Introducción

Los *phantom* han sido importantes para el diagnóstico y pruebas en dispositivos médicos, ya que al ser equivalentes a las densidades de los tejidos del cuerpo humano permite evaluar exhaustivamente la calidad de las imágenes en radiodiagnóstico. Un ejemplo es la tomografía computarizada, que utiliza radiación ionizante para explorar internamente el cuerpo humano, el cual interacciona al pasar por huesos, tejidos y órganos para adquirir las imágenes que un médico necesita. También los *phantoms* antropomórficos han sido empleados para calibrar equipos médicos, determinar dosis absorbidas en órganos o tejidos, o para llevar una planificación en tratamientos en medicina nuclear. En los últimos años se ha venido investigando en nuevos materiales para distintas aplicaciones y procesos de transformación, los cuales permiten mejorar los diseños o dispositivos biomédicos, entre ellos los *phantoms*. La reducción de dosis absorbida por exámenes o personal expuesto a radiación es un problema que continúa hoy y los *phantoms* antropomórficos han ganado su reconocimiento en la ciencia de la radiación. Los tejidos equivalentes sustitutos son materiales con propiedades radiológicas semejante al tejido humano, tales como la densidad y el coeficiente masico de absorción, los cuales son datos requeridos en la construcción de los modelos físicos.

El desarrollo de los *phantoms* antropomórficos viene de décadas atrás, ya sea modelando un cuerpo humano o parte del cuerpo (órganos), sin embargo, la construcción de los mismos resulta con altos costos. Actualmente, nuevas propuestas de desarrollo han sido presentadas, mediante *phantoms* digitales, *phantoms* impresos mediante técnica aditiva, lo que ha permitido reducir los gastos económicos y fácil adquisición para las instituciones. El uso de bases de datos de materiales y un gestor de esa información, permite seleccionar los mejores materiales que permitan la construcción de modelos físicos económicos, fiables, seguros y que cumplan características funcionales, objetivos y restricciones.

Hoy en día la medicina dispone de diferentes modelos anatómicos que simulan procedimientos asertivos al organismo dando así la importancia de seleccionar materiales que cumplan con propiedades de absorción, dispersión, mecánicas, físicas y eléctricas para el diseño de *phantom*, el material utilizado dentro de los modelos físicos es fundamental para el éxito de su aplicación (McGarry et al., 2020a). Las partículas fundamentales de la radiación electromagnética son los llamados fotones los cuales interaccionan con la materia

fundamentalmente por tres tipos de procesos: Interacción fotoeléctrica, interacción Compton y creación de pares.

Teniendo en cuenta los antecedentes, el presente proyecto de titulación se enfoca en seleccionar materiales que sean aptos y dispongan de las propiedades mecánicas (módulo de elasticidad, esfuerzo a compresión o tensión, dureza), físicas (densidad, masa, peso, volumen) y eléctricas (conductividad eléctrica para simular impulsos eléctricos) como propuesta de *phantom* de corazón. Se establecerá método Ashby para la selección de materiales y uso de bases de datos NIST y uso de software ANSYS GRANTA.


2. Problema

2.1. Descripción del problema

Los efectos que causa la radiación ionizante al estar en contacto con el cuerpo humano en cantidades no permitidas es el desarrollo del cáncer, síndrome de irradiación aguda y enfermedades cardiovasculares. En la Figura 1, se muestra la dosis de radiación ionizante a la que se encuentra expuestos los pacientes al momento de realizarse exámenes de TC relacionadas con el corazón. Además, expertos de seguridad de radiación informan que las personas pueden estar expuestas a 5-10 rems (5,000- 10, 000 milirrems o 50 – 100 milisieverts) (Unidos, 2023), sin tener algún efecto secundario. La tomografía computarizada (TC) es una tecnología médica con más riesgo de radiación ionizante, al ser un dispositivo de diagnóstico, que permite obtener y visualizar imágenes a una buena resolución de contraste basándose en la escala de grises que es la evaluación de densidad del tejido. El uso de este dispositivo se ha incrementado en la última década (Reyes et al., 2022), y según la organización mundial de la salud (OMS) el 98% de la población recibe una cierta cantidad de radiación procedente los dispositivos electrónicos, equipos médicos y el 20 % de exposición por el entorno, informando que el mundo más de 4200 millones de personas se realizan pruebas radiológicas, 40 millones pruebas en medicina nuclear y 8.5 millones en tratamientos usando radioterapia (Organization, 2023).

Figura 1

Comparaciones aproximadas de la radiación de fondo y la dosis efectiva de radiación en adultos para varios procedimientos radiológicos (RadiologyInfo.org, 2022).

CORAZÓN 	Procedimiento	Dosis de radiación efectiva aproximada	Comparable a la radiación natural de fondo para:
	Angiografía coronaria por tomografía computarizada (ATC)	8,7 mSv	3 años
	Tomografía computarizada cardíaca para la puntuación de calcio	1,7 mSv	6 meses
	Angiografía por tomografía computarizada (ATC) no cardíaca	5,1 mSv	Menos de 2 años

La tomografía computarizada brinda un aporte crucial en el diagnóstico de diferentes patologías sin embargo representa un riesgo para la salud individual y pública. La radiación afecta a todas las personas que se realizan análisis por diagnóstico de imágenes, sin embargo, el riesgo es mayor en niños y adolescentes que en adultos. La dosis de radiación depende de la edad del paciente (RadiologyInfo, 2022).

El personal de salud que se encuentran trabajando en el área de radiología y pacientes que tenga enfermedades crónicas son más propensos a contraer cáncer o desarrollar algún tipo de enfermedad como leucemia, varios linfomas, infertilidad tanto masculina como femenina, las afecciones oculares como las cataratas y las alteraciones de la función tiroidea (Achinte Serna et al., 2023).

Por ello se han buscado alternativas en diferentes creaciones de maniqués y evaluación de la calidad de imagen y la dosimetría de radiación, llegando a mencionar que los *phantoms* que han sido implementados en el área de radiología, van en aumento debido a su flexibilidad y su bajo costo de fabricación y a las diferentes aplicaciones (Tino et al., 2019).

Hay una gran variedad de fantomas físicos y antropomórficos digitales (McGarry et al., 2020b), que han sido fabricados como dispositivos de aprendizaje en áreas médicas. En Ecuador no hay estudios recientes sobre el uso de *phantoms*, sin embargo, el último estudio que se realizó por (Tornés et al., 2017):

El "Avances de la Simulación Clínica en Ecuador" informa que, en la década del 2000, inició la simulación en Ecuador con la adquisición de modelos anatómicos básicos; desde el año 2010, se han adquirido 31 tipos de simuladores de alta y media gama (total 233 equipos) distribuidos en 30 instituciones universitarias y hospitalarias. En el territorio ecuatoriano la región sierra puntea en el desarrollo de la simulación con un 29%, seguido por la costa (12,5%) y muy rezagado quedó el oriente ecuatoriano sin equipos de simulación. Además, 13 de las 24 provincias, aún no cuentan con simuladores para la enseñanza, lo que constituye el 54% del total de provincias.

El material que ha sido seleccionado para la fabricación del *phantom* tiende a reaccionar de una manera idéntica a como reaccionaría un paciente al momento de realizarse un diagnóstico por imágenes. Su geometría similar cuerpo humano, su funcionalidad específica y similares de nuestro organismo, permite realizar estudios y pruebas anatómicamente validas de control de calidad de las imágenes médicas (Funes & Rodrigo, 2018), evitando exponer a pacientes algún tipo de radiación o pruebas que dañen su integridad y permitiendo al personal de salud obtener imágenes más precisas, ya que no habrá ningún movimiento involuntario.

En el reporte 'International Commission On Radiation Units and Measurements' (ICRU) 48, relacionado a *phantoms* y modelos computacionales para terapia, diagnóstico y radio protección reconoce que el desarrollo de maniqués corporales realistas y modelos computacionales depende en gran medida de la disponibilidad de datos anatómicos humanos completos. Generalmente, esta información está incompleta o no es accesible por lo tanto este reporte enfatiza las masas y geometría de órganos y cuerpo considerando la influencia de la edad, sexo y orígenes étnicos en la anatomía humana. Las secciones importantes en este reporte se enfocan en la anatomía humana, requisitos en la selección de maniqués en radioterapia, diagnóstico, protección radiológica, y modelos computacionales (Measurements, 2024). La comisión internacional de protección radiológica (ICRP) en conjunto con la ICRU en la publicación 110, describe el desarrollo y uso de maniqués computacionales, basándose en datos de imágenes médicas de mujeres adultas reales (ZANKL, 2010) .

Algunas alternativas han sido propuestas para la construcción de *phantoms* físicos, usando hidrogeles, siliconas certificadas para el caso de *phantom* mamario (Pichio et al., 2020), quienes diseñaron un protocolo en el uso de EcoFlex Gel en RX para mamografía. El ácido poliláctico (PLA), acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), el poliestireno de alto impacto son empleados para establecer valores dosimétricos en técnicas de rayos X, radioterapia y TC usando *phantom* (Tino et al., 2019). Además, el desarrollo de *phantoms* equivalente al agua usados en radiación también han sido implementados materiales como: polimetil-metacrilato (PMMA), agua, acrílico, poliestireno, agua sólida / virtual, gel de copolimérico (Yadav et al., 2021).

Por otro lado, se han empleado espumas reticuladas, gel de agarosa, perlas de vidrio, esferas de poliestireno, solución de agar, espumas reticuladas, solución de agarosa al 2% dopada con gadolinio al 0,2%, madera de sicomoro, corcho, caucho, material compuesto mezclado con un agente adhesivo, polvo de poliacrilato de sodio, pañales, agua, yeso, poliuretano, hojas de

papel, inserciones geométricas de nylon, para *phantom* de inserto heterogeneidad tumoral en PET, TC y resonancia magnética nuclear (RM) (Valladares et al., 2020).

El uso de los TC ha incrementado y a su vez la exposición a la radiación ionizante por ello se ha buscado subsanar este problema, se ha implementado un sistema integral EggNest XR de protección de radiación dispersa integrado en el flujo de trabajo, está construido sobre fibras de carbono con protección contra radiación integrada que reemplaza el colchón del paciente en la mesa de rayos X, el sistema funciona moviéndose con el paciente y se balancea con los rayos X, brindando protección pasiva con una superficie antimicrobiana e impermeable integrada para facilitar su uso (MedImaging, 2022). También se ha usado un software SmartGrid basado en inteligencia artificial (IA) usando un algoritmo avanzado que estima la dispersión de baja frecuencia distribuida en una imagen que reduce esa dispersión, permitiendo al usuario reducir la dosis de radiación sin perder la calidad de la imagen (Nichols, 2023). El uso de Machine Learning ayuda a predecir el riesgo de exposición a la radiación absorbida y la dispersa en el ambiente laboral con la finalidad de reducir dicha exposición (Rincón Arévalo, 2022).

La solución que pretende este estudio a la problemática expuesta es realizar un análisis de materiales en las distintas bases de datos que cumplan la funcionalidad, objetivo y restricciones de los mismo, para ser empleados en el campo de la medicina. La solución contempla proponer un modelo de *phantom* de corazón que ayude a disminuir errores médicos y comprender procedimientos clínicos. La cuantificación de las dosis de radiación en los *phantom* físicos ofrece una clara ventaja sobre los métodos computacionales, su alcance tiene la facilidad de usar protocolos y procedimientos específicos permitiendo usarlo en aplicaciones deseadas y la desventaja que se puede llegar a presentar es que necesitan ser creados con materiales que simulen características específicas, es decir, si se diseña un *phantom* enfocado en cardiología solo será usado en esa área.

2.2. Justificación del problema

Los *phantoms* brindará un apoyo a personal médico, radiólogos, ingenieros biomédicos, contribuiría a las investigaciones para buscar tratamiento a las patologías. Beneficiará a pacientes que tengan que realizarse pruebas de diagnóstico que impliquen radiación ionizante, evitará que personas sean usados para pruebas de funcionamiento de estos dispositivos,

calibración u otras pruebas de viabilidad y el medico contara con una adecuada planificación para reducir la exposición (NIST, 2023). Al ser los *phantoms* dispositivos médicos que permiten obtención de imágenes por tomografía computarizada (TC), serán sustitutos en las diferentes pruebas necesarias brindando seguridad, simulando procedimientos asertivos al organismo, tiene beneficios directos e indirectos, ayudando a mejorar la habilidad de los practicantes, pruebas de los tomógrafos, reduce errores médicos y dispositivos, dando así la importancia de seleccionar materiales que cumplan con propiedades de absorción, dispersión, mecánicas, físicas y eléctricas para el diseño de *phantom*.

Este estudio adquiere una relevancia primordial en virtud del creciente aumento en la exposición a la radiación ionizante, emitida por dispositivos médicos de última generación. Entre estos dispositivos se incluye la tomografía por emisión de positrones (PET), la tomografía computarizada (TC o TAC), la cirugía ortopédica asistida por computadora, imágenes médicas ópticas, cálculos digitales y detectores de metales, cuya utilización se ha incrementado en los últimos años (NIST, 2023). Mediante alternativas para reducir la exposición a la radiación ionizante a través de la selección cuidadosa de materiales se convierte en un aspecto crucial para garantizar la precisión y fiabilidad de los resultados adquiridas por los distintos dispositivos de diagnóstico, ya que, hay materiales como: plásticos, resinas o siliconas que contienen o retienen agua, así como metales, puede dar lugar a distorsiones significativas en las exploraciones internas del cuerpo. La necesidad de este estudio radica en la urgencia de mitigar los posibles efectos adversos de la radiación al emplear estos dispositivos, particularmente en procedimientos médicos críticos como los relacionados con el corazón, donde la precisión y la exactitud son fundamentales para evitar riesgos para la salud y mejorar la calidad de los diagnósticos.

2.3. Antecedentes

La selección de materiales es fundamental para la fabricación de los *phantoms* antropomórficos de tejido equivalente, los *phantoms* en la actualidad son fundamentales, ya que han sido implementados para diferentes estudios que impliquen el uso de radiación ionizante que llegan a transmitir la tomografía computarizada. Además, la protección radiológica, ha usado a las fantomas para referirse a un modelo anatómico definido matemáticamente que es diferente de un modelo computacional, basado en principios fisiológicos, como la relación de respiración o flujo sanguíneo (Sellerico Mamani, 2017).

Para la fabricación de los *phantoms* que han sido aplicados para la radiología se debe de tener en cuenta, los efectos físicos, químicos y biológicos que se llega a producir al momento que interactúa la energía de la radiación ionizante al material del tejido humano, se han realizados diferentes investigaciones de como llegan a actuar los fotones de rayos X en los materiales sustitutos seleccionados para la fabricación del mismo, el informe 44 del ICRU ha presentado diversos estudios sobre la selección y utilización del material equivalente tisular (TEM) utilizando la dosimetría para aplicaciones de radiología diagnóstica y radioterapia (Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación, 1989 como se citó en Singh et al., 2021).

Las áreas médicas que están especializadas en realizar estudios o diferentes pruebas de imágenes médicas donde existen diferentes métodos de diagnóstico por imagen que pueden utilizarse para diagnosticar diferentes patologías cardíacas. Entre ellos se encuentran la ultrasonografía (US), la radiología, fluoroscopia, la tomografía computarizada (TC), la resonancia magnética (RM) y la medicina nuclear (MN). Para estas pruebas se ha creado prototipos conocidos como *phantom*. Los *phantom* se caracterizan por ser completamente equivalentes al cuerpo humano u órgano, brindando una facilidad de realizar estudios de diferentes patologías o visualizar reacciones de los tejidos a algún tipo de radiación ionizante o no ionizante, para ello se pueden utilizar estos fantomas que son objetos simuladores y pueden utilizarse como herramienta en el proceso de enseñanza-aprendizaje y en el control de calidad de los equipos, sin necesidad de exponer innecesariamente a los pacientes a la radiación.

En los últimos años se ha desarrollado una gran variedad fantomas aplicados en radiología como: *Phantoms* pélvico impreso en 3D usando un material como el butadieno estireno (ABS) de alta densidad siendo compatible con la resonancia magnética (Collier et al., 2024). Se construyó *phantoms* donde realizaron análisis pulmón-corazón usado una gammagrafía perfusión miocárdica (MPS) por sus siglas en inglés (Imoto et al., 2023a), también han desarrollado *phantom* para mejor la resolución de la estenosis coronaria en un amplio rango de frecuencias cardíacas donde llegan a demostrar una mejor precisión en la cuantificación de estenosis (Zsarnoczay et al., 2023), tras diferentes estudios en los fantomas se ha concluido que estos llegan actuar de una manera muy similar al cuerpo humano, por lo cual es más factible hacer estudios en estos dispositivos, evitando dañar la integridad de algún paciente.

Además, existen otras investigaciones en el cual se basaron en el uso de materiales como silicona y pigmento negro, este material llega a mostrar lesiones similares al tamaño a las formadas en el tejido cardíaco, puede usarse como sustituto para una mayor caracterización del hidrogel conductor (Philip et al., 2023).

A través de estos artículos y dispositivos, se puede observar que los investigadores se están centrando en la importancia de seleccionar materiales que sean similares al cuerpo humano, cumpliendo densidades apropiadas y características específicas para el diseño del *phantom*.

2.4. Importancia y alcances

Desde años atrás se ha demostrado la importancia de seleccionar materiales para la fabricación de diferentes tipos de *phantoms* antropomórficos, las propiedades de estos materiales son fundamentales para las aplicaciones específicas al momento de diseñar sistemas artificiales o bioartificiales. Los *phantoms* al ser creados con materiales que absorben la radiación de un TC llegando a actuar de una manera similar al cuerpo, su amplia gama de aplicaciones biomédicas ha permitido a los diferentes profesionales de la salud, realizar pruebas de dispositivos médicos como: pruebas de rendimiento, optimización de los sistemas, calibración, formación médica y otras implementaciones según lo que se desee investigar (Cafarelli et al., 2017).

El presente proyecto de titulación tiene por alcance la selección de materiales para *phantoms* de corazón, en este trabajo se seleccionará materiales de una base de datos Nist y MatWeb que cumplan con las propiedades mecánicas, físicas y eléctricas del corazón. Finalmente se obtendrán materiales que han cumplido con las características para una fabricación de *phantoms* de corazón.

2.5. Delimitación

2.5.1. Sectorial o institucional

El siguiente proyecto de trabajo de titulación se desarrollará en la Ciudad de Cuenca en la Universidad Politécnica Salesiana, en los laboratorios de mecánica.

2.6 Problema General

En la actualidad, existe un gran interés en la selección de materiales que cumplan con las propiedades físicas de los tejidos del cuerpo humano, para la aplicación en diferentes áreas de radiodiagnóstico. Sin embargo, la gran variedad de materiales que existen ha complicado este proceso de selección de materiales, es allí donde se han implementado diferentes estrategias para una selección eficaz, teniendo en cuenta las propiedades físicas, mecánicas conductividad eléctrica y su biocompatibilidad.

2.7 Problemas Específicos

¿Se conseguirá seleccionar materiales que tenga propiedades de absorción / dispersión / transmisión de la radiación en Tomografía computarizada haciendo uso de la base de datos NIST X-ray Mass Attenuation Coefficients?

¿Es posible obtener materiales equivalentes a tejido de corazón que permitan evaluar sus propiedades (mecánicas, físicas, eléctricas) mediante el método Ashby y base de datos?

¿Se podrá proponer un modelo de un *phantom* de corazón en tejido equivalente usando un software especializado?

3. Objetivos

Objetivo General

Seleccionar materiales que sean equivalentes para diseño de *phantom* de corazón que permita realizar pruebas de imágenes médicas.

Objetivos Específicos

- Determinar los materiales que comprendan las propiedades de absorción / dispersión / transmisión de la radiación en Tomografía computarizada haciendo uso de la base de datos NIST X-ray Mass Attenuation Coefficients.
- Seleccionar materiales equivalentes a tejido de corazón que permitan evaluar sus propiedades (mecánicas, físicas, eléctricas) mediante el método Ashby y base de datos.

- Proponer un modelo de un *phantom* de corazón en tejido equivalente usando un software especializado.

4. Fundamentación física

4.1 Unidades de Hounsfield

Las unidades Hounsfield (UH) es un valor numérico que se le asigna al coeficiente de atenuación de los tejidos del cuerpo humano, Hounsfield al realizar diferentes investigaciones estableció valores de atenuación a diferentes tejidos cuando estos llegan a ser atravesados por los rayos X. Las UH se dan a partir de la transformación del coeficiente de atenuación del tejido, normalizando al coeficiente de atenuación del agua (Montón-Gómez et al., 2023).

$$UH = \left(\frac{\mu_{material} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \right) * 1000 \quad (1)$$

La tomografía computarizada usa las unidades de Hounsfield con el objetivo de medir de forma cuantitativa la atenuación de las estructuras y los órganos en estudios de diagnóstico, el autor antes mencionado ha llegado a definir que el aire está definido por -1000 UH siendo el coeficiente de atenuación más bajo y como máximo 1000 UH para los huesos siendo la mayor densidad. Es importante mencionar que la transformación lineal produce la escala de Hounsfield que se llegan a visualizar en la escala de grises (DenOtter & Schubert, 2023).

4.1.1 Coeficiente de atenuación

El coeficiente de atenuación depende del número atómico y la densidad del material, la atenuación de los rayos X se da a partir de interacción de los fotones con la materia que atraviesan (dispersados o absorbidos). El rango de energías empleadas en radiología se encuentra entre 20-200 keV, se producen dos procesos de interacción con la materia: el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton (Montón-Gómez et al., 2023).

El coeficiente de atenuación lineal, μ , depende de la densidad, ρ , del absorbente. Esta dependencia se elimina en gran medida usando el coeficiente másico de atenuación, μ/ρ .

$$\mu = \frac{\ln\left(\frac{I_0}{I}\right)}{\chi} \quad (2)$$

- χ = Grosor del material
- I_0 = Intensidad incidente.
- I = Intensidad transmitida
- μ = Coeficiente de atenuación lineal

4.2 Tomografía computarizada (TC)

La tomografía computarizada, es un método de diagnóstico por imagen, es una técnica que usa los rayos X, llegando a generar las imágenes detalladas de los órganos, en la actualidad se cuenta con una gran variedad de tomógrafos.

En el 1991 se dio el primer tomógrafo que permitía obtener imágenes axiales, en el transcurso de los años se han mejorado las técnicas de adquisición, logrando disminuir el tiempo de adquisición de imágenes, también ha permitido obtener imágenes tridimensionales de cualquier área anatómica, facilitando al médico en el diagnóstico de enfermedades y brindando la mejor atención (Martin-Romo Mejias, 2014).

El objetivo de una adquisición de TC es medir la transmisión de los rayos X que llegan a través de los tejidos del paciente en un gran número de proyecciones. El valor del píxel que se asignan en las imágenes de TC está relacionado con el coeficiente de atenuación lineal μ , este coeficiente de atenuación lineal llega a depender de su composición y densidad del material y de la energía de los fotones (Calzado & Geleijns, 2010)

Los rayos X se llegan a generar cuando un haz de electrones de alta energía y acelerado a través de un alto voltaje, colisiona con un material en el interior del tubo (Martin-Romo Mejias, 2014).

La ecuación que se presenta a continuación representa la atenuación del haz, sin tener en cuenta la intensidad de la radiación dispersa:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (3)$$

Los dispositivos de TC cuentan con detectores situados fuera del campo de visión o FOV por sus siglas en inglés (Field of view), se refiere al tamaño de la tomografía (diámetro,

altura del volumen adquirido), que miden la intensidad inicial del haz de rayos X representado por I_0 y $I(d) / I_0$ que se relaciona con la atenuación relativa del haz de los rayos X, representado por la siguiente ecuación (Calzado & Geleijns, 2010):

$$\frac{I(d)}{I_0} = e^{-\int_0^d \mu(x) dx} \quad (4)$$

4.2.1 TC cardiaca

Los *phantoms* cardiacos han sido diseñados para replicar exámenes de tomografía computarizada (TC), su diseño y fabricación se realiza dependiendo el caso de estudio a investigar, estos modelos se llaman a caracterizar, por la funcionalidad de adquirir movimientos simulando los latidos cardiacos. Además, (Papadakis et al., 2020) ha mencionado la importancia de usar *phantom* para investigaciones en la adquisición de precisión de estimación de estenosis de la arteria que conlleven el uso del TC de doble energía junto con el núcleo de detalles para una evaluación precisa.

También en los últimos años se han diseñado *phantoms* impresos en 3D con materiales de acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), estos han sido usados para investigaciones con exactitud en las mediciones estenosis coronaria, es decir cuando las arterias coronarias no suministran suficiente sangre, oxígeno y nutrientes al corazón. (Papadakis, 2004 como se citó en McGarry et al., 2020b).

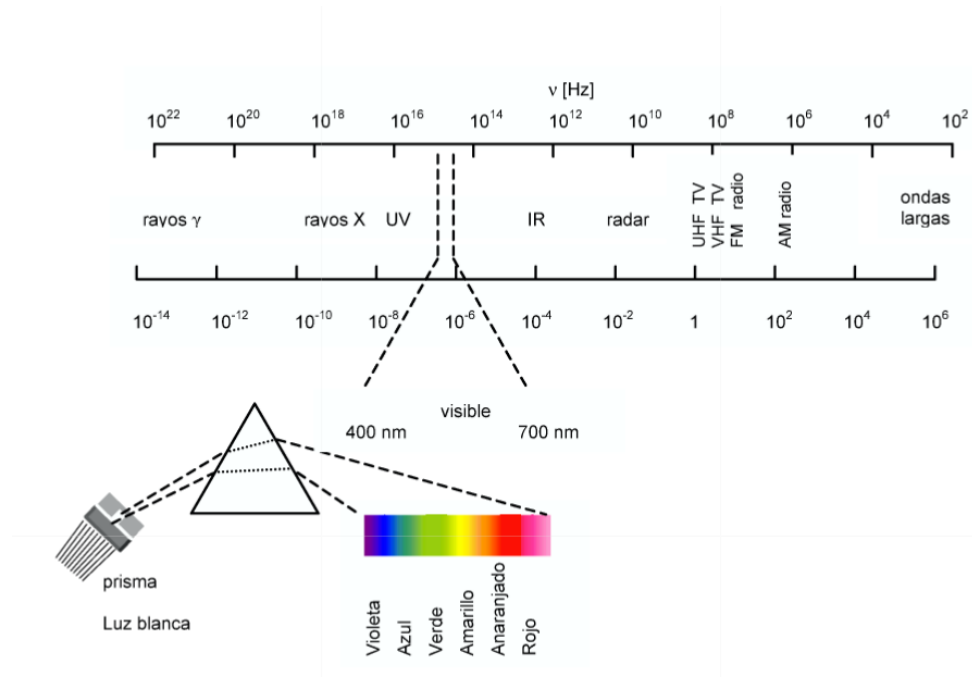
4.3. La radiación electromagnética

Una onda electromagnética es el resultado del desplazamiento de las diferentes cargas eléctricas, sabiendo que su fuerza ejercida se da por los campos electromagnéticos (intensidad), y determinada por la frecuencia de vibración (campos eléctricos y magnéticos) en función a la fuente, su unidad de medida es: Hertz (1Hz = 1 ciclo/s). El espectro electromagnético es la radiación dada por diferentes frecuencias, cabe mencionar que los tipos de radiación se denominan ondas de radio, microondas, visible, rayos X/gamma, infrarrojo y ultravioleta, los

humanos solo visualizan o detectan los colores del azul 400nm–rojo 700nm, como se ilustra en la figura 2, (Fernandez Niello, 2007).

Figura 2

Espectro electromagnético.



Nota. La luz visible se le conoce como luz blanca siendo la combinación de todos los colores que conforma el espectro visible (Fernandez Niello, 2007).

Fernandez Niello, (2007) menciona lo siguiente:

La luz visible tiene longitud de onda del rango de algunas décimas del micrómetro. La radiación ultravioleta, los rayos X y gamma tienen longitudes de onda extremadamente pequeñas. Por ese motivo se acostumbra a referir a las mismas mediante su energía, expresando ésta en unidades de electronvolt (un electronvolt es la energía que adquiere una partícula de una carga eléctrica elemental, $e = 1,602 \cdot 10^{-19}$ Coulomb, al ser acelerada entre puntos cuya diferencia de potencial es un volt; $1eV = 1.602 \cdot 10^{-19}$ Joule). (Pág. 16)

La frecuencia del fotón (ν) también puede obtenerse a partir de la siguiente ecuación:

$$c = \lambda \nu \quad (5)$$

Tras diferentes investigaciones Einstein logro relacionar la energía de un fotón y su frecuencia mediante la siguiente ecuación:

$$E = hv = \frac{hc}{\lambda} \quad (6)$$

$h =$ Constante de Planck ($6.63 \cdot 10^{-34} J.s$).

$E =$ Energía.

$v =$ Frecuencia.

$\lambda =$ Longitud de onda.

4.4. Interacción de la radiación con la materia

La materia se ve afectada al estar en contacto con la radiación ionizante, estas variaciones llegan a depender del tipo de radiación (energía) y material que lo atraviesa. La radiación al interactuar con la materia ioniza sus átomos para convertirse en iones. Por tanto, los fotones no tienen un rango definido durante su paso a través de la materia, sino que tienen una cierta probabilidad de atenuación por unidad de longitud, llamada coeficiente de atenuación lineal. Es importante mencionar que al estar en contacto con frecuencias muy altas aproximadamente 10^{17} Hz, llega a generar un riesgo de cáncer para nosotros los seres humanos, ya que, su energía llega a depositarse en el material que atraviesa generando cambios celulares induciendo algún tipo de mutación o cáncer (Fernandez Niello, 2007).

Fotones: Son partículas sin cargas, tales como los rayos X o rayos gamma que interactúan con la materia mediante el efecto fotoeléctrico, efecto Compton, formación de pares electrón-positrón.

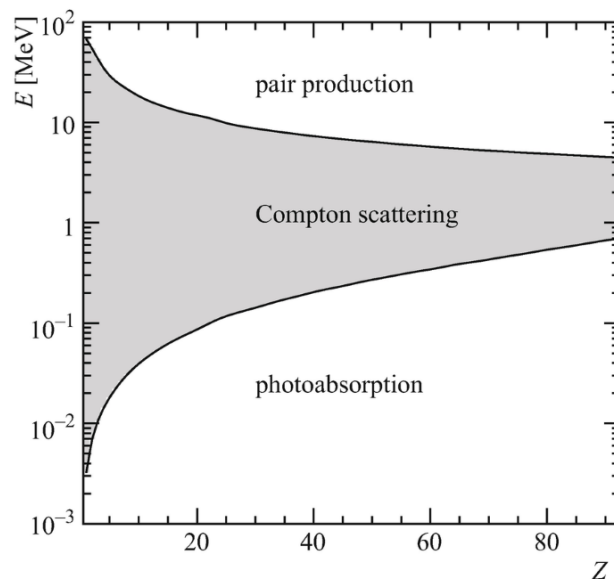
Para que exista alguna interacción con la materia depende de la energía del fotón que se representa por (hv) y su número atómico (Z) del material que se vaya a usar. Los fotones al interactuar con la materia pueden producir ionización o excitación de los átomos como se

destaca en los procesos de interacción mencionados anteriormente. En la figura 3 se llega a ilustrar la interacción de la radiación con el material.

- **Dispersión:** Tiene lugar cuando la radiación es desviada en su camino original como consecuencia de los fenómenos de interacción.
- **Absorción:** Se produce cuando la energía que portan los rayos X se gasta toda en arrancar electrones del medio, los fotones absorbidos desaparecen del haz de radiación.

Figura 3

Interacción de la radiación con la materia.



Nota. La curva inferior muestra, según el número atómico Z del material, la energía fotónica E por debajo de la cual la absorción fotoeléctrica es el mecanismo de interacción, mientras que la curva superior muestra la energía superior de la cual el proceso más importante. La región sombreada entre las dos curvas corresponde al dominio en el que domina la dispersión Compton. Las secciones transversales se han tomado de la base de datos XCOM del NIST (Bichsel & Schindler, 2020).

4.4.1. Efecto foto eléctrico.

El efecto fotoeléctrico fue investigado por el físico Albert Einstein en 1905, antes de Einstein el efecto fotoeléctrico fue estudiado por Heinrich Hertz en 1880. Hertz se enfocó en

su estudio usando placas metálicas expuestas a la luz observando que se producía una corriente eléctrica cuando la luz incide sobre ellas. El físico alemán Philipp Lenard también realizó una investigación en 1899 y descubrió que la energía de los electrones emitidos depende de la frecuencia de la luz incidente y no de su intensidad. Por lo cual, descubrió que se necesitaba una energía mínima para liberar los electrones. Estos hallazgos sentaron las bases para comprender el efecto fotoeléctrico. La interacción fotoeléctrica invierte toda su energía en arrancar un electrón y eventualmente comunicar energía cinética. El coeficiente de atenuación lineal fotoeléctrico o probabilidad que se produzca fotoeléctrico que se defina como (Bichsel & Schindler, 2020):

$$\tau = \frac{\alpha * N_A * Z * \rho}{M_A} \quad (7)$$

- α = Sección eficaz por átomo.
- N_A = Número de Avogadro.
- ρ = Densidad
- Z = Número atómico
- M_A = Masa molar

El efecto fotoeléctrico es la interacción dominante en tejido biológicos a bajas energías (menores a 100 keV). Así mismo, el coeficiente de atenuación o probabilidad que se produzca una interacción Compton:

$$\sigma = \frac{\sigma_e * N_A * Z * \rho}{M_A} \quad (8)$$

- σ_e = Sección eficaz total por electrón.

La interacción Compton es la interacción dominante en tejidos biológicos a energías intermedia entre 100-1000 keV

Un haz colimado de fotones con flujo de energía I_0 que atraviesa un espesor X de un material, tendrá un flujo de energía $I < I_0$

$$I = I_0 e^{-\sigma x} * I_0 e^{-\tau x} * I_0 e^{-kx}$$

$$I = I_0 e^{-(\sigma + \tau + k)x} \quad (9)$$

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Definiendo como coeficiente de atenuación lineal

$$\mu = (\sigma + \tau + k) \quad (10)$$

- k = Coeficiente de atenuación lineal por atenuación por producción de pares.

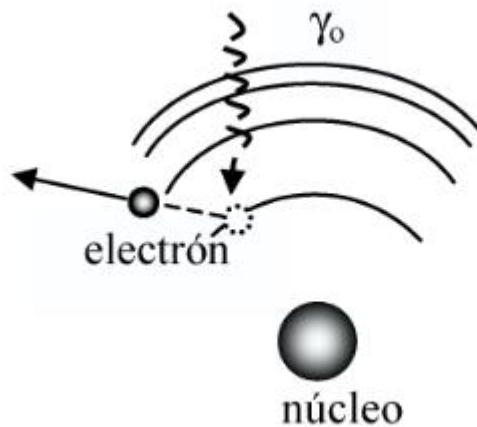
La separación de electrones depende de la energía de los fotones individuales, más que de la intensidad de la luz, llevó a la idea de que existe una conexión fundamental entre la precisión con la que se puede conocer la posición y la energía de la partícula. En la figura 4 se llega a ilustrar un fotón que interacciona con el electrón el cual pertenece a las orbitas más internas del átomo, el electrón se desprende del átomo y adquiere energía proporcional a la frecuencia de la radiación. La energía cinética del electrón está dada por (Fernandez Niello, 2007):

$$T_e = h\nu_o - B_e \quad (11)$$

- $h\nu_o$ = Energía del fotón incidente.
- B_e = Energía de ligadura del electrón.

Figura 4

Efecto fotoeléctrico (Fernandez Niello, 2007).



4.4.2 Efecto Compton

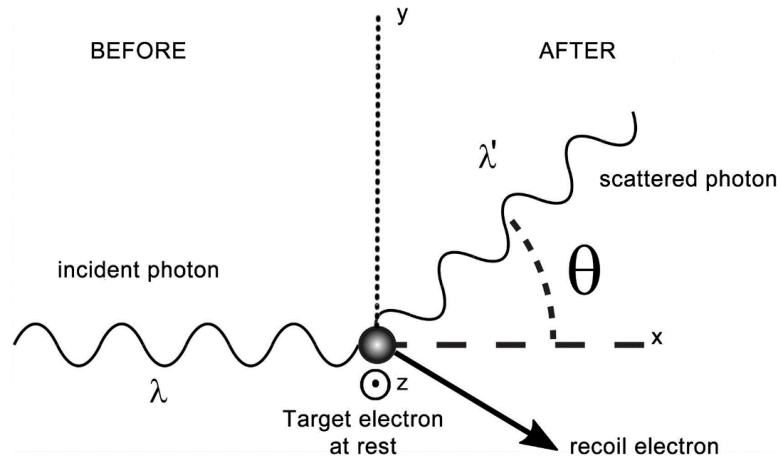
El efecto Compton es la interacción de un fotón con un electrón, para que se llegue a producir algún tipo de interacción de la radiación con la materia depende de la carga eléctrica, es importante mencionar que la dispersión de los rayos X en la materia se basa en el aumento de longitud de onda del fotón de los rayos X cuando se choca con el electrón, perdiendo parte de su energía. La longitud de onda de la radiación depende de la dirección de dispersión, cabe mencionar que la variación de longitud sólo depende del ángulo de dispersión y no del material del cuerpo disperso. Tras varias investigaciones Compton llegó a formular la siguiente ecuación, así mismo en la figura 5 se llega a observar la representación del efecto Compton (Bichsel & Schindler, 2020):

$$\lambda' = \lambda + \frac{h}{(mc)}(1 - \cos \theta) \quad (12)$$

- h = Constante de Planck.,
- m = masa del electrón.
- c = velocidad del fotón en el vacío

Figura 5

Representación del efecto Compton (Saglam et al., 2016).



4.4.3. Producción de pares

La producción de pares es la interacción de un fotón de alta energía ($E > 1.022 \text{ MeV}$) que se llega a dar en el campo eléctrico del núcleo atómico, el fotón se da por un par de partículas (electrón y positrón), su energía total es igual a su energía del fotón E . El par electrón-positrón se emite preferentemente en la dirección de avance y el coeficiente de absorción debido a la producción de pares, en la figura 6 se ilustra la formación de pares.

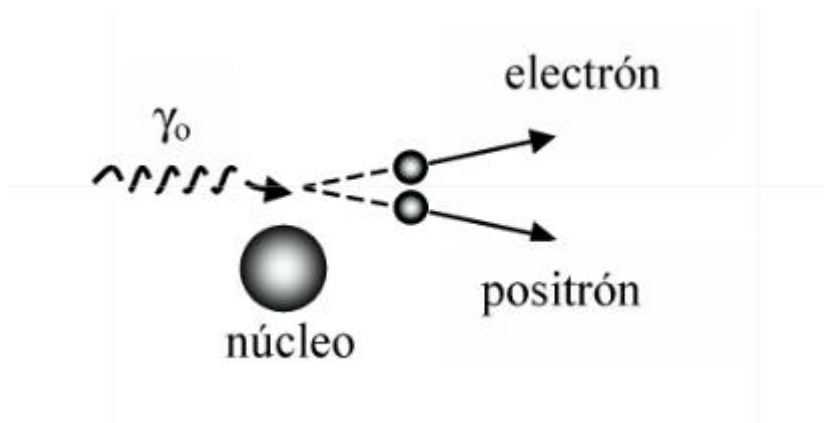
En la ecuación 12 se llega a presentar la equivalencia entre la masa y la energía y en la ecuación 13, se aprecia la ecuación que representa la producción por pares (Bichsel & Schindler, 2020):

$$E = mc^2 \tag{13}$$

$$\gamma \rightarrow e^- + e^+ \tag{14}$$

Figura 6

Formación de pares (Fernandez Niello, 2007).



4.4.4 Procesos de absorción y dispersión

Para la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación por sus siglas en inglés (ICRU) desarrolla definiciones formales de cantidades y unidades de radiación y radiactividad que tienen aceptación internacional. La Comisión Internacional de Protección Radiológica por sus siglas en inglés (ICRP), también establece normas para la definición y utilización de diversas cantidades y unidades empleadas en seguridad radiológica. A continuación, se da la descripción de algunas cantidades, unidades y definiciones que se suelen emplear en seguridad radiológica:

Dosis absorbida: Es la energía que la radiación ionizante imparte a la materia por unidad de masa, su unidad de medida es el Gray (Gy), se expresa por:

- D = dosis absorbida.
- $d\varepsilon$ = Energía medida impartida
- dm = Masa.

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (15)$$

Dosis dispersada: La dispersión se da cuando el fotón se llega a desviar de su dirección, perdiendo parte de su energía, por ende, se dispersa en el tejido humano (Yılmaz & Akkuş, 2024).

4.5 Phantoms

Desde la década de los 80, se han venido desarrollando investigaciones relacionadas con el uso de los *phantoms* como simuladores del cuerpo humano, los tejidos equivalentes son materiales con propiedades radiológicas semejantes al tejido humano, como la densidad y el coeficiente de absorción masa-energía, datos requeridos para construir los modelos físicos. Los *phantoms* son modelos físicos que son usados para la dosimetría de protección radiológica, también, usados como referencia para los resultados de cálculos de radiación externa. Se han desarrollado modelos computacionales similares para radiaciones no ionizantes (Sellerico Mamani, 2017), en 1970 aparecieron los primeros modelos de fantomas para pruebas de tomografía computarizada (TC), mamografía y diagnóstico radiológico. Hoy en día, estos modelos proporcionan resultados fiables tanto físicos como computacionales.

En vista que los *phantoms* antropomórficos han llegado a representar a los órganos incluso tejidos de manera similar o real, han sido indispensables y usados para múltiples propósitos: validar, verificar la distribución de dosis absorbida de radiación ionizante sobre los cuerpos equivalentes a los tejidos (inmóviles), calibrar equipos médicos, control de calidad rutinario de los equipos médicos, comparaciones en rendimientos con otros sistemas, entre otros (Carral, 2015).

4.5.1 Tipos de *phantoms*

***Phantoms* Físicos**

Los *phantoms* físicos son creados a partir de materiales que cumplen con ciertas propiedades específicas como: biocompatibilidad, durabilidad, elasticidad, precisión anatómica, llegando a comportarse de manera similar a los órganos. Las *phantoms* físicos deben cumplir propiedades físicas tales como: densidad (ρ) y el número atómico efectivo (Z_{eff}), las propiedades radiológicas que debe de tener en cuenta es la densidad electrónica que incide en el material y los coeficientes de atenuación masico $\frac{\mu}{\rho}$ y coeficiente masico de absorción de energía μ_{en}/ρ (McGarry et al., 2020a). Los materiales que estén sometidos a un campo de radiación deben de cumplir ciertas características que impidan el deterioro del material (Carrasco Cazco, 2020).

Composición de los tejidos

La gran parte del cuerpo humano está formado por un 60 a 70 % de agua, el agua que conforma el cuerpo tiene moléculas orgánicas como: moléculas de carbono, carbohidratos, lípidos, proteínas y ácidos nucleicos, así como moléculas inorgánicas y iones (Fox, 2017).

Aproximadamente el 99% de la masa corporal se compone de los siguientes elementos: oxígeno, carbono, hidrógeno, nitrógeno, calcio y fósforo. Alrededor del 0,85% se compone de: potasio, azufre, sodio, cloro y magnesio (Zoroddu et al., 2019). En la figura 7 se muestra la composición química elemental para los órganos y tejidos considerados en los modelos antropomórficos.

Figura 7

Composición química elemental de los órganos y tejidos, presentando los valores de los elementos, por masa para cada uno de los órganos considerados en los modelos (Valentin, 2002).

Órgano ó tejido	Composición (%)									
	H	C	N	O	Na	P	S	Cl	K	Otro
Bazo	10.3	11.3	3.2	74.1	0.1	0.3	0.2	0.2	0.3	-
Cerebro	10.7	14.5	2.2	71.2	0.2	0.4	0.2	0.3	0.3	-
Corazón	10.4	13.9	2.9	71.8	0.1	0.2	0.2	0.2	0.3	-
Esqueleto	3.5	16.0	4.2	44.5	0.3	9.5	0.3	-	-	Mg 0.2, Ca 21.5
Estómago	10.6	11.5	2.2	75.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	-
Glánd. adrenales	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-
Hígado	10.3	18.6	2.8	67.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	-
Intestino grueso	10.6	11.5	2.2	75.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	-
Intestino delgado	10.6	11.5	2.2	75.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.1	-
Mamas	11.6	51.9	-	36.5	-	-	-	-	-	-
Músculo	10.2	14.3	3.4	71.0	0.1	0.2	0.3	0.1	0.4	-
Ovarios	10.5	9.3	2.4	76.8	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	-
Páncreas	10.6	16.9	2.2	69.4	0.2	0.2	0.1	0.2	0.2	-
Piel	10.0	20.4	4.2	64.5	0.2	0.1	0.2	0.3	0.1	-
Pulmones	10.3	10.5	3.1	74.9	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	-
Próstata	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-
Riñones	10.3	13.2	3.0	72.4	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	Ca 0.1
Testículos	10.6	9.9	2.0	76.6	0.2	0.1	0.2	0.2	0.2	-
Tiroides	10.4	11.9	2.4	74.5	0.2	0.1	0.1	0.2	0.1	I 0.1
Timo	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-
Vejiga	10.5	9.6	2.6	76.1	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	-
Vesícula biliar	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-
Útero	10.6	31.5	2.4	54.7	0.1	0.2	0.2	0.1	0.2	-

Phantoms computacionales

Los phantoms computacionales son simulaciones numéricas, estas proyecciones permiten simular las estructuras internas y externas de los órganos. Estos modelos computacionales se logran mediante un escaneo de imágenes médicas, que luego se procesan en códigos de transferencia de radiación usando simulaciones de Monte Carlo. También hay *phantoms* híbridos que incorporan características esenciales como: estilizados y vóxel, creando instrumentos con un realismo anatómico (Carrasco Cazco, 2020).

Los modelos computacionales utilizados con fotones, electrones, protones y neutrones son importantes para comprender y optimizar los tratamientos para radioterapia y evaluar los efectos de la radiación en los tejidos.

4.5.2 Material equivalente al tejido humano

Hay una gran variedad de materiales equivalentes al tejido, esta similitud ha permitido crear distintos *phantoms* para dosimetría, estos materiales simulan la atenuación de la radiación ionizante y propiedades de los tejidos que los sustituyen (Sellerico Mamani, 2017).

Los materiales equivalentes usados para el tejido humano en las últimas décadas, se ha basado en las mezclas de resinas epoxi, por su facilidad de combinarse con otros compuestos moleculares, esto se debe a que su densidad es mayor que el agua, cabe recalcar que la resina epoxi se llega a mezclar con elementos que tengan una densidad baja como micro esteras fenolíticas, con el objetivo de ajustar la densidad deseada, al añadir otro tipo de componente se busca obtener su número atómico (Z_{eff}) (Sellerico Mamani, 2017).

Además, estos materiales deben de mantener sus propiedades sin degradarse, durante un tiempo prudente, deben ser resistentes a la exposición de la radiación ionizante o su entorno, deben tener una resistencia, su densidad debe ser similar a los tejidos del cuerpo. Las propiedades físicas que se deben de tener en cuenta para modelar un tejido son el coeficiente de atenuación de masas y la densidad del tejido (Sellerico Mamani, 2017).

Para la creación de *phantoms* de músculo cardíaco para SPECT con el objetivo de obtener imágenes planas virtuales y el coeficiente de correlación entre la cantidad medida de radiactividad y el número de imágenes, concluyendo que las imágenes obtenidas podrían utilizarse como un método alternativo para obtener imágenes planas en entornos clínicos,

demostrando una vez más la importancia de hacer una selección de materiales para tejido equivalente (Imoto et al., 2023b).

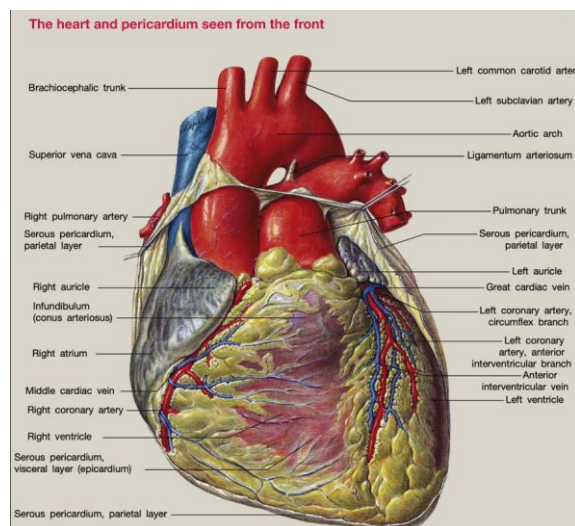
4.6 Anatomía del corazón

El corazón está ubicado oblicuamente que va desde la línea media clavicular izquierda en la parte anterior hasta la línea media escapular derecha en la parte posterior, un tercio del corazón se encuentra a la derecha del plano sagital del cuerpo y dos tercios a la izquierda (Bazira, 2023).

El corazón se encuentra compuesta por el miocardio, y en una menor cantidad por el tejido conectivo y fibroso (tejido sostén, válvulas), está dividida por dos aurículas (izquierda / derecha) y por dos ventrículos (izquierdo y derecho), estas se encuentran separadas por un tabique medial. Es importante mencionar que las cavidades izquierdas y derechas no se llegan a comunicar, en la figura 8 se observa el corazón y su estructura. (del Giudice, 2009).

Figura 8

El corazón y el pericardio vistos de frente (Bazira, 2023).



4.6.1 Propiedades eléctricas del corazón

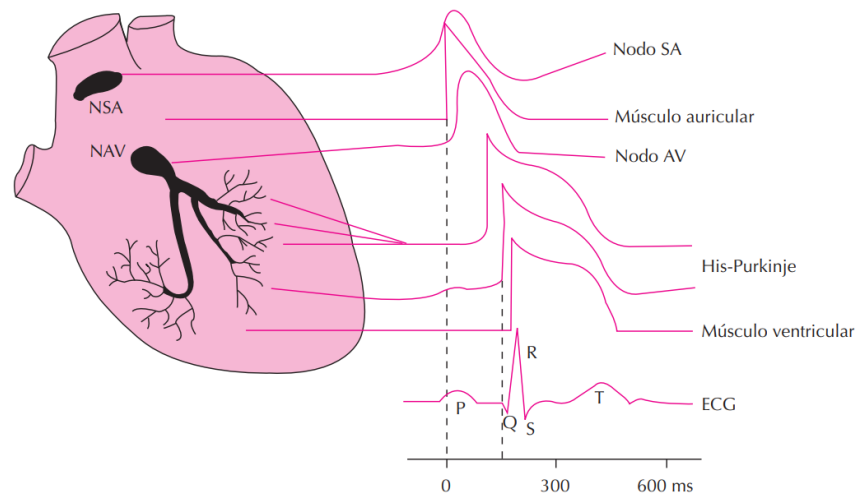
Excitabilidad

El sistema de conducción eléctrica coordina la contracción de los ventrículos para producir el bombeo de sangre en el corazón. Las células cardíacas son capaces de responder a estímulos externos en lo cual genera las respuestas eléctricas. El potencial de acción cardíaco

lo conducen cardiomiocitos autoexcitables que no requieren estimulación externa para producir una respuesta contráctil, la generación de impulso se da en el nodo sinoauricular (SA), generando 60-90 potenciales de acción por minuto, como se aprecia en la figura 9 (Achinte Serna et al., 2023).

Figura 9

Potencial de acción cardiaco (Delpón & Tamargo, 2005).



Nota: El potencial de acción registrados en diversas zonas cardíacas y su correlación con el electrocardiograma. NSA: nodo sinoauricular. NAV: nodo auriculoventricular.

Automatismo

Las células cardíacas son capaces de autoexcitarse y generar potenciales de acción propagados y respuestas contráctiles de forma espontánea, es decir el corazón genera su propio impulso (Achinte Serna et al., 2023).

4.6.2 Propiedades mecánicas del corazón

La zona del marcapasos del tejido cardíaco genera rítmicamente potenciales de acción a partir de los cuales los impulsos se propagan sincrónicamente para producir un ciclo cardíaco, por lo cual está compuesto por dos fenómenos sístoles y diástole. La sístole se produce cuando el corazón se contrae produciendo que la sangre sea arrojada de la cavidad y sus cavidades se reducen, la diástole se da cuando las aurículas y los ventrículos están relajados, produciendo un

llenado de sangre, por ende, el corazón recobra su forma original y las cavidades se dilata. Las fases sucesivas de la sístoles y diástoles forman el ciclo cardíaco (Gálvez de León, C. E, 2020).

4.7 Materiales

Los materiales son usados para diferentes proyectos creados por el ser humano, las propiedades de los materiales son: mecánicas, eléctricas, térmicas, magnéticas, ópticas y químicas, estas características son independientes de la forma y tamaño (Rozo Isaza, 2004).

Los materiales escogidos para la simulación no siempre cumplen con la composición anatómica del tejido, estos deben de cumplir con el objetivo desea es decir que simulen los tejidos del cuerpo (White et al. 1989 como se citó en McGarry et al., 2020b).

Módulo de Young o elasticidad:

El módulo de Young estudia el comportamiento elásticos y rigidez del material, la rigidez y elasticidad depende del valor del módulo, mientras más alto sea este valor más rígido será el material y viceversa. Este módulo de Young se da por la ley de Hook $\sigma = E\varepsilon$, y representado por la pendiente de la región lineal del esfuerzo- deformación (Rozo Isaza, 2004).

Propiedades de los polímeros:

El plástico puede perder al menos parte de su transparencia debido a la exposición a los elementos o cambios bruscos de temperatura. Los polímeros son malos conductores de la electricidad, el PC, PMMA y PVC son polímeros amorfos, lo que significa que las cadenas no tienen orden, son transparentes y tienen una transmisión de luz superior al 90% (Beltrán, 2011). En la tabla 1 presentada a continuación se observa los materiales que han sido usados para phantoms de corazón.

Tabla 1

Valores de densidad y masa molar de compuestos usados en phantoms dosimétricos.

MATERIAL	Densidad		Masa molar	
Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)	882 -3500	kg/m ³	2.113	kg/mol

Ácido poliláctico (PLA)	1250	kg/m ³	0.756	kg/mol
Plastisol de cloruro de polivinilo (PVCP)	-	-	-	-
Alcohol polivinílico (PVA)	1260	kg/m ³	0.02115	kg/mol
Polimetacrilato de metilo (PMMA)	1170-1200	kg/m ³	96	kg/mol
Tereftalato de polietileno	1380	kg/m ³	200	kg/mol
Polipropileno	895 - 920	kg/m ³	200	kg/mol
Polytetrafluoroethylene (PTFE)	2200	kg/m ³	0.1	kg/mol
Hidroxiapatita cálcica (CaHA)	3050	kg/m ³	1,004 62	kg/mol
Silicona y alcohol polivinílico (PVA-C)	1190	kg/m ³	-	kg/mol
Poliestireno (PS)	1040 - 1050	kg/m ³	100 - 400	kg/mol
Polipropileno (PP)	895 - 909	kg/m ³	75 - 200	kg/mol
Tereftalato de polietileno (PETG)	1380	kg/m ³	10–50	kg/mol
Cloruro de polivinilo (PVC)	480 - 2500	kg/m ³	-	kg/mol
Acrilato de acrilonitrilo estireno (ASA)	1070	kg/m ³	0.2853807	kg/mol
Polyurethane	1020 - 1250	kg/m ³	0.5 - 2	kg/mol
Silicona	1300 - 1800	kg/m ³	0.0860264	kg/mol
A150 Tissue-Equivalent Plastic	1130	kg/m ³	-	-
Adipose tissue	970	kg/m ³	-	-

5. Marco Teórico

5.1 Marco metodológico

La metodología que se empleó en este proyecto técnico para la selección de materiales es el método Ashby, tiene un enfoque cuantitativo esta principalmente enfocada en base de datos que dispone de una gama de materiales y documentos bibliográficos que nos ayudaran a seleccionar materiales aptos para este proyecto.

5.1.1 Proceso de selección de materiales

En la figura 10 Se muestra el diagrama de bloques del proceso de selección de materiales para el diseño de un phantoms de corazón que presenta las diversas etapas de selección.

Figura 10

Diagrama de bloques para la selección de materiales para la construcción de un phantoms de corazón.



5.1.2 Base de datos NIST

La base de datos National Institute of Standards and Technology (NIST), es un sitio que proporciona todo tipo de datos que han sido examinados para proteger toda la tecnología creada por humanos. Desde redes inteligentes y registros médicos electrónicos hasta relojes atómicos, nanomateriales avanzados y chips de computadora, innumerables productos y servicios dependen de alguna manera de las tecnologías, mediciones y estándares proporcionados por el instituto (NIST, 2023).

Al buscar datos en X-Ray Mass Attenuation Coefficients, es una base de datos que brinda valores de 48 compuestos para la implementación en radiología, dando datos del coeficiente masico de atenuación (μ/ρ), y coeficiente masico de atenuación energético (μ_{en}/ρ), para energías fotónicas de 1 keV a 20 MeV (Hubbell & Seltzer, 2022).

5.1.3 MatWeb

MatWeb cuenta con más 175,000 registros en la base de datos, esta página llega a proporcionar las propiedades de los materiales, por ejemplo: polímeros, termoplásticos y

termoestables como ABS, nylon, policarbonato, poliéster, polietileno y polipropileno, etc (MatWeb, 2024).

5.1.4 ANSYS Granta

Es un módulo de materiales que proporciona una variedad de datos que brindan información detallada sobre las propiedades del material, desde resultados de pruebas y análisis hasta la experiencia de la aplicación, brindando información confiable para sus diseños. Estos datos son usados por investigadores con la finalidad de lograr los objetivos en sus proyectos. (ANSYS, 2023).

5.1.5 Método Ashby

Ashby se basa en la selección de materiales estableciendo vínculos entre el material y la función. Mencionando que los materiales tienen atributos por ello hay que identificarlo y comparar con los requisitos del diseño.

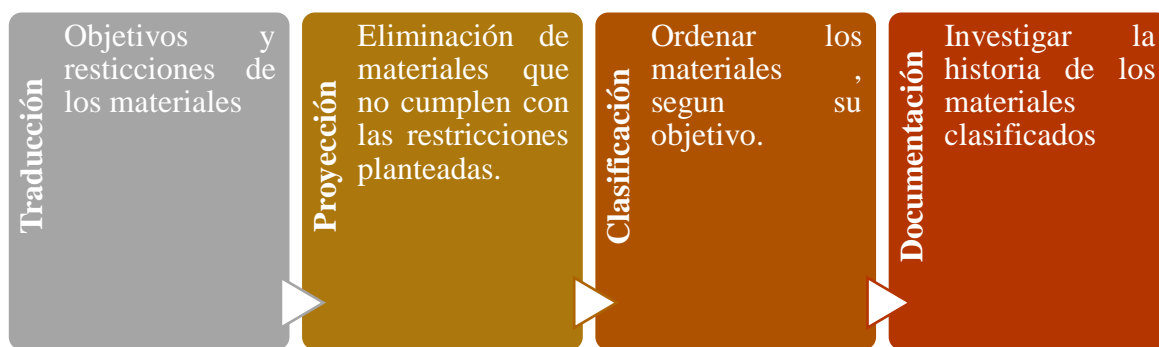
Estrategia de selección de materiales:

1. Atributos de los materiales

La gran variedad de materiales está compuesta por familias, que a su vez contiene su clase, subclases y miembros, cada miembro se encuentra caracterizado por sus propiedades (Mecánicas, eléctricas, térmicas, ópticas y químicas)

2. Estrategia de selección de materiales

Se enfoca en lo que se desea construir, asignado los requisitos del diseño y datos de los materiales, llegando a seguir estos 4 pasos fundamentales:

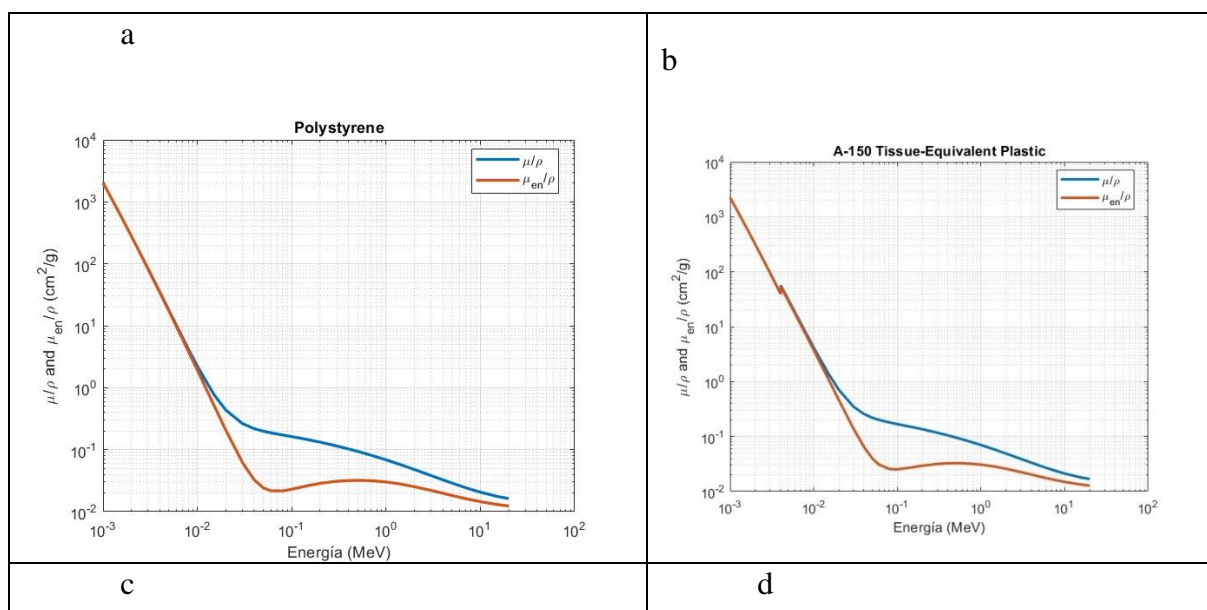


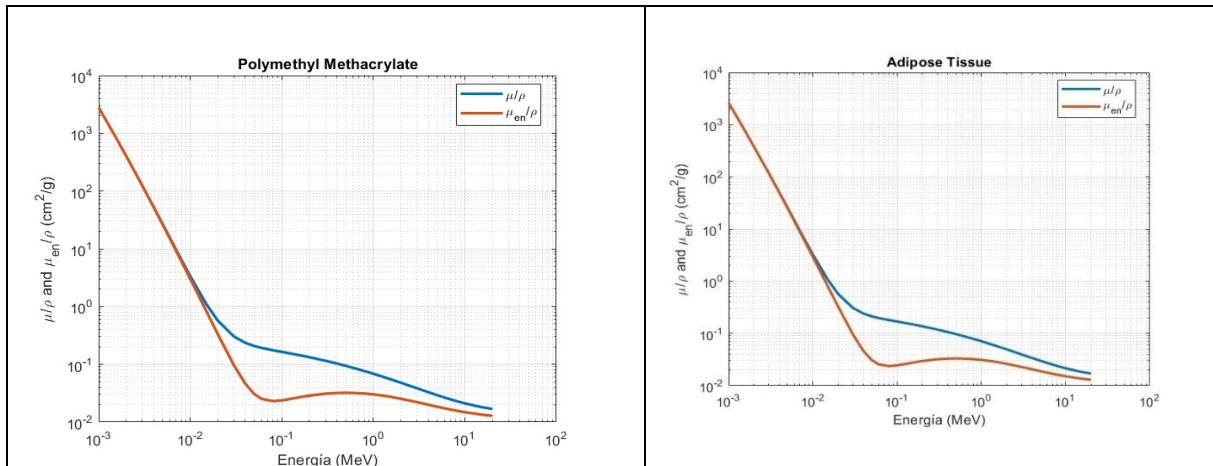
6. Resultados

En las figuras 10 al 12 se muestran el comportamiento del coeficiente de atenuación respecto a la energía de los fotones. En la figura 11 se observa los coeficientes de atenuación para un rango de energías entre 1 keV y 20 MeV para los materiales polistereno (PS), tejido equivalente de plástico A-150, Polimetilmetacrilato (PMMA) y tejido adiposo.

Figura 11

Comportamiento del coeficiente de atenuación con respecto a la energía del fotón. a) Polistereno (PS), b) tejido equivalente de plástico A-150, c) Polimetilmetacrilato (PMMA) y d) tejido adiposo.





- Polistereno (PS):

Es un material resistente, es aislante térmico, densidad 1050 kg/m^3 .

- Tejido equivalente de plástico A-150:

Este material tiene similitud con el agua por ende muy similar al tejido.

- Polimetilmetacrilato (PMMA):

Es un material fuerte y ligero, su densidad es de $1,20 \text{ kg/m}^3$, resistencia de tracción 30 -50 MPa y resistencia de compresión 85-110 MPa.

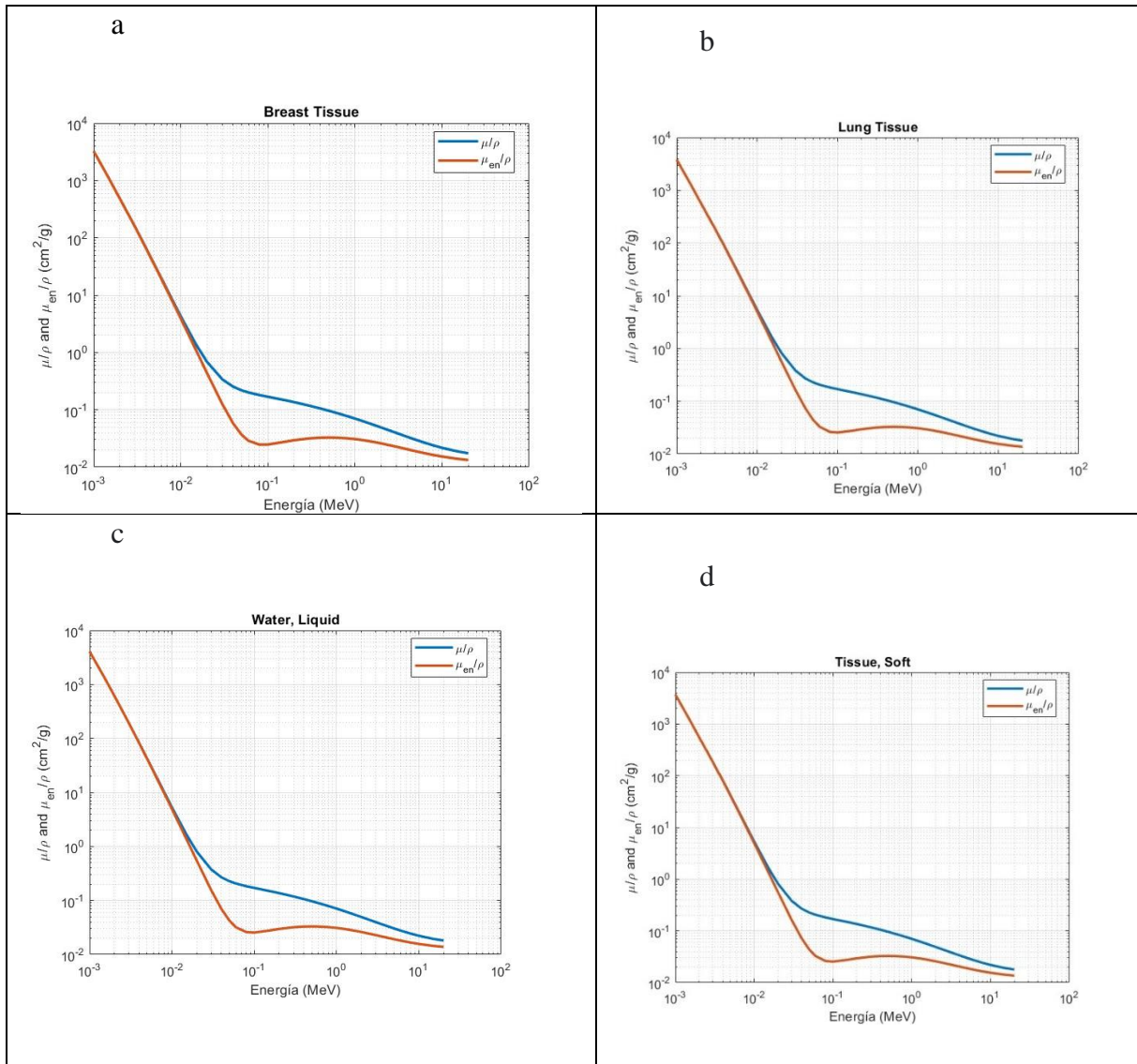
- Tejido adiposo:

Llega almacenar energía en forma de lípidos, su densidad es de 970 kg/m^3 .

En la figura 12, se observa el comportamiento del coeficiente de atenuación de los materiales tejido mamario, tejido pulmonar, agua líquida y tejido blando, estos materiales son considerados de baja densidad y con un número de UH negativos.

Figura 12

Comportamiento del coeficiente de atenuación con respecto a la energía del fotón. a) tejido mamario, b) tejido pulmonar, c) agua líquida y d) tejido blando.



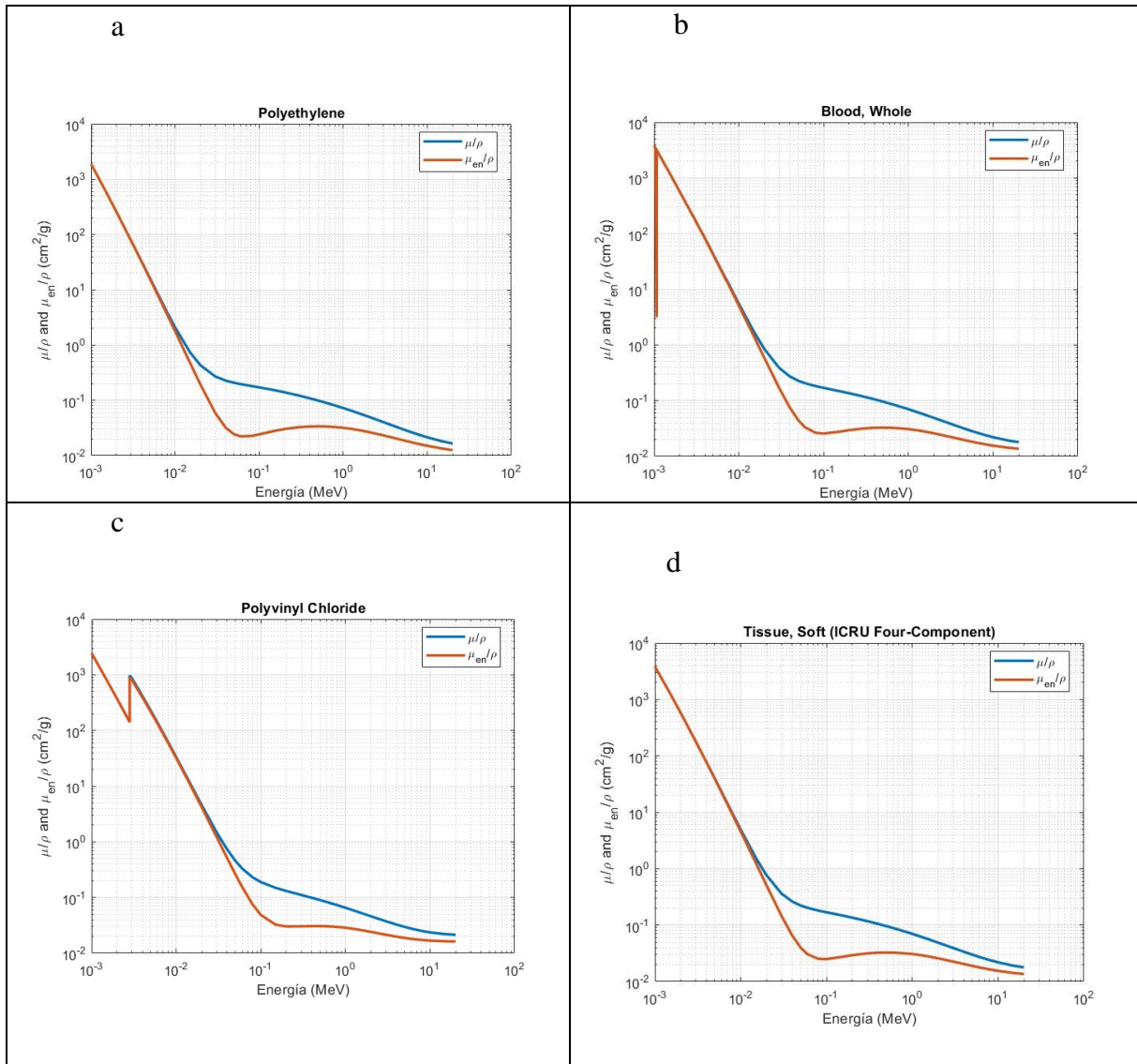
- Tejido mamario:
Es un tejido fibroso y glandular, tiene una densidad 1020 kg/m^3 .
- Tejido pulmonar:
Es un tejido esponjoso, su densidad es de aproximadamente de -800 UH .
- Agua líquida:
Su densidad es de 1000 kg/m^3 .
- Tejido blando:

Son muy deformables, tienen una resistencia a la amortiguación de los tejidos, tienen una sustancia como el colágeno y la elastina.

En la figura 13 se observa el comportamiento del coeficiente de atenuación de los materiales polietileno, sangre, cloruro de polivinilo y tejido blando cuatro componentes.

Figura 13

Comportamiento del coeficiente de atenuación con respecto a la energía del fotón. a) Polietileno, b) sangre, c) cloruro de polivinilo y d) tejido blando cuatro componentes.



- Polietileno (PE):

Su punto de fusión es de 120 - 130 °C y su densidad es de 935 kg/m³.

- Sangre:

Los componentes de la sangre son los glóbulos rojos / blanco y plaquetas.

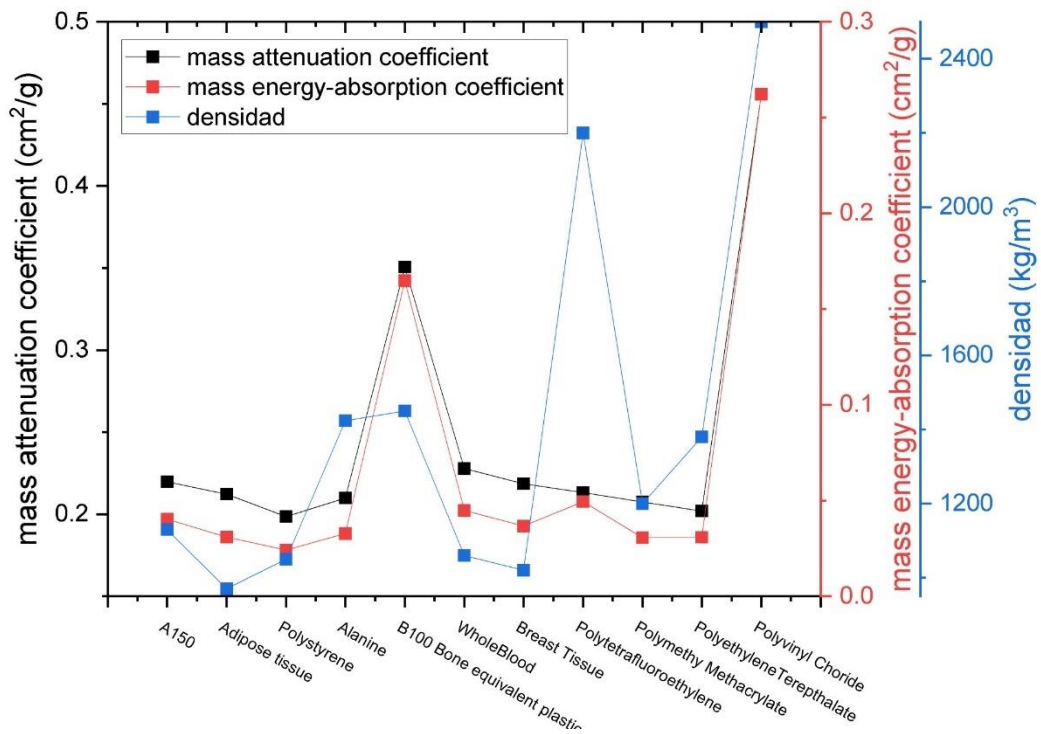
- Cloruro de polivinilo:

Su densidad es de 1,420 kg/m³, es resistente, no es toxico, no absorbe productos líquidos ni químicos.

En la figura 14 se observa que la mayoría de materiales se encuentran a una densidad de 1200 kg/m³ y además con coeficiente de atenuación masico comprendido entre 0.15 – 0.35 cm²/g, y con un coeficiente de absorción masico de energía con valores entre 0.02 – 0.25 cm²/g. Estos valores han sido calculados para una energía de 100 keV utilizados en equipos de radiodiagnóstico.

Figura 14

Grafica de materiales mostrando el coeficiente de atenuación masico, coeficiente de absorción masico de energía y densidad vs los materiales.

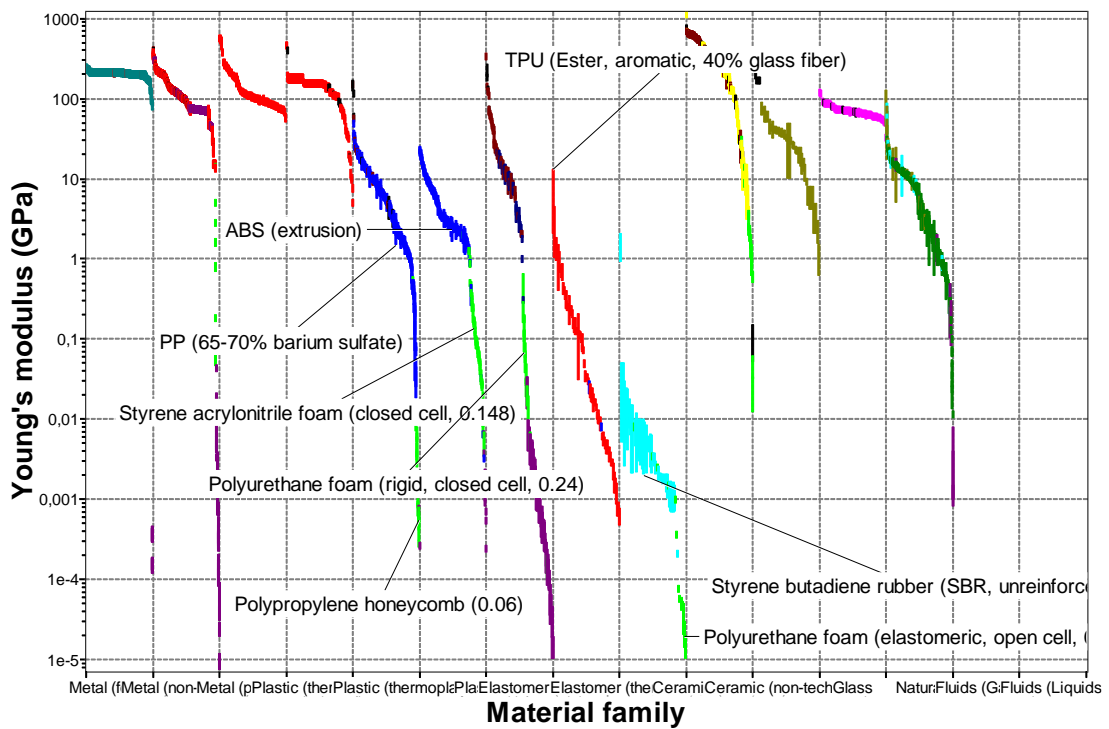


Con el fin de realizar un análisis y selección de materiales para la construcción de un *phantom* cardiaco se estará usando distintas estrategias y principalmente el método de selección de materiales Ashby, en el cual busca en la optimización de un proceso de diseño basándose en una selección apropiada del material para la aplicación establecida. Los materiales tienen propiedades y características que los distinguen y una forma de mostrarlas se presentan en la figura 15, en la cual describe el módulo de Young de las distintas familias de los materiales.

Los materiales están repartidos por clases, donde cada clase muestra un rango característico, metales y cerámicos con un alto módulo, polímeros tienen un bajo módulo y en un amplio rango los materiales híbridos que van desde un bajo módulo hasta un alto módulo. De estas familias mostradas de materiales, los polímeros son mayoritariamente empleados en los diseños y construcción de *phantoms*.

Figura 15

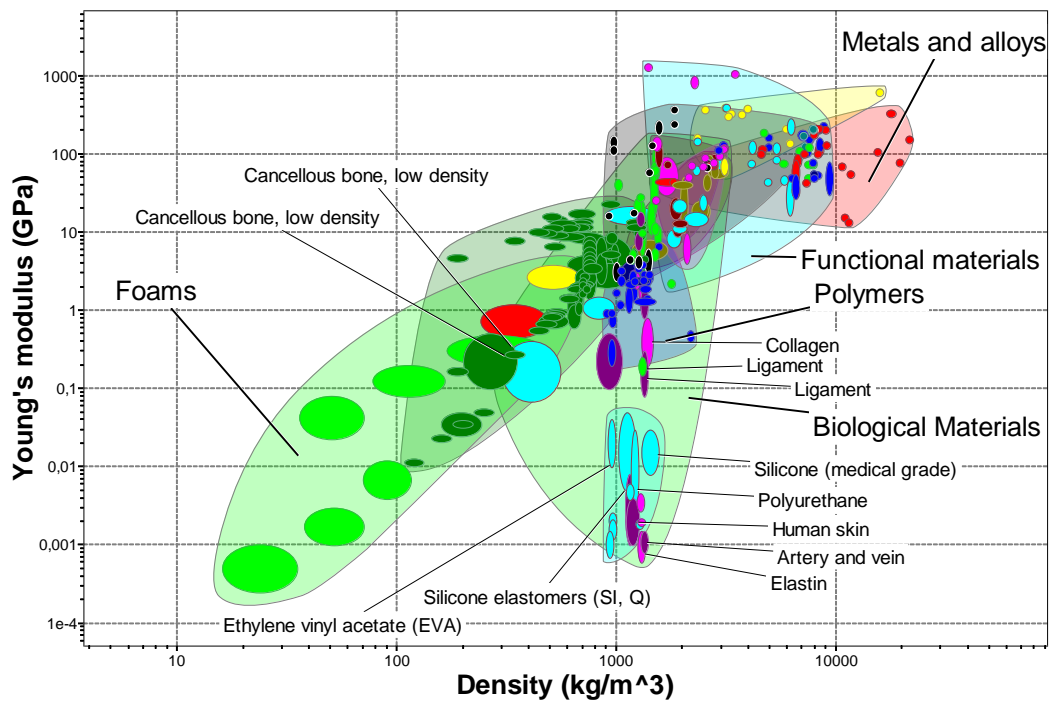
Carta de materiales mostrando el módulo de Young vs familia de materiales.



Una propiedad mecánica importante en los materiales es el módulo de Young, la cual determina el comportamiento elástico del material. En la figura 16, se observa el mapa de materiales donde se compara el módulo Young vs la densidad, los materiales que están cercanos a la densidad del agua (1000 kg/m^3) son materiales biológicos como: colágeno, ligamentos, silicona, poliuretano, entre otros.

Figura 16

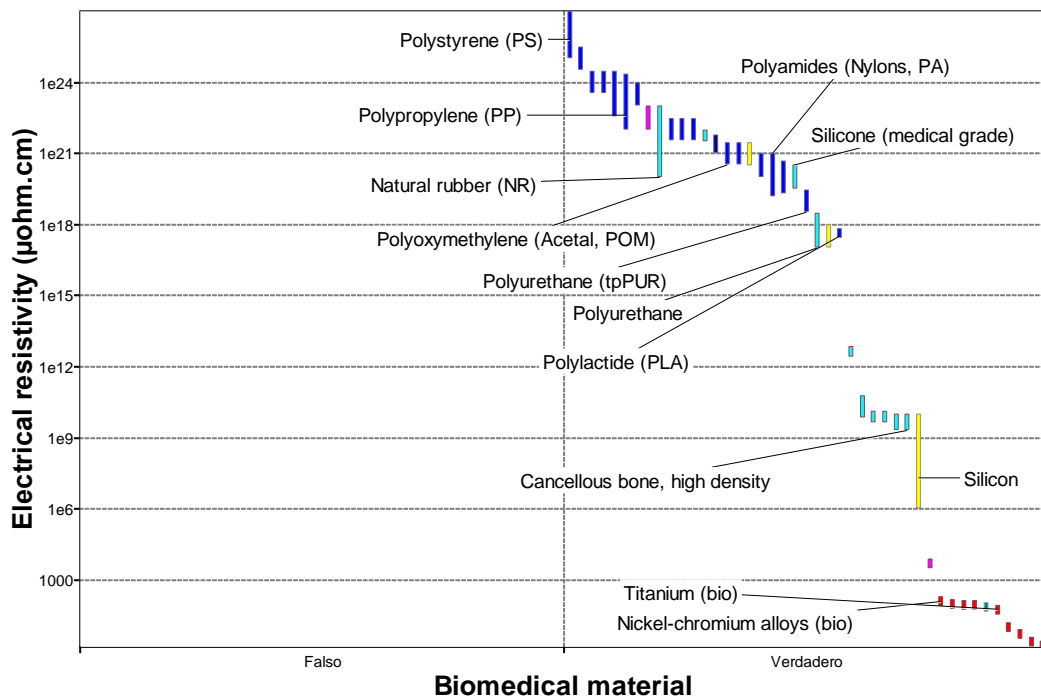
Mapa de materiales donde ilustra una comparación del módulo de Young vs la densidad.



En la figura 17 se observa el mapa de materiales de la resistividad eléctrica del material vs materiales biomédicos, donde se llega a observar que los materiales con más resistividad eléctrica son: poliestireno (PP), polipropileno (PS), poliamidas (Nylons, PA), silicona (grado medico), entre otros. Una característica de estos materiales es su comportamiento aislante.

Figura 17

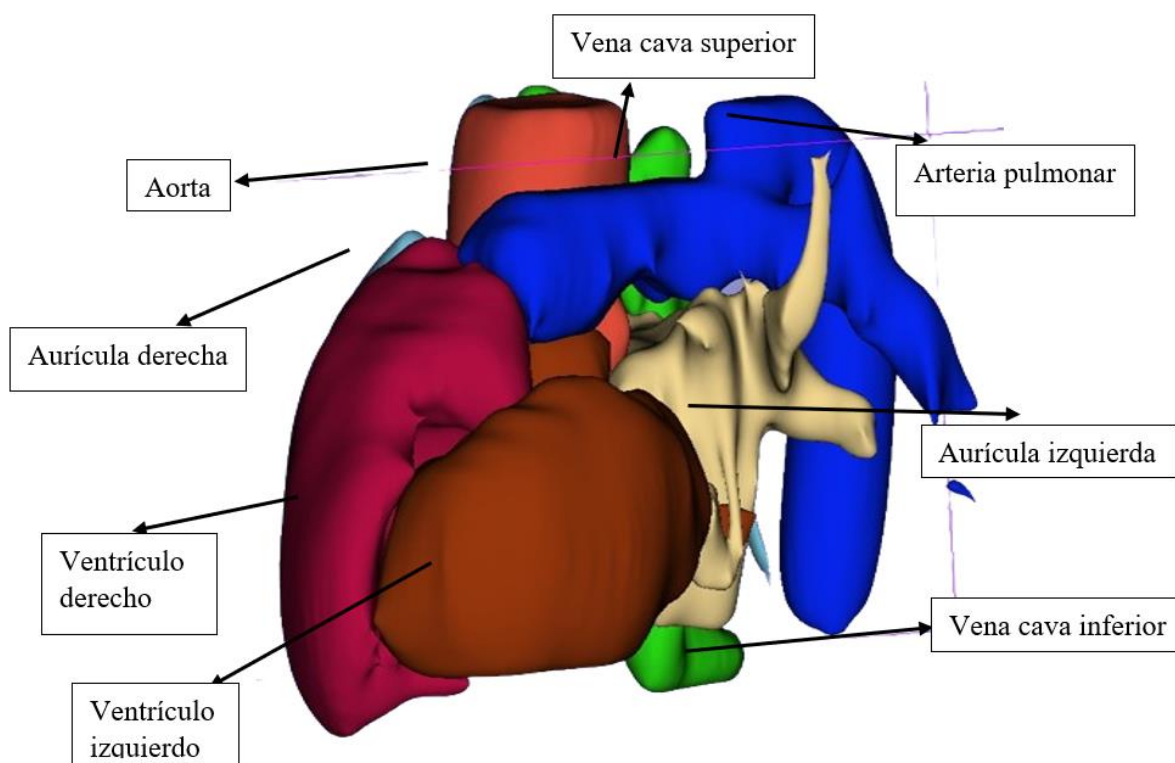
Mapa de materiales donde ilustra una comparación de resistividad eléctrica y material biomédico.



En las figuras 18 y 19 se logra proponer un modelo de un *phantom* de corazón en tejido equivalente usando un software especializado. En la figura 18 se observa el sistema cardiovascular, donde se visualiza las aurículas (izquierda - derecha), ventrículos (izquierdo – derecho), vena cava superior, aorta, arteria pulmonar y aurícula derecha. Mediante el uso de 3D Slicer se implementó diferentes segmentaciones para visualizar la estructura del corazón.

Figura 18

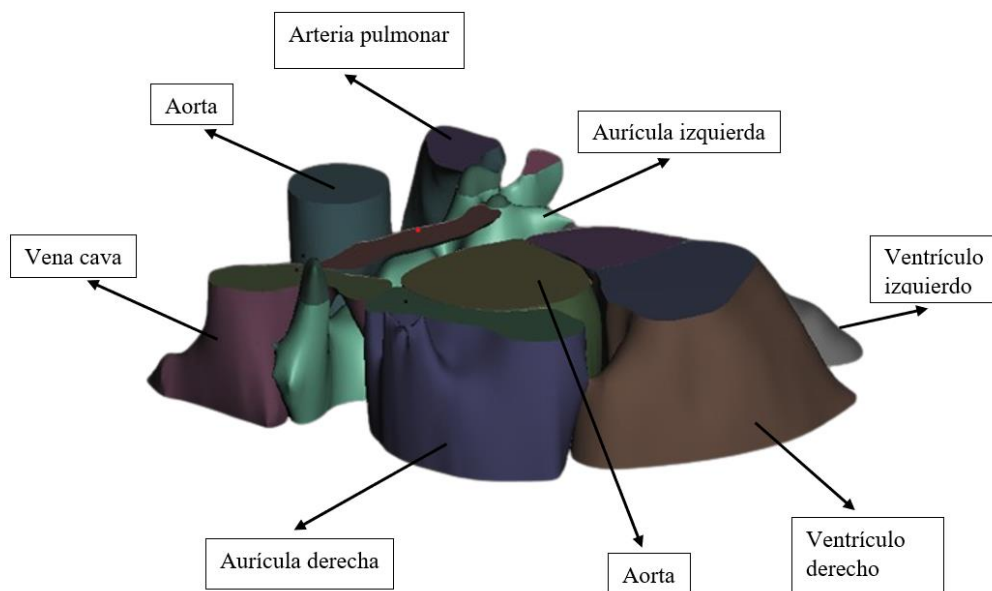
Estructura del corazón obtenido de una imagen DICOM.



El software Meshmixer es una plataforma que permite realizar cortes de diversas estructuras, es así, como en la figura 19 se observa un corte transversal del corazón con el objetivo de visualizar las diferentes capas o sus estructuras internas, facilitando la visualización de las estructuras internas.

Figura 19

Sección transversal del corazón y sus partes que lo conforman.



Mediante una larga selección de materiales, se puede llegar a concluir que los materiales mostrados en la tabla 2 son los adecuados para la fabricación de los phantoms antropográficos del corazón destinado para tomografía computarizada por sus propiedades de atenuación similar al tejido humano.

Tabla 2

Propuesta de materiales para la fabricación de un phantom de corazón.

Propuesta de materiales para diseño de un phantom de corazón.	
<p>Polimetilmetacrilato (PMMA): Este material contiene propiedades similares al músculo cardíaco, su densidad es de 1200kg/m^3, su coeficiente de atenuación masico es de 0.2074g/cm^2 y su coeficiente de absorción energético es de 0.03067g/cm^2.</p>	<p>A150 Plástico equivalente al tejido: Este material llega a replica las propiedades como tejido adiposo, su densidad es de 1130kg/m^3, su coeficiente de atenuación masico es de 0.2198g/cm^2 y su coeficiente de absorción energético es de 0.04018g/cm^2.</p>
<p>Sangre Entera: Es un material contiene propiedades de atenuación similares a la sangre, su densidad</p>	<p>Cloruro de polivinilo (PVC): Es un material impermeable, llegando a ser utilizados para contener fluidos internos, su</p>

es de 1060 kg/m³, su coeficiente de densidad es de 2500 kg/m³, su coeficiente de atenuación masico es de 0.2278 g/cm² y su coeficiente de absorción energético es de 0.04477g/cm².

Silicona (Grado médico):

Densidad 1300 – 1550 $\frac{kg}{m^3}$.

Módulo de Young 0.008 – 0.03 GPa.

Resistividades eléctricas 3.2×10^{19} – $3.2 \times 10^{20} \mu ohm. cm.$

Material biocompatible y de grado médico.

Simula el tejido muscular cardiaco de los ventrículos (izquierdo y derecho).

Poliuretano:

Densidad 1190 – 1210 $\frac{kg}{m^3}$.

Módulo de Young 0.0025 – 0.03 GPa.

Resistividades eléctricas 1×10^{17} – $3.16 \times 10^{18} \mu ohm. cm.$

Para simular el tejido arterial.

Polietileno (PE):

Densidad 939 – 960 $\frac{kg}{m^3}$.

Módulo de Young 0.621 – 0.896 GPa.

Resistividades eléctricas 3.3×10^{22} – $3 \times 10^{24} \mu ohm. cm.$

Tereftalato de polietileno (PET):

Densidad 1290 – 1390 $\frac{kg}{m^3}$.

Módulo de Young 2.8 – 3 GPa.

Resistividades eléctricas 3.3×10^{20} – $3 \times 10^{21} \mu ohm. cm.$

Para simular el tejido arterial.

7. Conclusiones

La revisión bibliográfica realizada permite establecer la relevancia de los modelos antropomórficos de tejidos equivalentes ya que son útiles en diversas aplicaciones. Uno de ellos es la creación de modelos cardíacos en el campo de la radiología, especialmente para su uso en TC.

Se realizaron, diversas graficas como el comportamiento del coeficiente de atenuación con respecto a la energía del fotón, con el fin de obtener materiales que cumplan con ciertas propiedades específicas.

Mediante el uso de base de datos como MatWeb y NIST X-ray Mass Attenuation Coefficients, ha permitido seleccionar materiales que comprendan las propiedades de absorción / dispersión de la radiación en Tomografía.

Se ha logrado seleccionar materiales equivalentes a tejido de corazón que permitan evaluar sus propiedades (mecánicas, físicas, eléctricas) mediante el método Ashby. Este método se basa en mapas de materiales, donde se han creado graficas con propiedades como: módulo de Young, densidad, coeficientes de atenuación, resistividad eléctrica.

El método Ashby es un método de selección de materiales, que ha sido una guía exitosa para lograr los objetivos planteados, es así, como llegamos a concluir que los materiales evaluados como: Polimetilmetacrilato (PMMA), A150, plástico equivalente al tejido, sangre entera, cloruro de polivinilo (PVC), silicona (Grado médico), poliuretano, polietileno (PE), tereftalato de polietileno (PET), resultan idóneos para la construcción de un *phantom* de corazón, sin embargo es necesario colocar aditivos para evitar la degradación de los materiales.

Finalmente se propuso un modelo de *phantom* de corazón en tejido equivalente. Para este propósito se utilizó el programa Slicer 3D para generar un modelo anatómico del corazón.

8. Recomendaciones

Los materiales seleccionados deben inspeccionarse y probarse mediante TC para observar cómo interactúan con la radiación ionizante y en consulta con los profesionales de la salud quienes harán uso de estos *phantoms* antropomórficos.

Es fundamental tener en claro cuál es el propósito de los materiales a seleccionar, y seguir los pasos del método Ashby, Asimismo, se deben realizar una revisión de los datos bibliográficos y propiedades de los materiales.

Para el uso del 3D slicer se recomienda adquirir una imagen DICOM de la estructura que se dese moldear, así mismo tener conocimientos básicos sobre el uso de este Software, para aplicar diferentes contrastes y obtener el órgano deseado.

Los aspectos que se podrían realizar a futuro para dar continuidad al proyecto de titulación es la fabricación del *phantoms* con los materiales proporcionados.

9. Referencias

- Achinte Serna, Y. E., Goyes Peñafiel, D. M., & Guerrero Ceron, A. F. (2023). *Diagnóstico sobre las condiciones de seguridad asociadas a la exposición a radiación ionizante en trabajadores del área de radiología de algunos centros de radiodiagnóstico de la ciudad de Popayán.*
- ANSYS. (JULY de 2023). *Ansys Granta EduPack.* Obtenido de <https://www.ansys.com/products/materials/granta-edupack>
- Bazira, P. J. (2023). Clinically applied anatomy of the heart. *Surgery (Oxford)*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.mpsur.2023.11.011>
- Beltrán, M. (2011). Tema 1. Estructura y propiedades de los polímeros. *Tecnología de Los Polímeros.*
- Bichsel, H., & Schindler, H. (2020). The Interaction of Radiation with Matter. In C. W. Fabjan & H. Schopper (Eds.), *Particle Physics Reference Library: Volume 2: Detectors for Particles and Radiation* (pp. 5–44). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-35318-6_2
- Cafarelli, A., Verbeni, A., Poliziani, A., Dario, P., Menciassi, A., & Ricotti, L. (2017). Tuning acoustic and mechanical properties of materials for ultrasound phantoms and smart substrates for cell cultures. *Acta Biomaterialia*, 49, 368–378. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.actbio.2016.11.049>
- Calzado, A., & Geleijns, J. (2010). Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. *Revista de Física Médica*, 11(3).
- Carral, M. Ángel. S. (2015). *Desarrollo y caracterización de simuladores de tejidos biológicos para la calibración de equipos OCT.* <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:124657341>
- Carrasco Cazco, M. Z. (2020). *Simulación de un fantoma de mama para dosimetría, utilizando Montecarlo.*
- Collier, R., Leech, M., Marignol, L., Gaffney, J., Leijenaar, R., & Malone, C. (2024). Creating a 3D-printed pelvic phantom to explore the impact of Magnetic Resonance (MR) scanner

- noise in radiomics analysis, a technical note. *Annals of 3D Printed Medicine*, 13, 100143.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.stlm.2024.100143>
- del Giudice, L. (2009). *Anatomía cardiaca y funcionamiento del corazón* (p. 12). El Cid Editor | apuntes. <https://elibro.net/es/lc/bibliotecaups/titulos/28798>
- Delpón, E., & Tamargo, J. (2005). Propiedades eléctricas del corazón. *HUMANA*, 449.
- Fernandez Niello, J. (2007). *El universo de las radiaciones*. Eudeba.
<https://elibro.net/es/lc/bibliotecaups/titulos/101405>
- Fox, S. I. (2017). Composición química del cuerpo. In *Fisiología humana, 14e*. McGraw-Hill Education. accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?aid=1157756104
- Funes, G. P., & Rodrigo. (2018). *Diseño y modelado de fantomas para medicina nuclear*.
<https://api.semanticscholar.org/CorpusID:164289112>
- Gálvez de León, C. E. (2020). *Análisis dinámico del corazón desde la perspectiva de un oscilador de relajación: un estudio teórico-experimental* (Master's thesis, Tesis (MC)-- Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN Unidad Monterrey).
- Hubbell, J. H., & Seltzer, S. M. (17 de February de 2022). *X-Ray Mass Attenuation Coefficients*.
 Obtenido de <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>
- Imoto, A., Tateishi, E., Murakawa, K., Ohta, Y., & Fukuda, T. (2023a). Lung-to-heart ratio analysis using virtual planar images obtained from myocardial perfusion SPECT data: A phantom and clinical studies. *Journal of Nuclear Cardiology*, 30(5), 1959–1967.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s12350-023-03233-3>
- Imoto, A., Tateishi, E., Murakawa, K., Ohta, Y., & Fukuda, T. (2023b). Lung-to-heart ratio analysis using virtual planar images obtained from myocardial perfusion SPECT data: A phantom and clinical studies. *Journal of Nuclear Cardiology*, 30(5), 1959–1967.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s12350-023-03233-3>
- Martin-Romo Mejias, J. (2014). *La tomografía computarizada como instrumento para el diagnóstico y tratamiento*. Editorial ICB.
<https://elibro.net/es/lc/bibliotecaups/titulos/113194>

- McGarry, C. K., Grattan, L. J., Ivory, A. M., Leek, F., Liney, G. P., Liu, Y., Miloro, P., Rai, R., Robinson, A. P., Shih, A. J., Zeqiri, B., & Clark, C. H. (2020a). Tissue mimicking materials for imaging and therapy phantoms: a review. *Physics in Medicine & Biology*, 65(23), 23TR01. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abbd17>
- McGarry, C. K., Grattan, L. J., Ivory, A. M., Leek, F., Liney, G. P., Liu, Y., Miloro, P., Rai, R., Robinson, A. P., Shih, A. J., Zeqiri, B., & Clark, C. H. (2020b). Tissue mimicking materials for imaging and therapy phantoms: a review. *Physics in Medicine & Biology*, 65(23), 23TR01. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abbd17>
- Montón-Gómez, C., Puig-Chilet, A., Infante-Fuenzalida, T., Fontenla-Martínez, C., Torres-Espallardó, I., & Martí-Bonmatí, L. (2023). Tomografía Computarizada Espectral y unidades Hounsfield: bases para una correcta interpretación. *Anales de La Real Academia Nacional de Medicina*, 140(02), 101.
- MatWeb. (2024). *MatWeb, Your Source for Materials Information*. Obtenido de <https://www.matweb.com/>
- Measurements, I. C. (2024). *ICRU Report 48, Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection*. Obtenido de <https://www.icru.org/report/phantoms-and-computational-models-in-therapy-diagnosis-and-protection-report-48/>
- MedImaging. (13 de Diciembre de 2022). *Sistema de protección radiológica reduce exposición de todo el .* Obtenido de <https://www.medimaging.es/radiografia/articles/294795668/sistema-de-proteccion-radiologica-reduce-exposicion-de-todo-el-equipo-de-intervencion-en-laboratorios-de-rayos-x-de-hospitales.html>
- Nichols, R. (27 de noviembre de 2023). *REDUCCIÓN DE EXPOSICIÓN Y DOSIS EN LA RADIOLOGÍA MÉDICA*. Obtenido de <https://www.carestream.com/blog/2023/11/07/reduccion-de-exposicion-y-dosis-en-la-radiologia-medica/>
- NIST. (24 de Marzo de 2023). *What Are Imaging Phantoms?* Obtenido de <https://www.nist.gov/physics/what-are-imaging-phantoms>

- Organization, W. H. (27 de July de 2023). *Ionizing radiation and health effects*. Obtenido de <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-and-health-effects>
- Papadakis, A. E., Perisinakis, K., & Damilakis, J. (2020). The effect of heart rate, vessel angulation and acquisition protocol on the estimation accuracy of calcified artery stenosis in dual energy cardiac CT: A phantom study. *Physica Medica*, 70, 208–215. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.02.004>
- Philip, R., Post, A., & Razavi, M. (2023). PO-04-072 THERMOCHROMIC HEART PHANTOM TO MODEL RADIOFREQUENCY ABLATION. *Heart Rhythm*, 20(5, Supplement), S519–S520. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2023.03.1117>
- Pichio, R., Delrieux, C. A., & Rodríguez, E. E. (2020). *Parámetros de calidad de imagen de tomosíntesis mamaria: Estudios con fantomas antropomórficos deformables*.
- Reyes, Y., Santamarina, M. G., Villagrán, D., Torres, F., Vial, I., Villarroel, C., Salas, R., Chabert, S., Reyes, Y., Santamarina, M. G., Villagrán, D., Torres, F., Vial, I., Villarroel, C., Salas, R., & Chabert, S. (2022). Dosis de radiación en tomografía computarizada: observación en tres hospitales de la Región de Valparaíso, Chile. *Revista Chilena de Radiología*, 28(3), 83–91. <https://doi.org/10.24875/RCHRAD.21000027>
- Rincón Arévalo, G. M. (2022). *Herramienta para predecir el riesgo por exposición a radiaciones ionizantes en trabajadores del sector de la salud utilizando técnicas de Machine Learning*.
- Rozo Isaza, M. (2004). *Determinación de las propiedades mecánicas del tejido de la raíz aórtica mediante el uso de métodos no invasivos*.
- RadiologyInfo. (15 de Abril de 2022). *¿Depende de la edad el riesgo de exposición a la radiación?* Obtenido de https://www.radiologyinfo.org/es/info/safety-hiw_03
- RadiologyInfo.org. (10 de noviembre de 2022). *Effective radiation dose in adults*. Obtenido de <https://www.radiologyinfo.org/en/info/safety-xray>
- Saglam, Z., Sahin, G., & Boyacioglu, B. (2016). Compton effect in terms of spintronic. *Results in Physics*, 6, 726–727. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.rinp.2016.10.007>

- Sellerico Mamani, P. P. (2017). *Construcción y caracterización de un maniquí de pulmón y tejido blando, para calibración de haces de rayos-X de 6 MEV para radioterapia.*
- Singh, I., Singh, B., Sandhu, B. S., & Sabharwal, A. D. (2021). Investigations of various gamma radiation interaction parameters of human tissues and their tissue substitute materials for dosimetric applications. *Radiation Physics and Chemistry*, 189, 109742. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2021.109742>
- Tino, R., Yeo, A., Leary, M., Brandt, M., & Kron, T. (2019). A systematic review on 3D-Printed imaging and dosimetry phantoms in radiation therapy. *Technology in Cancer Research and Treatment*, 18, 1–14. <https://doi.org/10.1177/1533033819870208>
- Tornés, A. A. P., Boada, L. B. G. L., & Pla, A. E. F. (2017). *Avances de la Simulación Clínica en Ecuador.* <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:165613839>
- Unidos, A. d. (10 de MAYO de 2023). *Efectos de la radiación sobre la salud.* Obtenido de <https://espanol.epa.gov/espanol/efectos-de-la-radiacion-sobre-la-salud#:~:text=Seg%C3%BAAn%20los%20expertos%20en%20seguridad,el%20riesgo%20general%20>
- Valentin, J. (2002). Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values: ICRP Publication 89. *Annals of the ICRP*, 32(3), 1–277. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0146-6453\(03\)00002-2](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0146-6453(03)00002-2)
- Valladares, A., Beyer, T., & Rausch, I. (2020). Physical imaging phantoms for simulation of tumor heterogeneity in PET, CT, and MRI: An overview of existing designs. *Medical Physics*, 47. <https://doi.org/10.1002/mp.14045>
- Watanabe, Y., & Constantinou, C. (2006). *Phantom Materials in Radiology.* <https://doi.org/10.1002/0471732877.emd201>
- Yadav, N., Singh, M., & Mishra, S. P. (2021). Tissue-equivalent materials used to develop phantoms in radiation dosimetry: A review. *Materials Today: Proceedings*, 47, 7170–7173. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.06.359>
- Yılmaz, D., & Akkuş, T. (2024). An experimental work on radiation scattering features of some thermoluminescent dosimetry materials. *Radiation Physics and Chemistry*, 216, 111456. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2023.111456>

- ZANKL, M. (2010). Adult Male and Female Reference Computational Phantoms (ICRP Publication 110). *保健物理*, 45(4), 357–369. <https://doi.org/10.5453/jhps.45.357>
- Zoroddu, M. A., Aaseth, J., Crisponi, G., Medici, S., Peana, M., & Nurchi, V. M. (2019). The essential metals for humans: a brief overview. *Journal of Inorganic Biochemistry*, 195, 120–129. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jinorgbio.2019.03.013>
- Zsarnoczay, E., Fink, N., Schoepf, U. J., O’Doherty, J., Allmendinger, T., Hagenauer, J., Wolf, E. V, Griffith, J. P., Maurovich-Horvat, P., Varga-Szemes, A., & Emrich, T. (2023). Ultra-high resolution photon-counting coronary CT angiography improves coronary stenosis quantification over a wide range of heart rates – A dynamic phantom study. *European Journal of Radiology*, 161, 110746. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2023.110746>