



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

Diseño y fabricación de fantoma mamario antropomorfo
para evaluación de pruebas de calidad de imágenes
mastográficas

Tesis presentada al

Posgrado en Física Aplicada

como requisito parcial para la obtención del grado de

MAESTRA EN CIENCIAS

por

Guadalupe Sandoval Moreno

Asesorada por

Dr. Eduardo Moreno Barbosa

Dr. Ricardo Agustín Serrano

Puebla Pue.
Febrero 2025



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

Diseño y fabricación de fantoma mamario antropomorfo
para evaluación de pruebas de calidad de imágenes
mastográficas

Tesis presentada al

Posgrado en Física Aplicada

como requisito parcial para la obtención del grado de

MAESTRA EN CIENCIAS

por

Guadalupe Sandoval Moreno

Asesorada por

Dr. Eduardo Moreno Barbosa

Dr. Ricardo Agustín Serrano

Puebla Pue.
Febrero 2025

Título: Diseño y fabricación de fantoma mamario antropomorfo para evaluación de pruebas de calidad de imágenes mastográficas

Estudiante: GUADALUPE SANDOVAL MORENO

COMITÉ

Dr. Benito de Celis Alonso
Presidente

Dr. Javier Miguel Hernández López
Secretario

M.C. Margarita Amaro Aranda
Vocal

Dr. Eduardo Moreno Barbosa
Asesor

Dr. Ricardo Agustín Serrano
Coasesor

Índice general

DEDICATORIA	XV
AGRADECIMIENTOS	XVII
1. Introducción	1
1.1. Justificación	1
1.2. Hipótesis	3
1.3. Objetivo general	4
1.3.1. Objetivos específicos	4
1.4. Resumen	5
1.5. Estado del arte	6
2. Marco Teórico	13
2.1. Interacción de la radiación con la materia.	13
2.1.1. Interacción de fotones con la materia.	14
2.1.2. Espectro electromagnético	14
2.1.3. Radiación no ionizante.	17
2.1.4. Radiación ionizante.	17
2.2. Aplicación de los rayos X en la práctica médica.	26
2.2.1. Diagnóstico.	26
2.2.2. Tratamiento.	27
2.3. Mamografía, funcionamiento de los equipos mamográficos.	28
2.3.1. Anatomía de la mama.	28
2.3.2. Microcalcificaciones.	34
2.3.3. Producción de Rayos X	41
2.3.4. Filtración y colimación.	45
2.3.5. Compresión mamaria.	47
2.3.6. Formación y procesamiento de imágenes.	48
2.3.7. Evaluación del funcionamiento de los equipos de mastografía.	52
2.3.8. Pruebas de calidad de imágenes mastográficas.	55
2.4. Atenuación exponencial.	56
2.4.1. Coeficiente de atenuación lineal μ	58
2.4.2. Relación entre el Coeficiente de Atenuación Lineal (μ) y la Sección Eficaz (σ).	61
2.5. Fantomas mamarios.	63
3. Metodología	65
3.1. Impresión 3D.	65
3.1.1. Materiales.	68
3.2. Diseño experimental.	69
3.2.1. Descripción de la interacción de la radiación con los materiales.	71
3.2.2. Desarrollo del fantoma plano.	73

3.3. Desarrollo del fantoma antropomorfo.	75
4. Análisis y Resultados.	87
4.0.1. Descripción de la interacción de la radiación con los materiales.	87
4.0.2. Coeficiente de atenuación lineal.	89
4.1. Análisis fantoma plano.	98
4.2. Análisis fantoma antropomorfo.	108
5. Conclusiones.	109
A. Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.	111
Bibliografía	127

Índice de figuras

2.1. Espectro electromagnético. Adaptado de "Physics for Scientists and Engineers"(7 ^a ed.), por R. A. Serway y J. W. Jewett, 2008, Thompson Brooks/Cole, p. 967.	16
2.2. Excitación , si la energía del fotón es suficiente y coincide con la diferencia entre dos niveles de energía, el electrón absorberá el fotón y será promovido a un nivel de energía más alto. Este electrón se dice que está en un <i>estado excitado</i>	18
2.3. Esquema representativo de la producción de electrones Auger.	18
2.4. Desexcitación , después de un corto período el electrón excitado generalmente vuelve a su nivel de energía original (o a otro nivel inferior). Durante este proceso, el átomo emite un fotón cuya energía es igual a la diferencia de energía entre los dos niveles.	19
2.5. Dispersión coherente o clásica , en este tipo de dispersión el fotón de rayos X de baja energía incide sobre un átomo (blanco), en la interacción el fotón no pierde energía pero cambia su dirección.	20
2.6. Dispersión o efecto Compton , ocurre en las capas lejanas del átomo donde se encuentran los electrones de valencia. Cuando un fotón de rayos X choca con un electrón de las capas externas que se encuentran más débilmente ligados, se ocasiona que el electrón sea expulsado y el rayo X cambie su trayectoria original, obteniendo una longitud de onda mayor a la del fotón inicial, que en consecuencia es una disminución en su energía.	22
2.7. Efecto fotoeléctrico , este efecto ocurre cuando un rayo X incide en un electrón cercano al núcleo atómico, este es absorbido y libera al fotoelectrón causando ionización.	23
2.8. Creación de pares , proceso en el que un fotón de alta energía se transforma en un par de partículas: un electrón y un positrón.	25
2.9. Foto-desintegración , proceso en el cual un núcleo atómico absorbe un fotón de alta energía, lo que provoca la emisión de una partícula subatómica como un protón, neutrón o una partícula alfa. Este proceso ocurre cuando la energía del fotón es suficiente para superar la energía de enlace que mantiene unidas las partículas dentro del núcleo.	26
2.10. Radiografía convencional , técnica de imagen médica que utiliza rayos X para crear imágenes del interior del cuerpo, se utiliza ampliamente para evaluar mayormente estructuras óseas, sin embargo, también se pueden visualizar algunas partes blandas del cuerpo.	27
2.11. Ubicación anatómica de las mamas o senos.	29
2.12. Imagen adaptada de American Cancer Society. (s.f.). Anatomía de la mama [Ilustración]. En La densidad de los senos y el informe de su mamograma. https://www.cancer.org/es/cancer/tipos/cancer-de-seno/pruebas-de-deteccion-y-deteccion-temprana-del-cancer-de-seno/mamogramas/la-densidad-de-los-senos-y-el-informe-de-su-mamograma.html	30

- 2.13. Figura adaptada de Buendía Eisman, Mazuecos Blanca, & Camacho Martínez, 2018, Figura 6a-c. Se muestra la mama de una mujer asintomática de 65 años derivada para mamografía de detección. a) Mamografía, vista mediolateral oblicua; b) Mamografía, vistas craneocaudal. Se muestra una asimetría focal, así como una distorsión de la arquitectura en el cuadrante superior externo de la mama izquierda (alternativamente, la lesión podría describirse como una masa espiculada porque parece densa en su centro); Sugestiva a malignidad, categoría 5 de BI-RADS. La histología mostró carcinoma ductal invasivo. 33
- 2.14. Adaptado de a) Ampliación esquemática de una unidad lobulillar ductal terminal (UDLT). Los conductos y lóbulos están revestidos por epitelio mamario, donde se origina el cáncer de mama, si el cáncer se encuentra confinado al conducto produce formas lineales y ramificadas. b) Cúmulo de microcalcificaciones dispersas (A) como agrupadas (B). En una vista cráneo-caudal (cc) en mamografía estos grupos aparecen agrupadas estrechamente, debido a que las calcificaciones dispersas se superponen entre sí creando un cúmulo falso; mientras que en una toma medio-lateral oblicua es más sencillo ver los grupos dispersos y los más unidos. 36
- 2.15. Esquema de los descriptores BI-RADS de distribución de las microcalcificaciones. Adaptado de Arancibia Hernández, P. L., Taub Estrada, T., López Pizarro, A., Díaz Cisternas, M. L., & Sáez Tapia, C. (2016). Distribución difusa de microcalcificaciones [Imagen]. En Calcificaciones mamarias: descripción y clasificación según la 5.a edición BI-RADS. Revista Chilena de Radiología, 22(2), 80-91. 37
- 2.16. Adaptado de Arancibia, H. P. L., Taub E. T., López ,P. A., Díaz ,C. M. L., & Sáez ,T. C. (2016). Clasificación de microcalcificaciones. [Esta imagen muestra una variedad de patrones de calcificaciones mamarias, cada una con una morfología distinta que puede asociarse con procesos benignos o sospechosos]. En Calcificaciones mamarias: descripción y clasificación según la 5.a edición BI-RADS. Revista Chilena de Radiología, 22(2), 80-91. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rchira.2016.06.004> 40
- 2.17. **Estructura del tubo de rayos X.** El tubo de rayos X está conformado por un bulbo de vidrio cuyo interior contiene dos electrodos el ánodo y el cátodo, los cuales se encargan de producir y acelerar electrones a partir del calentamiento del filamento. 41
- 2.18. **Sobre-posición de los espectros de rayos X característicos y de frenado en un equipo de mastografía con un ánodo de molibdeno.** *Espectro continuo:* representa una distribución continua de rayos X entre energías que van de 0 a 26 KVp y representa la radiación de frenado o Bremsstrahlung. *Espectro discreto:* representa valores específicos, separados entre sí y representa la radiación característica del molibdeno. 44
- 2.19. **Haz de rayos X colimado a 65 cm de SID.** El efecto talón proporciona una densidad óptica más uniforme al posicionar al cátodo hacia la pared torácica. . . . 47
- 2.20. **Compresión mamaria en una proyección Cráneo-caudal.** Durante una mastografía la compresión mamaria provoca la alineación de las estructuras internas, disminuye el volumen total de tejido que se irradiado, reduce la cantidad de rayos X dispersos, brinda mayor coherencia en el haz de rayos X y mejora el contraste de la imagen. 47
- 2.21. **Componentes de la placa de compresión.** La placa de compresión esta formada por una paleta plástica compresora que desciende hacia una placa de soporte mamario (donde se coloca la mama), bajo esta placa se encuentra la rejilla encargada de mejorar la calidad de la imagen al reducir la cantidad de radiación dispersa, el receptor de la imagen que recibe la radiación después de haber atravesado los tejidos y el control automático de exposición (CEA), el cual se optimiza la cantidad de radiación utilizada durante el examen. 49
- 2.22. Esquema de representación de atenuación: un haz incidiendo sobre el material absorbente. 57

2.23. Disminución de la intensidad luminosa. Fenómeno de ausencia y/o disminución en la intensidad de un haz de luz visible al impactar con un objeto y su visualización en una pantalla.	60
2.24. Disminución de la intensidad de los fotones de rayos X al impactar un objeto. Cuando un haz de rayos X incide sobre un objeto, la atenuación que este produzca en su imagen estará relacionado con el tipo de material (densidad) del que esté fabricado dicho objeto.	61
3.1. Proceso de impresión 3D.	67
3.2. Mastógrafo Hologic Lorad series M-IV	70
3.3. <i>A.</i> Cuña impresa para cada uno de los materiales (PETG, PLA, HIPS & ABS), en esta toma se observa la vista frontal de cada uno de los escalones y sus respectivos grosores; mientras que en <i>B</i> se muestra la vista lateral de estos mismos. <i>C.</i> Montaje de las cuñas sobre la placa compresora en el equipo de mamografía previo a la obtención de imágenes mastográficas. <i>D.</i> Imagen mastográfica resultante.	71
3.4. Cuñas escalonadas de los distintos materiales: PETG, PLA, HIPS & ABS respectivamente.	72
3.5. Cuñas escalonadas. <i>A.</i> Cuñas separadas en la placa de compresión. <i>B.</i> Cuñas superpuestas, ABS/PLA y HIPS/PETG.	72
3.6. En A se muestran 3 grupos distintos de figuras geométricas; la primera marcada con <i>A</i> representa cúmulos de microcalcificaciones y están representadas por esferas de distintos diámetros. En B , el conjunto de figuras marcadas con <i>B</i> representan masas y son reproducidas por cilindros. Finalmente en C se representan lesiones fibrosas que pertenecen al grupo <i>D</i> , representados por prismas rectangulares. En D es posible observar el conjunto completo de placas, la placa 3 se colocó en medio de las placas 1 y 2.	73
3.7. Impresión del fantoma plano para verificación de identificación de artefactos y distorsiones geométricas.	74
3.8. <i>A.</i> Segundo diseño de fantoma plano, el cual contiene resina fotosensible para recreación de microcalcificaciones. <i>B.</i> Diagrama del fantoma seccionado en 4 regiones, con una representación de la colocación de las estructuras de barita con resina.	75
3.9. <i>A</i> Modelo digitalizado de fantoma antropomorfo creado vóxel a vóxel. En <i>B</i> se puede observar el mismo fantoma pero además es notoria una capa de tejido muscular (en color rosa oscuro) que representa el músculo pectoral mayor.	80
3.10. <i>A.</i> Fantoma umbralizado, sombreado y opaco. <i>B.</i> Toma a 90° del mismo fantoma, se puede observar un defecto en la estructura debido a la pérdida de información durante la lectura y procesamiento del mismo.	81
3.11. <i>A,</i> fantoma con opacidad. <i>B,</i> conductos del fantoma antropomorfo.	82
3.12. <i>A.</i> Malla del fantoma antropomorfo que representará la piel, en la esquina superior derecha se puede observar una amplificación de la imagen dónde es posible visualizar los triángulos que conforman el mallado, este objeto se visualizaba hueco por la parte inferior. B, malla de las estructuras internas del fantoma antropomorfo que representan el tejido fibro-glandular, en la esquina superior derecha es posible ver la amplificación del mallado.	82
3.13. <i>A</i> Sólido de tejido fibro-glandular primer ajuste. <i>B</i> Sólido de tejido fibro-glandular con diámetros aumentados. <i>C</i> Sólido final de tejido fibro-glandular, <i>D</i> Sólido que representa el tejido adiposo, <i>E</i> Sólido de tejido adiposo con deformación en un costado. <i>F</i> Sólido de tejido adiposo completamente cerrado. <i>G</i> Carcasa final que representa el tejido cutáneo, <i>H,</i> Carcasa de tejido cutáneo de costado. <i>I</i> Carcasa sólida que representa el tejido cutáneo con la parte posterior abierta.	84

3.14. <i>A</i> , preparación de la impresión del fantoma antropomorfo bien ajustado en Bambu Studio. <i>B</i> , preparación de impresión del fantoma antropomorfo con interior de la pieza sin ajuste.	85
3.15. <i>A</i> . Toma superior del fantoma antropomorfo. <i>B</i> . Toma frontal del fantoma, dónde es posible observar la construcción por capas del mismo, de esta manera se observa frontalmente cuando se coloca y comprime la mama durante una mastografía. <i>C</i> . Toma posterior del fantoma dónde se observan las terminaciones de algunos conductos impresos en PETG y que simulan el tejido glandular; en rojo se observa el HIPS que representa el tejido adiposo que rodea la mama y en las orillas se observa el PLA en color blanco que reproduce el tejido cutáneo. <i>D</i> . Vista interior de una de las capas en la que es posible observar los tres tipos de tejidos simulados.	86
4.1. Análisis de densidad contra grosor a un voltaje y amperaje fijos de 30 kV y 75 mAs.	88
4.2. Mamografías de cuñas escalonadas. <i>A</i> La energía usada en esta imagen fue de 25 keV y 75 mAs constantes, las cuñas fueron organizadas de la forma: PETG, PLA, ABS y HIPS. <i>B</i> , la energía usada para la captura de esta imagen fue de 27 keV y 75 mAs. con el mismo orden de cuñas que en <i>A</i> . <i>C</i> , esta imagen refleja las cuñas con el mismo orden que las anteriores pero fueron adquiridas a una energía de 30 keV y con 75 mAs.	89
4.3. Gráfica de relación entre Intensidad vs Grosor a una energía de 25 keV y un amperaje de 75 mAs.	91
4.4. Gráfica de relación entre Intensidad vs Grosor a una energía de 27 keV y un amperaje de 75 mAs.	92
4.5. Gráfica de relación entre Intensidad vs Grosor a una energía de 30 keV y un amperaje de 75 mAs.	93
4.6. Curvas de ajuste exponencial de cada material a determinada energía.	93
4.7. Sobre-posición de cuñas escalonadas.	94
4.8. Coeficiente de Atenuación Lineal del Tejido Glandular vs Grosor del material (Cociente de las intensidades I_t/I_0 vs Grosor).	96
4.9. Coeficiente de Atenuación Lineal del Tejido Cutáneo vs Grosor del material (Cociente de las intensidades I_t/I_0 vs Grosor).	96
4.10. Coeficiente de Atenuación Lineal del Tejido Adiposo vs Grosor de material, HIPS. (Cociente de las intensidades I_t/I_0 vs Grosor).	96
4.11. Coeficiente de Atenuación Lineal del Tejido Adiposo vs Grosor de material, ABS. (Cociente de las intensidades I_t/I_0 vs Grosor).	97
4.12. Fantoma plano con inserciones de barita que simulan microcalcificaciones <i>A</i> , imagen mastográfica capturada a 25 keV y 25 mAs. <i>B</i> , imagen mastográfica capturada a 27 keV, , <i>C</i> , imagen mastográfica capturada a 27 keV. <i>D</i> Posicionamiento para la segmentación de las 3 imágenes y sus respectivas secciones.	98
4.13. Distribución de intensidades normalizadas de microcalcificaciones reales y de resina.	100
4.14. Gráfico de densidad dónde se observa el porcentaje en la superposición de las curvas de intensidad normalizadas de las microcalcificaciones reales y de las creadas a partir de resina.	101
4.15. Gráfico dónde se representan las secciones vs la media del número de objetos identificados.	103
4.16. En esta imagen se observa una impresión mastográfica hecha a uno de los modelos de fantoma plano. En cada uno de los cuadros en el lado izquierdo de la imagen, se observa el prisma cilíndrico contenedor impreso a partir de PETG y los prismas interiores impresos con HIPS; mientras que del lado derecho se encuentra impreso en HIPS el prisma cilíndrico contenedor y los primas interiores impresos con PETG. <i>A</i> , esta imagen se capturó a 25 keV y 75 mAs. <i>B</i> , mismos objetos en el mismo orden con una toma de captura a 27 keV y 75 mAs. <i>C</i> , toma de captura a 30 keV y 75 mAs.	104

4.17. Identificación de objetos a las distintas energías para el fantoma de PETG con figuras interiores impresas en HIPS	105
4.18. Identificación de objetos a las distintas energías para el fantoma de HIPS con figuras interiores impresas en PETG	105
4.19. Medias de la tasa de objetos identificados a partir de Fantoma de PETG con geometrías interiores de HIPS.	106
4.20. Medias de la tasa de objetos identificados a partir de Fantoma de HIPS con geometrías interiores de PETG.	106
4.21. Errores relativos del fantoma fabricado a partir de PETG con figuras interiores de HIPS.	107
4.22. Errores relativos del fantoma fabricado a partir de HIPS con figuras interiores de PETG.	107
4.23. Medias de los errores relativos de cada figura a las distintas energías para los fantomas: PETG con geometrías interiores de HIPS y viceversa (HIPS con geometrías interiores de PETG).	107

Índice de tablas

3.1. Materiales para impresión 3D mediante Modelación por deposición fundida (FDM).	68
4.1. Datos de PETG, reporte del coeficiente de variación porcentual.	87
4.2. Datos de PLA, reporte del coeficiente de variación porcentual.	87
4.3. Datos de HIPS, reporte del coeficiente de variación porcentual.	87
4.4. Datos de ABS, reporte del coeficiente de variación porcentual.	88
4.5. Ecuaciones de ajuste exponencial y coeficientes de determinación para cada material (25 kev y 75 mAs).	91
4.6. Ecuaciones de ajuste exponencial y coeficientes de determinación para cada material (27 kev 75 mAs).	92
4.7. Ecuaciones de ajuste exponencial y coeficientes de determinación para cada material (30 kev y 75 mAs).	94
4.8. Ecuaciones de ajuste exponencial y coeficientes de determinación para cada material (30 kev y 75 mAs).	95
4.9. Coeficientes de atenuación lineal (μ) de los tejidos mamarios principales y los materiales (PETG, PLA, HIPS y ABS).	97
4.10. Resultados de Pruebas Estadísticas.	99

DEDICATORIA

«Me enseñó a ser franca y a trabajar para conseguir lo que quiero, me enseñó a no rendirme, incluso me enseñó a caer y mejor aún, me enseñó a levantarme siempre.»

A todos los que me han apoyado, acompañado y guiado en este andar...
Sobre todo a mi querida, que aunque ya no está físicamente, sé que siempre me acompaña en la mente y el corazón.

A César, que me recuerda todos los días lo que significa ser un científico con esa curiosidad innata que tienen los niños, pero sobre todo él aunque no lo sepa.

A Dulce, que me escucha con cariño, me ayuda a escoger los colores de las gráficas y que se ha convertido en mi conductora designada.

A Nacho, que me aterriza de pronto y sin pedir permiso, con sus comentarios ocurrentes.

A mi papá, que se ha acercado y me consiente más ahora que cuando niña.

A mis perritos: Óreo, Orión, Ferrusquis y Chiqui, por recibirme tan contentos cada que llego tarde por quedarme trabajando.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco infinitamente a mi familia, por siempre estar y sostenerme. Sobre todo a mi tía Pili, quién me escucha, da consejos y me ha brindado un espacio dónde trabajar sin distracciones. A Manuel, que a pesar de todo siempre me apoyó de la forma en la que estuvo en sus manos, con mucha paciencia, cariño y respeto. Además de que siempre me ha animado y ayudado a crear un poquito más en mi.

A mis amigos de siempre y a los nuevos: Sandy, Andrea, Jorge, Mario, Jess. Sobre todo al Dr. Quisquilloso durante los propedéuticos y a Erwinbara que sin duda hizo más liviano este viaje de dos años; a los músicos (Vero, Marcos y Peter) por compartir conmigo un poquito de su talento y amor por la música y al mismo tiempo me han permitido compartirles sobre ciencia y mi trabajo.

A la Técnico Radióloga Lizeth López y su intervención, quién además de ser un excelente ser humano fue una pieza clave para poder realizar las pruebas del presente trabajo.

Al Técnico Radiólogo Agustín Alejandro Jardines Ramos, por su apoyo y accesibilidad para realizar algunas otras pruebas.

Al laboratorio *Ebenezer Servicios Médicos*.

A la FCFM, la facultad más hermosa del mundo quién me abrió las puertas del conocimiento y me permitió ampliar mis horizontes. Al Cuerpo Académico de Física Médica de la BUAP, por recibirme y respaldarme, a mis asesores el Dr. Ricardo y el Dr. Eduardo.

Y finalmente al laboratorio de impresión 3D de la FCFM, dónde se realizaron todos los modelos impresos.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Justificación

El Cáncer de mama es uno de los cánceres más comunes en todo el mundo y representa el 25 % de los casos de cáncer diagnosticados y el 15 % de las muertes relacionadas con Cáncer entre las mujeres [1]. Se estima que unas 508,000 mujeres mueren anualmente por cáncer de mama, esta es una indicación de un aumento en las muertes por cáncer de mama, aproximadamente 119,000 a partir de 2017 [2].

Los datos relacionados con el cáncer de mama en México, no son menos preocupantes, según datos del INEGI en 2017, 24 de cada 100 egresos hospitalarios en población de 20 años o más por tumores malignos son por cáncer de mama. En 2018 se registraron 7,257 muertes por cáncer de mama y a nivel nacional, la tasa de mortalidad por este cáncer es de 17.19 defunciones por cada 100 mil mujeres de 20 años o más [3].

La tasa de mortalidad en México y en el mundo es altamente preocupante, sin embargo la detección temprana de cáncer de mama es fundamental para tratar de detener el avance de esta enfermedad, como citaron Balali et al 2020, p.8. en su artículo “A menudo se dice que la detección temprana del cáncer de mama ayuda enormemente en su tratamiento”. Para la realización de estudios de detección temprana de cáncer de mama regularmente se recomienda un estudio mamográfico o mamografía [1, 2]. Una mamografía o mastografía se define como “un estudio de rayos “X” que se recomienda a mujeres de 40 a 69 años de edad, sin signos, ni síntomas de cáncer (asintomáticas) y tiene como propósito detectar anomalías en las mamas, que no se pueden percibir por la observación o la palpación” [4].

El uso de mastografía para detección de cáncer de mama se comenzó a investigar a principios del siglo XX, “en la década de 1950, la mamografía se introdujo en la práctica clínica con diferentes protocolos”, pero no fue hasta “la década de 1960, con el creciente interés en la detección temprana, la profesionalización de la radiología, el activismo contra el cáncer y el atractivo cada vez mayor de las imágenes visuales en la medicina, las mamografías se convirtieron en el centro de los esfuerzos para reducir la mortalidad por cáncer de mama” [5] hasta llegar al punto en que incluso actualmente la mastografía se considera como el mejor método de detección de cáncer de mama. [1, 2, 6, 7]

He et. al. (2019) sugiere que la mamografía de rutina sigue siendo la principal herramienta de diagnóstico y detección de cáncer de mama ya que esta tiene la capacidad de detectar el cáncer de mama en etapa temprana y reducir la incidencia de este en etapa tardía [1].

De aquí que surge la necesidad de hacer pruebas a los equipos para la correcta evaluación

y diagnóstico de los diferentes casos presentados "una de las aplicaciones clave de los fantomas antropomórficos se encuentra en el campo de las pruebas, la evaluación y la aclaración del papel y los beneficios de las modalidades de imagen recientemente desarrolladas" [8]. Para ello se han creado distintas caracterizaciones de fantomas mamarios; sin embargo "la disponibilidad comercial está restringida principalmente, si no totalmente a maniqués mamarios homogéneos o moderadamente no homogéneos de geometría simple que son una vaga representación de la complejidad de la anatomía mamaria" [9].

Se han utilizado distintos materiales para la fabricación de maniqués mamarios, sin embargo estos presentan varios problemas, como lo son:

- Realismo limitado: muchos de ellos no reproducen de manera precisa la variabilidad de los tejidos mamarios reales. [1, 12]
- Variabilidad de densidad: frecuentemente los fantomas carecen de representación en la densidad del tejido, esto es importante ya que de ello depende el contraste en las imágenes mastográficas.
- Simulación de lesiones mamarias: las lesiones mamarias son pobremente representadas en muchos de los fantomas comerciales, como la simulación de microcalcificaciones.
- Costo y accesibilidad: los fantomas mamarios de alta calidad pueden ser costosos y en consecuencia se limita la disponibilidad de estos en clínicas u hospitales que tengan menos recursos [12].
- Durabilidad y mantenimiento: algunos de los maniqués son de uso corto, algunos otros requieren de refrigeración para evitar el crecimiento bacteriano o reemplazos frecuentes por deformación, lo que desencadena gastos en el funcionamiento operativo [1].

Por ejemplo, se ha utiliza polvo de gelatina combinado con psyllium para aplicaciones de ecografía y resonancia magnética, además de alcohol polivinílico (PVA) se utilizó para imágenes de ecografía y microondas. Sin embargo, TMP PVA, agar y gelatina no se pudieron usar repetidamente debido a la evaporación del agua y la actividad de crecimiento bacteriano. Los materiales de gelatina y agar tenían propiedades elásticas deficientes, lo que los hace inadecuados para la obtención de imágenes en mamografía [13]; algunos otros materiales, como los acrílicos poliméricos fueron utilizados por algunos autores para representar tejido mamario en la construcción de simuladores de mama [10].

Sin embargo, a pesar de los esfuerzos por encontrar los materiales mas adecuados para la construcción de los fantomas mamarios, aún no se han identificado dichos materiales, ya que todos los anteriormente mencionados presentan algún tipo de deficiencia. En conclusión, es importante buscar materiales cuyas características se asemejen lo más posible a los tejidos mamarios, ya que la evidencia experimental sugiere que el entorno de un tumor puede ser fundamental para diseñar protocolos terapéuticos exitosos: modelar las interacciones entre un tumor y su entorno podría mejorar la comprensión del crecimiento del tumor e informar los enfoques del tratamiento [11].

1.2. Hipótesis

Es posible diseñar y fabricar fantomas mamarios antropomorfos creados a partir de tecnologías de impresión 3D, en particular por medio del método de modelación por deposición fundida, donde se haga uso de múltiples materiales cuyos coeficientes de atenuación lineal sean cercanos al coeficiente de atenuación lineal de los tejidos mamarios principales radiográficamente hablando: tejido adiposo, glandular y cutáneo.

1.3. Objetivo general

Diseñar y fabricar dos fantomas mamarios, por medio de impresión 3D mediante el método de modelación por deposición fundida (MDF).

1.3.1. Objetivos específicos

1. Encontrar materiales cuyos coeficientes de atenuación lineal (μ) imiten los de los tejidos mamarios principales.
2. Desarrollar estructuras que emulen el coeficiente de atenuación lineal de las microcalcificaciones mamarias ($\mu_{mamarias}$.)

1.4. Resumen

Es común utilizar maniqués o fantomas mamarios para realizar pruebas de calidad a equipos de mastografía. Los maniqués mamarios comerciales poseen características físicas, morfológicas e incluso mecánicas que no son fieles a las características humanas. En el presente trabajo se busca diseñar y producir dos modelos de maniqués mamarios (uno plano y el otro antropomorfo) por medio de impresoras 3D, usando el método de modelación por deposición fundida; todo ello con el propósito de que dichos fantomas sean fácilmente reproducibles, gocen de costos inferiores a los de los fantomas comerciales, y que paralelamente emulen de manera cercana el coeficiente de atenuación lineal de los tres tejidos mamarios principales radiográficamente hablando; empleando para su fabricación múltiples materiales. Además de implementar figuras de resina fotosensible de tamaños inferiores o iguales a 0.5 mm para simulación de lesiones mamarias que representen la morfología y atenuación lineal de las microcalcificaciones, las cuales son acumulaciones de calcio en las mamas que son indetectables a la vista o tacto y pueden ser un signo de cáncer de mama en etapa temprana.

1.5. Estado del arte

En la presente sección se hace una revisión de las principales investigaciones, trabajos y avances respecto a la impresión de fantasmas mamarios en 3D para dar un panorama general del estado actual del tema principal de la presente tesis y con ello partir de manera puntual y documentada hacia el cumplimiento del objetivo planteado, por ello se mencionarán brevemente los artículos más sobresalientes para realizar la investigación actual.

Así bien, es destacable que los autores He et al. (2019) mencionan en su artículo *3D-printed breast phantom for multi-purpose and multi-modality imaging* [1], que se han desarrollado varios fantasmas de mama comerciales que imitan tejidos adiposo y glandular para uso de técnicas de imagen específicas, en el caso de la mamografía las placas de polimetilmetacrilato y las resinas epoxi son los materiales más utilizados para representar diferentes proporciones de tejido adiposo y glandular.

Estos trabajos han mostrado que las pruebas con fantasmas de mama dieron buenos resultados en las pruebas a las que fueron sometidos, por ejemplo, en el caso del artículo *Fabrication of 3D printed patient-derived anthropomorphic breast phantoms for mammography and digital breast tomosynthesis: Imaging assessment with clinical X-ray spectra* de los autores Varallo et al. (2022) menciona que imágenes de mamografía digital y tomosíntesis digital de mama mostraron texturas realistas en las pruebas a fantasmas de mama comprimidos impresos en 3D mediante modelado por deposición fundida (FDM) utilizando filamentos de Acrilonitrilo-butadieno-estireno (ABS), Ácido poliláctico (PLA) y Tereftalato de polietileno (PET) [9].

Otro caso es el de Bustos F. M. & Prata M. A. (2021) en su artículo *Calidad de imagen con simulador de mama comprimida en mamografía DR* [14], quienes hicieron fantasmas con material acrílico y placas de Polimetilmetacrilato traslúcido, dentro del fantoma pusieron objetos que simulaban lesiones mamarias de tres tipos; realizaron pruebas de calidad de mamografía D.R. Obteniendo visibilidad de los tres tipos de lesiones.

Di Franco et al. (2019) en *Manufacturing of physical breast phantoms with 3D printing technology for X-ray breast imaging* realizaron pruebas a fantasmas mamarios que elaboraron a partir de impresión 3D por deposición fundida [8]. Lograron igualar en atenuación para piel, tejido adiposo y glandular a 60 KeV con filamento de PVA, ABS y nylon; así mismo usaron PET, ABS y PET a 30 KeV para igualar las mismas atenuaciones, pero ahora de la mama comprimida. Fabricaron 3 fantasmas en cada caso, pequeño, mediano y grande, cuyas dimensiones variaban según un artefacto que tenía diferentes medidas en grosor de 2 a 6 mm para el tamaño “pequeño”, de 5 a 15 mm para el “mediano” y de 20 a 40 mm para el “grande”, con ancho y largos fijos de 30 y 20 mm respectivamente. El primer maniquí (el expuesto a 60 KeV) se consideraba como “mama sin comprimir” y mediante un software simularon la compresión del segundo maniquí (el que sometieron a 30 KeV). Posteriormente se validó la dosimetría y evaluación de la calidad de imagen para finalmente compararse con estudios in-silico de Monte Carlo en mamografía digital, tomosíntesis digital y tomografía computarizada de mama. Se obtuvieron resultados satisfactorios, sin embargo, hay que considerar que se utilizan distintos tipos de materiales para los dos estados de la mama, comprimida y sin comprimir. En específico la mama no comprimida constaba de un molde que se llenó con un conjunto de placas impresas en rebanadas.

Varallo et al. (2022) dan continuación al trabajo anterior fabricando fantasmas con técnicas de impresión 3D nuevamente, a partir de modelos digitales derivados de escaneos segmentados de tomografía computarizada de mama [9]. Utilizaron diferentes materiales de impresión para la simulación de tejido mamario sano. Los maniqués fueron sometidos a pruebas de imagen en mamografía digital (DM), mamografía sintética (SM) y tomosíntesis digital (DBT), en la primera

modalidad se tomaron imágenes a tres distintos voltajes (27, 25 y 28 kV) y con combinaciones distintas de ánodo/filtro, en la segunda se tomó imagen a 29 kV y una combinación ánodo filtro fijo de W/AL y finalmente la tercera se tomó a 29 kV y combinación ánodo filtro W/Al. En este artículo midieron el ruido anatómico (variaciones en la apariencia de las imágenes mamográficas debido a la estructura interna de la mama) de las imágenes reales a partir del parámetro β . Un autor llamado Burgess planteó la hipótesis de que a valores más bajos de β se proporciona un mejor rendimiento en la detección de cáncer (CA) en imágenes de mama.

En el contexto del artículo proporcionado, el parámetro β se calculó a partir de las imágenes de mamografía anteriormente mencionadas y se evaluó el ruido anatómico presente en estas; dicho parámetro se estimó tanto en las imágenes obtenidas de los fantasmas como en las imágenes previamente adquiridas, proporcionando de este modo información sobre la textura y la distribución del ruido anatómico, lo que permitió evaluar la similitud con las imágenes clínicas y la idoneidad de los maniqués.

En el trabajo *3D phantom for image quality assessment of mammography systems*, los autores Bermudez et al. (2023) abordaron un enfoque de realización de fantoma mamario plano con simulación de lesiones internas, para ello utilizaron 4 placas sobrepuestas.

Las dos placas externas que contenían cuñas escalonadas, estas placas externas servían para contener dos placas internas, una de ellas contenía dos figuras cilíndricas regulares. Dichos cilindros estaban hechos a partir de PMMA (polimetilmetacrilato) que pusieron como equivalencia al tejido mamario y además usando fibras de nailon de distintos diámetros simularon lesiones fibrosas, además de una esfera de acero para probar la capacidad de resolución del equipo; a su vez este cilindro contenía incrustaciones de hidroxiapatita (HA) así como de óxido de aluminio (AO) para simular microcalcificaciones mamarias tanto benignas (tipo I), así como malignas (tipo II)¹.

La segunda capa tenía una cavidad cuadrada inclinada a un ángulo de 5°, todo ello con la intención de evaluar la calidad de imagen proporcionada por el equipo mastográfico, la relación de ruido-contraste, la resolución espacial y el contenido de tejido adiposo/glandular.

Respecto a la impresión de fantasmas en 3D, en el artículo *Thermoplastic 3Dprinting technology using a single filament for producing realistic patient-derived breast models* de Dukov et al. (2022) [15], se hizo un escaneo de seno por resonancia magnética a una paciente femenina diagnosticada con carcinoma ductal invasivo, esto con el fin de realizar un modelo mamario computacional tridimensional. Posteriormente se hizo una segmentación de los tejidos mamarios análogamente al trabajo de Varallo et al. (2022), sin embargo, agregan un tipo de tejido más a su segmentación, el tejido tumoral.

Posteriormente se hizo la impresión en 3D del modelo previamente diseñado y segmentado, mediante la técnica de modelación por deposición fundida en ácido poliláctico (PLA).

Respecto a los materiales para hacer una producción de fantasmas mamarios en el rango de energías aptas para mastografía, en el artículo *Attenuation coefficient in the energy range 14–36 keV of 3D printing materials for physical breast phantoms* de Mettievier et al. (2022), exploraron la idea de fabricar fantasmas mamarios con 4 distintos materiales de impresión 3D dentro de los que se encuentran el ABS, PLA de dos colores distintos (blanco y naranja), PET y Nylon, como sustitutos del tejido adiposo, glandular y cutáneo. Se hicieron pruebas con un rango fijo de energías de 14 a 36 keV, para estos materiales que ya se han estudiado previamente en otros artículos, pero para otras energías. Estos autores fabricaron cuñas

¹Las lesiones tipo I están compuestas principalmente de oxalato de calcio, mientras las tipo II están hechas principalmente de hidroxiapatita.

escalonadas de diferentes grosores y con un haz monoenergético se le realizaron pruebas en el rango de energías anteriormente mencionado mediante una línea de sincrotrón para uso médico [16].

Según los resultados obtenidos de este artículo se observó que los filamentos de ABS y Nylon son adecuados para la sustitución de tejido adiposo mientras que PET y PLA naranja imitan adecuadamente el tejido glandular, se observó también la repetibilidad y reproducibilidad dimensional de la impresión. Para poder hacer el análisis de sustitución de tejidos se hicieron pruebas para calcular los coeficientes de atenuación lineal de los distintos materiales y se compararon con otros objetos producidos de otra manera distinta a la impresión 3D.

Por otro lado en el artículo *A tri-modal tissue-equivalent anthropomorphic phantom for PET, CT and multi-parametric MRI radiomics* de los autores Gallivanone et al. (2022), se menciona la creación de un fantoma mamario para pruebas multimodales análogamente al artículo de He et al. 2019.

Ellos mencionan que los maniqués hechos para este trabajo se fabricaron para poder representar un modelo adecuado para el análisis con radiómica, tanto aspectos biológicos de los tumores, así como para simular el contraste de la imagen simultáneamente para diferentes modalidades de imagen, específicamente para poder combinar métodos híbridos entre PET/ CT y PET/MRI [17].

El fantoma se diseñó utilizando materiales equivalentes a los tejidos mamarios como lo son geles dopados con distintos compuestos químicos, con el objetivo de obtener distintos contrastes en la toma de imágenes (PET, CT y MRI). El diseño del maniquí simulaba lesiones oncológicas realistas utilizando moldes impresos sobre la base de lesiones oncológicas reales con el objeto de poder adaptarlas para el caso de cada paciente, es decir, que puedan ser personalizados para el análisis de textura de lesiones heterogéneas y de esta forma poder aprobar bio-marcadores cuantitativos radiómicos en el contexto clínico real.

Para su composición se imprimieron conchas 3D con PLA, obtenidas segmentando volúmenes de lesiones oncológicas mediante una impresora 3D. Posteriormente se rellenaron las carcasas previamente impresas, con una solución acuosa de agar, flurodesoxiglucosa, sacarosa, medios de contraste yodados y NaCl, la combinación del agar con los demás solutos comienza a gelificarse minutos después de su combinación. Después de dicho proceso se extraen las impresiones y se sellan en plásticos finos para evitar la fuga de los solutos.

En trabajos anteriores como en el titulado *A novel physical anthropomorphic breast phantom for 2D and 3D x-ray imaging* de los autores Ikejimba et al. (2016) Se habla de la fabricación de un fantoma mamario antropomorfo para imágenes de rayos X en 2D y 3D a partir de un modelo analítico de mama mediante un método mencionado en el artículo “A New, Open-Source, Multi-Modality Digital Breast Phantom” del autor Graff (2016), quién hizo un modelo digital de código abierto y multi-modalidad para generar modelos aleatorios de mama en 3D que puedan reflejar la variabilidad anatómica de una mama real en distintos medios de toma de imagen así como rayos X, resonancia magnética así como otros sistemas de imagen [18, 18].

Este artículo además describe las técnicas de modelado para generar fantomas cuyas características puedan describir: la forma, volumen, generación de compartimentos glandulares, estructuras de los conductos, diferencia de tejido adiposo y la generación de una red vascular; de modo que da al primer artículo mencionado una base fuerte para el desarrollo de su modelo y al ser un código abierto permite modificar y ajustar el modelo a los requerimientos particulares de cada trabajo.

Consiguientemente al trabajo de Ikejimba et al. Después del ajuste del código abierto para la adecuación a su fantoma realizaron la fabricación de este utilizando impresoras de tinta, con

una tinta especializada para recrear las atenuaciones del tejido glandular colocado sobre un tipo de papel que recrea las atenuaciones para el tejido adiposo. La tinta se sintetiza al combinar tinta de impresión con iohexol con distintos volúmenes de contenido entre tinta e iohexol (que contiene yodo como agente). El yodo es un elemento radiopaco, el iohexol al contener yodo, entra en contacto con los rayos X absorbiéndolos y ayudando en la mejora de contraste proporcionando una imagen brillante en radiografías.

Para la recreación de piel se utilizó un color específico de tinta con una concentración adecuada de tinta con yodo, en el caso del tejido adiposo utilizaron papel pergamino para hornear, bandejas para hornear galletas y papel pergamino; para ellos se utilizó una combinación de tinta con yodo con cantidades de ambos compuestos bien definidos. Para la simulación de lesiones mamarias se usaron cascarones de huevo triturados y agrupados.

Respecto a las formas y más materiales de los fantasmas, en el artículo *Symmetrical and Asymmetrical Breast Phantoms With 3D-Printed Anatomical Structure for Microwave Imaging of Breast Cancer* se estudió un poco acerca de la relación de fantasmas hechos por impresión 3D y un sistema de detección para evaluar tecnologías de imagen de microondas y caracterizar tumores. Para ello se realizó una comparación entre las propiedades dieléctricas medidas en fantasmas respecto con los valores dieléctricos reales del tejido mamario humano, si bien el sistema de evaluación de dicho artículo no es de utilidad para la presente tesis, sí lo es respecto a los materiales utilizados y al enfoque ya que las propiedades dieléctricas de un material influyen en la dispersión y la refracción de los rayos X a través del material, lo que puede afectar la claridad y la resolución de la imagen resultante [19].

El desarrollo del artículo se centra en la construcción y evaluación de modelos de fantasmas de mama simétricos y asimétricos utilizando estructuras anatómicas impresas en 3D, que proporcionan una forma y estructura similar a la mama humana. Estas estructuras se rellenaron con combinaciones de materiales mixtos para simular los tejidos mamarios: tejido graso, adiposo saludable, glandular, tejido mixto heterogéneo y tejido tumoral. Después de la construcción de los fantasmas, se realizaron mediciones de las propiedades dieléctricas de cada capa.

Posteriormente, se compararon estas propiedades dieléctricas medidas con los valores dieléctricos reales del tejido mamario humano para evaluar la similitud y la precisión de los modelos. Las impresiones en 3D fueron hechas con PLA, pero se rellenaron con distintos materiales entre ellos: agua destilada, glicol propileno, goma xantana, gelatina de piel de ternera, aceite de cártamo, surfactate, acrilonitrilo estireno, glicerina, agua, sorbitol, arena, formalina, etanol, gelatina, agar, bromuro de hexadeciltrimetilamonio, tintes en polvo, cloruro de sodio, harina de trigo, vaselina pura, aceite de oliva, etc.

Como resultado de la investigación se encontró que los fantasmas fabricados tuvieron una vida útil de una semana después de una conservación adecuada a temperatura ambiente de 32° C. y durante más tiempo si se conservaban en el refrigerador, se encontró también que tienen características más realistas de un seno humano auténtico para la detección de cáncer de mama en el rendimiento de los sistemas, a pesar de que se crean distintas formas de modelos no ahondan acerca de las diferencias encontradas.

El artículo titulado *Multimodal Breast Phantoms for Microwave, Ultrasound, Mammography, Magnetic Resonance and Computed Tomography Imaging* de los autores Ruvio et al (2020) describen el desarrollo de modelos de fantasmas antropomórficos para evaluar las técnicas de imagenología como: tomografía por microondas, ultrasonido, mamografía, resonancia magnética y tomografía computarizada [12].

Ellos se centraron en complementar la brecha entre la simulación numérica y la parte clínica

realista, mediante el uso de modelos de mama que imiten características anatómicas, morfológicas y electromagnéticas del tejido mamario, con el fin de permitir a los radiólogos comparar y correlacionar los hallazgos de imagen entre la técnica emergente de tomografía por microondas y las imágenes generadas por las modalidades convencionales.

El estudio desarrolló dos modelos de mama, uno representando a pacientes con mayor dificultad para la imagenología y otro con una interfaz más simple y menos precisa. Ambos modelos fueron construidos utilizando materiales que imitan los tejidos de la piel, grasa subcutánea, tejido fibroglandular, tumor y músculo pectoral.

Dichos modelos fueron escaneados utilizando técnicas de imagenología convencionales, así como la técnica emergente de tomografía por microondas. Nuevamente el enfoque del artículo no es de relevancia para la presente tesis, sin embargo los materiales utilizados sí lo son: agar, Polivinil alcohol cloride, azúcar, aceite de oliva, surfactante, cloruro de benzalconio, agua desionizada, glicerol, cloruro de sodio a dos concentraciones y óxido de aluminio.

En cuanto al análisis de la mamografía del fantoma, se observó un contraste igualmente bajo entre el tumor y el tejido fibroglandular a consecuencia de la falta de compresión mamaria utilizada durante la adquisición de imágenes. Sin embargo, el contraste relativo mostrado entre los tejidos fibroglandulares y tumorales con un KVP ligeramente mayor fueron ligeramente mejores.

Los autores concluyeron que en particular, los fantomas antropomórficos produjeron imágenes de resonancia magnética, mamografía y tomografía computarizada altamente realistas con excelente resolución espacial y alto contraste de tejido en las imágenes de ultrasonido. Estas características de la imagen resultan inmediatamente familiares para los radiólogos.

Por otro lado, en el artículo titulado “Calidad de imagen con simulador de mama comprimida en mamografía DR” de los autores Bustos & Prata (2021), se presenta un estudio sobre la calidad de imagen en mamografía digital utilizando un fantoma mamario plano, en este artículo se destaca la importancia el uso de la mamografía como la herramienta más eficaz en la detección y control de lesiones mamarias. Por ello su investigación se basa en la detección de dichas lesiones, se menciona también que la identificación de las lesiones puede verse limitada por la composición tisular, el tamaño de las lesiones y las características del equipo utilizado. Su fantoma mamario consistía en una placa de resina polimérica y polimetil metacrilato, este fantoma fue expuesto a pruebas de mastografía [14].

Los resultados mostraron que las estructuras de masas regulares e irregulares pudieron ser identificadas en las imágenes mastográficas, pero las estructuras más pequeñas (menores a 0.5 mm) o que representan las microcalcificaciones, no pudieron ser. Otro artículo que aborda el análisis de lesiones es el de los autores Ali et al. (2020) en *Imaging properties of 3D printed breast phantoms for lesion localization and Core needle biopsy training*.

El artículo se centra en el uso de la impresión 3D para la creación de modelos de mama para entrenamiento en la localización de lesiones y la realización de biopsias con aguja. El estudio compara los modelos de mama impresos en 3D con los modelos tradicionales hechos de gelatina y pollo; para ello se evaluaron varios aspectos de los modelos, como la penetración de ultrasonido, la simulación de la integridad del tejido mamario, la precisión anatómica, la reutilización y el costo [20].

Los resultados mostraron que los modelos de mama impresos en 3D eran más precisos anatómicamente que los modelos tradicionales. El modelo de pollo proporcionó una penetración aceptable del haz de ultrasonido y una dureza adecuada para simular la integridad del tejido mamario humano. La calidad de la imagen sonográfica del modelo de pollo fue la más precisa en general.

El modelo de gelatina también tuvo una penetración aceptable del haz de ultrasonido y calidad de imagen, pero este material era demasiado blando y no simulaba adecuadamente la integridad del tejido mamario. Los modelos impresos en 3D no eran visibles bajo ultrasonido. Estos resultados son muy útiles para el presente trabajo, ya que las características sonográficas no son de importancia para esta investigación.

Finalmente, en el artículo *Recent advances on the development of phantoms using 3D printing for imaging with CT, MRI, PET, SPECT, and ultrasound* de los autores Filippou & Tsoumpas (2018), se centraron en el análisis del uso de fantomas mamarios de distintos materiales.

Abordaron tres preguntas principales sobre los maniqués mamarios impresos en 3D y los materiales utilizados en su fabricación. La primera pregunta investiga si la resolución de las impresoras 3D es suficiente para las tecnologías de imagen existentes; la segunda pregunta explora si los materiales utilizados en los maniqués mamarios impresos en 3D pueden generar imágenes realistas que representen diversos tejidos y órganos capturados por distintas modalidades de imagen o por la combinación de ellas y la tercera investiga la factibilidad de imprimir piezas que incorporen materiales que puedan simular la presencia de sustancias radiactivas y no radiactivas en los tejidos, lo cual permitiría simular escenarios más clínicamente realistas para evaluar las técnicas de imagen ante dichas sustancias.

El artículo realiza una revisión sistemática de estudios de imágenes médicas publicados después de enero de 2013. Se presentan en detalle 50 artículos relevantes que demuestran la capacidad de las impresiones 3D para producir maniqués, entre ellos maniqués mamarios que pueden ser escaneados mediante CT, PET, SPECT, mamografía, MRI y ultrasonido, o una combinación de estas modalidades. Los parámetros evaluados en estos estudios fueron: resolución espacial vertical y horizontal, densidad y atenuación, en el caso del eco-grama se evaluó también las propiedades acústicas. Así pues, se concluye que el desarrollo de maniqués impresos en 3D (entre ellos los maniqués mamarios) está en constante evolución y se está refinando cada vez más. Estos maniqués ofrecen el potencial de proporcionar retroalimentación sobre escáneres de imagen y algoritmos de reconstrucción de manera más regular. Sin embargo, también se mencionan algunas limitaciones, como la precisión de impresión debido a las propiedades de la impresora y la disponibilidad limitada de materiales que puedan imitar todas las propiedades de los tejidos.

Capítulo 2

Marco Teórico

2.1. Interacción de la radiación con la materia.

La interacción de la radiación con la materia es un fenómeno fundamental que abarca numerosos procesos físicos; la naturaleza de las interacciones en la materia dependen del tipo de radiación como de la energía de las partículas entrantes. Como es bien sabido, una partícula se entiende como un cuerpo puntual cuyas propiedades incluyen: masa, espín, color, sabor y carga.

Las partículas elementales son aquellas que no están compuestas de otras partículas, entre ellas se encuentran:

- **Quarks:** estas partículas nunca están solas, la unión de quarks se conoce como hadrones (las uniones de dos quarks \rightarrow Mesón, mientras que la unión de tres quarks \rightarrow Barión). Los quarks se dividen en distintos tipos o *sabores*: Up, Down, Charm, Strange, Top y Bottom.
- **Bosones de Norma:** son partículas mediadoras de las interacciones de las fuerzas fundamentales, fotón ($\gamma \rightarrow$ mediador del campo electromagnético), gluón ($g \rightarrow$ cuantización¹ de la *fuerza fuerte*²). Finalmente se encuentran los *Bosones Z & W* que son los mediadores de la *fuerza débil*³.
- **Leptones:** partículas que no experimentan interacción fuerte, pueden estar solas y cada una está representada por un *doblete débil*;⁴ los leptones también se dividen en distintos sabores o tipos: electrón (e), muón (μ), tauón (τ), neutrino electrónico (ν_e), neutrino muónico (ν_μ) y neutrino tauónico (ν_τ).

En cuanto a las propiedades *masa, espín, color, sabor y carga eléctrica*, todas ellas se definen como propiedades intrínsecas de la materia; en el caso del *spín* se define como una característica muy similar al momento angular, *la carga eléctrica* se manifiesta por la repulsión o atracción a través de campos electromagnéticos (fuerza eléctrica).

El color es una propiedad que se define como un *tipo de carga* presente en los quarks y gluones que se relaciona con la interacción fuerte; existen tres tipos de *colores* para los quarks: rojo, verde y azul, y sus correspondientes anticolores para los antiquarks; la combinación de estos colores debe

¹Propiedad intrínseca de la materia que permite tomar valores discretos o cuantizados en lugar de valores continuos.

²Fuerza que permite la adición de partículas elementales como la que mantiene unidos a los quarks dentro de los protones, neutrones y otros hadrones, es también quién mantiene la unión de protones y neutrones dentro del núcleo atómico.

³Fuerza que permite la desintegración radioactiva de las partículas subatómicas y responsable de procesos como el de fisión nuclear.

⁴Simetría que involucra la organización de las partículas en pares, una partícula con masa y una partícula neutra con masa despreciable.

ser neutra, es decir blanca en hadrones, lo cual tiene una implicación directa en los bariones y mesones, para el primer caso debe haber un quark de cada color mientras que en los mesones debe haber un color y su anticolor de esta forma se cancelan. Los gluones por su parte, no tienen un solo color sino que llevan una combinación de color y anticolor, hay ocho combinaciones posibles que forman la base de los estados de color: rojo y antirrojo, rojo y anti-verde, rojo y anti-azul, etc.

El sabor se refiere a los diferentes tipos de quarks y leptones, es una etiqueta que distingue entre partículas de la misma familia con diferentes masas y otras propiedades.

En la presente tesis se abordarán procesos dónde intervienen específica y ampliamente dos tipos de partículas: electrones y fotones; la interacción de las partículas con la materia implica procesos dónde se deposita energía a través de procesos electromagnéticos o nucleares. Como resultado de tales procesos, una fracción de la energía de la partícula entrante se libera dentro del medio.

2.1.1. Interacción de fotones con la materia.

Los fotones viajan cierta distancia antes de interaccionar con los materiales, esta interacción depende de la densidad del material, si el material es muy denso entonces los fotones interactúan más rápido; si son absorbidos o dispersados se presentan distintos efectos, por ejemplo si hay interacción con electrones se producen los efectos *Fotoeléctrico y Compton*, estos efectos así como otras interacciones se describirán más adelante.

En algunos procesos los fotones pueden ser absorbidos completamente por la materia en una única interacción o por unas pocas interacciones posteriores. Los electrones emergentes experimentan pérdidas principalmente por colisión a energías suficientemente bajas o irradian otros fotones, los rangos de energía varían en órdenes de magnitud; el espectro electromagnético cubre estas frecuencias. En el caso de las partículas cargadas, la energía varía desde fracciones de eV hasta 10^{20} eV, por ello los medios de detección que se utilizan en una aplicación particular deben seleccionarse cuidadosamente en función del tipo de partícula y la energía [21].

2.1.2. Espectro electromagnético

Se denomina espectro electromagnético (Fig. 2.1), a la clasificación del rango completo de todas las ondas electromagnéticas por su energía, frecuencia o longitud de onda. El espectro electromagnético es un abanico de frecuencias cuyos efectos en el entorno dependen de la naturaleza de su frecuencia, sin embargo no existen límites bien definidos entre las diversas categorías [22].

1. Ondas de radio.

Su frecuencia varía entre unos pocos Hz a 10^9 Hz. Estas ondas tienen la capacidad de viajar largas distancias y son muy útiles para transportar información, generalmente se emplean para transmisiones de radio convencional y televisión [23, 24].

2. Microondas.

Las microondas se pueden considerar como ondas cortas de radio usan frecuencias comprendidas entre 10^9 Hz y 3×10^{11} Hz y son utilizadas en la electrónica para la fabricación de electrodomésticos como los microondas y en tecnologías de comunicación como el wi-Fi y los radares [22, 23].

3. Infrarrojo.

El infrarrojo se emite a frecuencias 3×10^{11} Hz a 3×10^{14} Hz, ocurre comúnmente cuando átomos o moléculas cambian su movimiento vibratorio o rotatorio. Este cambio ocurre debido a la energía interna del objeto emisor, este cambio es percibido como una modificación en la energía del objeto receptor; por ello la radiación infrarroja es un medio importante en la

transferencia de calor que incluso llega a recibir el nombre de radiación térmica. La energía infrarroja absorbida por una sustancia se manifiesta como energía interna ya que la energía agita los átomos del objeto aumentando su movimiento vibratorio o de traslación, lo que resulta en un aumento de temperatura; un ejemplo claro de este fenómeno es cuando se acerca una mano a un foco encendido el calor percibido es básicamente el resultado de la radiación infrarroja emitida por el bulbo y absorbida por la mano. En general cualquier material irradiará y absorberá infrarrojo mediante agitación térmica de sus moléculas constituyentes. [22, 23, 24].

4. Luz visible.

Esta parte del espectro es la forma más familiar de ondas electromagnéticas, es la parte del espectro electromagnético que el ojo humano puede detectar. La luz se produce por la re-ordenación de los electrones en átomos y moléculas, las distintas longitudes de onda de la luz visible, que corresponden a diferentes colores [24]. Las frecuencias de la luz visible se encuentran entre $3,84 \times 10^{14}$ Hz a $7,69 \times 10^{14}$ Hz, esta se emite a menudo cuando los electrones de valencia cambian su estado de movimiento, dichas transiciones son llamadas *transiciones ópticas*. El color de la luz aporta información acerca de los átomos del objeto del cuál se emitió, por ejemplo, el estudio de la luz emitida desde el Sol y desde las estrellas distantes brinda información respecto a su composición [22, 23].

5. Ultravioleta.

Las frecuencias de ultravioleta (UV) varían de 8×10^{14} a $3,4 \times 10^{16}$ Hz; estas pueden producirse por las transiciones atómicas de los electrones exteriores así como en la radiación que parte de fuentes térmicas como el Sol, un átomo emite un fotón ultravioleta cuando un electrón realiza un salto largo desde un estado muy excitado, se pueden generar rayos UV aún más energéticos cuando se excitan los electrones internos estrechamente unidos de un átomo. La exposición breve a la radiación ultravioleta provoca quemaduras comunes en la piel, pero la exposición prolongada puede producir efectos más graves, entre los que se encuentra el cáncer de la piel [22], los rayos ultravioleta también han sido implicados en la formación de cataratas, una opacidad del cristalino dentro del ojo [24], Los seres humanos no pueden ver los rayos UV muy bien porque la córnea los absorbe, particularmente en las longitudes de onda más cortas, mientras que el cristalino del ojo los absorbe con mayor intensidad más allá de los 300 nm, por ejemplo una persona a la que se le ha quitado un cristalino debido a cataratas puede ver los rayos UV [23]. En longitudes de onda inferiores a unos 290 nm, los rayos UV son germicidas⁵.

6. Rayos X.

Estos pueden producirse en transiciones individuales entre los electrones interiores o más fuertemente ligados de un átomo, y también pueden producirse al desacelerar partículas cargadas como los electrones [22]. Su rango de frecuencias se encuentra entre $2,4 \times 10^{16}$ Hz a 5×10^{19} Hz y las energías de sus fotones (de 100 eV a 0.2 MeV) son lo suficientemente grandes como para que los cuantos de rayos X puedan interactuar con la materia de uno en uno de forma claramente granular, casi como balas de energía [23]; por esta razón los rayos X pueden dañar o destruir tejidos y organismos vivos de tal modo que es importante evitar exposiciones o sobre-exposiciones innecesarias [24]. Los rayos X pueden penetrar fácilmente en tejidos blandos pero son detenidos por los huesos y otras materias sólidas; por esta razón han encontrado un uso amplio en los diagnósticos médicos.[22]

7. Rayos Gamma.

Los rayos gamma son las radiaciones electromagnéticas de mayor energía, esta varía de 10^4 eV a aproximadamente 10^{19} eV. Son emitidos por partículas que experimentan transiciones

⁵Cualquier sustancia o proceso que destruye gérmenes (bacterias, virus u otros microbios que pueden causar infecciones o enfermedades).

dentro del núcleo atómico; un solo fotón de rayos gamma transporta tanta energía que puede detectarse con poca dificultad. Al mismo tiempo, su longitud de onda es tan pequeña que ahora es extremadamente difícil observar propiedades ondulatorias [23]. Estas frecuencias son las más penetrantes entre las radiaciones electromagnéticas, y la exposición a una radiación gamma intensa puede tener un efecto perjudicial sobre el cuerpo humano. Los rayos gamma pueden emitirse en las transiciones de un núcleo atómico en un estado a otro y también pueden ocurrir en las desintegraciones de ciertas partículas elementales [22, 24].

Todo el espectro se puede clasificar en dos categorías distintas según sus efectos, en **radiación ionizante y no ionizante**. La radiación ionizante tiene suficiente energía para ionizar átomos y moléculas, lo que puede causar daño a las células vivas y al ADN, mientras que la no ionizante no tiene suficiente energía para ionizar átomos o moléculas y únicamente puede causar efectos térmicos (calentamiento).

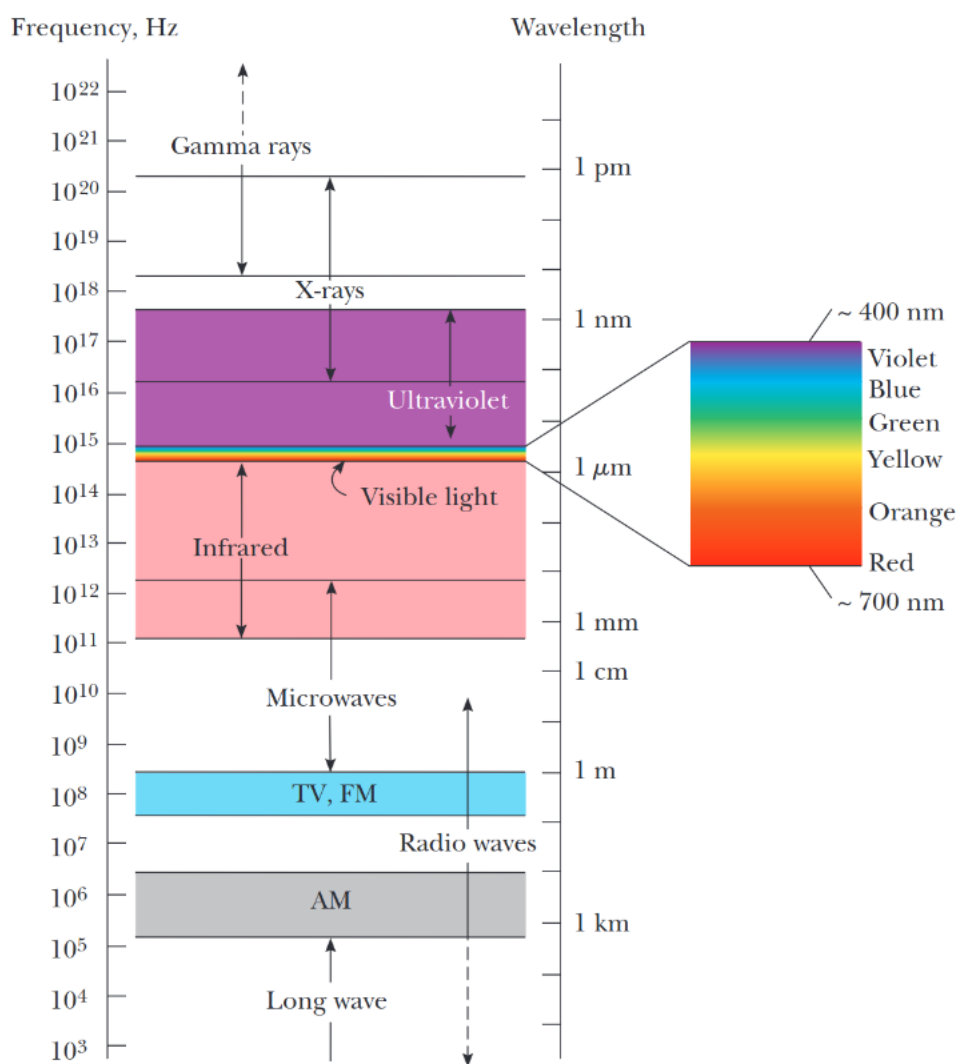


Figura 2.1: **Espectro electromagnético**. Adaptado de "Physics for Scientists and Engineers" (7^a ed.), por R. A. Serway y J. W. Jewett, 2008, Thompson Brooks/Cole, p. 967.

2.1.3. Radiación no ionizante.

La radiación electromagnética con energía por debajo de la región ultravioleta lejana (por ejemplo, luz visible, infrarrojos, transmisiones de radio y televisión) se llama radiación no ionizante. El umbral de energía para la ionización depende del tipo de materia. Por ejemplo, las energías mínimas necesarias para eliminar un electrón (lo que se conoce como potencial de ionización) [26].

2.1.4. Radiación ionizante.

Este tipo de radiación es aquella que tiene la capacidad energética para ionizar átomos o moléculas, es decir, que es capaz de modificar el estado original de un átomo arrancando sus electrones y convertirlos en iones⁶.

Las partículas de radiación ionizante incluyen partículas cargadas, como partículas alfa (α^{+2}), protones (p^+), electrones (e^-), partículas beta (β^-), positrones (e^+ o β^+) y partículas sin carga, como neutrones.

- **Partículas α o α^{+2} :**

Se emiten durante la desintegración alfa, un tipo de desintegración radiactiva en la que un núcleo inestable pierde una partícula alfa, reduciendo su número atómico en 2 y su masa en 4 unidades. Son núcleos de ${}^4\text{He}$ ⁷ que han perdido sus dos electrones, por lo que tienen una carga positiva ($+2e$); esta carga se debe a que el núcleo de *helio-4* está compuesto por dos protones (cada uno con una carga $+1e$)⁸ y dos neutrones.

Tienen una baja capacidad de penetración debido a su gran masa y carga, pueden ser fácilmente detenidas por una hoja de papel o la piel humana.

- **Partículas β :**

Beta negativa β^- , un electrón emitido durante la desintegración beta negativa la cual ocurre cuando un neutrón en un núcleo inestable se transforma en un protón, emitiendo así un electrón y un anti-neutrino.

Beta positiva β^+ , un positrón emitido durante la desintegración beta positiva, la cual ocurre cuando un protón se convierte en un neutrón, de modo que emite un positrón y un neutrino.

Las partículas beta tienen una mayor capacidad de penetración que las partículas alfa, pero menor que los rayos gamma, una lámina de aluminio delgada puede detenerlas.

Todas las partículas cargadas energéticas interactúan con la materia mediante fuerzas eléctricas y pierden energía cinética a través de excitación, ionización y pérdidas radiativas.⁹ La excitación y la ionización ocurren cuando las partículas cargadas pierden energía al interactuar con electrones orbitales; *la excitación* (Fig. 2.2) es la transferencia de parte de la energía de la partícula incidente a los electrones en el material absorbente, promoviéndolos a orbitales electrónicos más alejados del núcleo (es decir, niveles de energía más altos), en ella la energía transferida a un electrón no excede su energía de enlace. Después de la excitación, el electrón volverá a un nivel de energía más bajo, con la emisión de la energía de excitación en forma de radiación electromagnética o electrones Auger, este proceso se conoce como *des-excitación* (Fig. 2.4).[26]

- **Electrones Auger.**

Cuando un electrón de una capa L , se mueve a una capa K emite un fotón, que no necesariamente escapa del átomo, de modo que el fotón emitido es absorbido por otro electrón de la capa L y quedan dos vacantes en esa capa; este fenómeno ocurre para valores pequeños de Z Fig.(2.3).

⁶Átomos o moléculas que han ganado o perdido uno o más electrones.

⁷Isótopo más común y estable del helio, representa la mayoría del helio que se encuentra en la naturaleza.

⁸Unidad básica de carga eléctrica que equivale $1,610^{-19}$ coulombs.

⁹Pérdida de energía de un sistema debido a la emisión de radiación electromagnética como luz visible, rayos X,

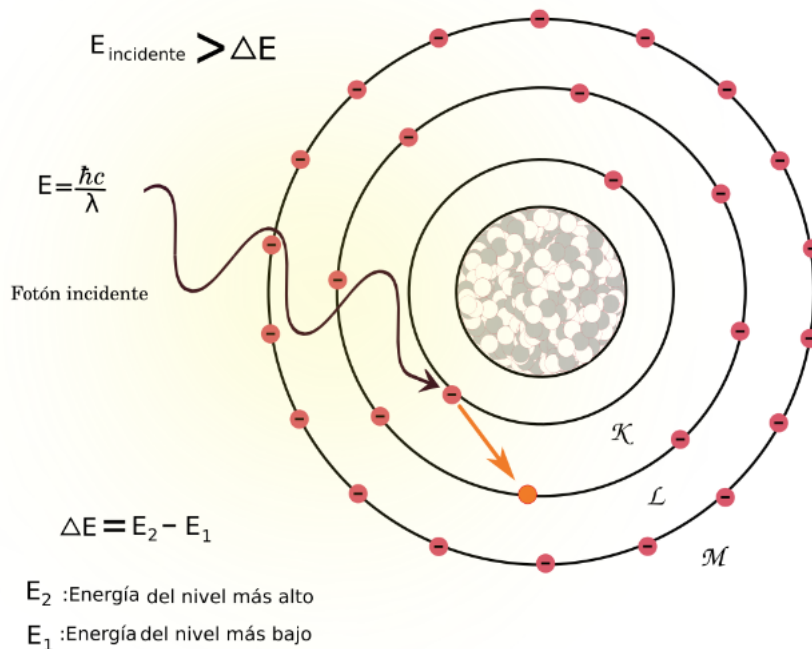


Figura 2.2: **Excitación**, si la energía del fotón es suficiente y coincide con la diferencia entre dos niveles de energía, el electrón absorberá el fotón y será promovido a un nivel de energía más alto. Este electrón se dice que está en un *estado excitado*.

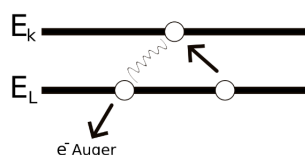


Figura 2.3: **Esquema representativo de la producción de electrones Auger.**

Si la energía transferida excede la energía de enlace del electrón, se produce *ionización*, por lo que el electrón es expulsado del átomo. El resultado de la ionización es un par de iones que consiste en el electrón expulsado y el átomo con carga positiva. A veces, los electrones expulsados poseen suficiente energía para producir más ionizaciones llamadas *ionización secundaria* o *rayos delta*; aproximadamente el 70% de la deposición de energía de partículas cargadas conduce a una excitación no ionizante. Entonces, mientras que las energías de enlace más pequeñas para los electrones en carbono, nitrógeno y oxígeno son menores que aproximadamente 10eV, la energía promedio depositada por par de iones producido en el aire (principalmente nitrógeno y oxígeno) o tejido blando (principalmente hidrógeno, carbono y oxígeno) es aproximadamente 34eV [26].

La interacción de la radiación con la materia tiene propiedades tanto ondulatorias como de partícula, además la radiación electromagnética interactúa con estructuras de tamaño similar a su longitud de onda. La radiación ionizante se produce en las frecuencias más altas del espectro

microondas, etc.

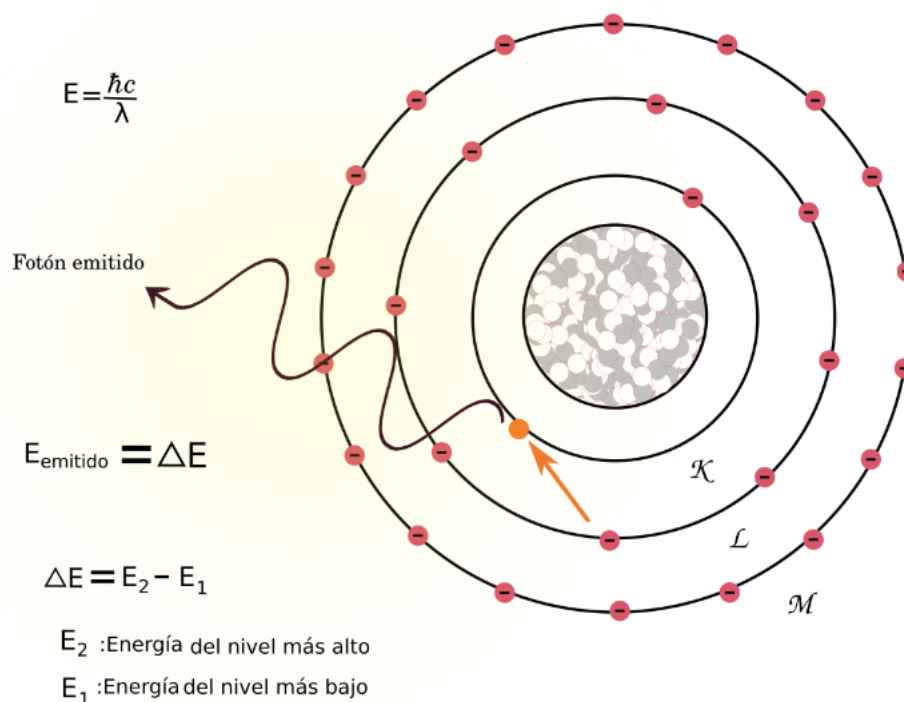


Figura 2.4: **Desexcitación**, después de un corto período el electrón excitado generalmente vuelve a su nivel de energía original (o a otro nivel inferior). Durante este proceso, el átomo emite un fotón cuya energía es igual a la diferencia de energía entre los dos niveles.

electromagnético e incluye las siguientes regiones: rayos ultravioleta (solo la parte de mayor energía), rayos X y rayos gamma. Los rayos X de longitudes de onda más cortas (mayor energía) interactúan con núcleos atómicos, los de longitudes medias (energía media) interactúan con los electrones y los de longitudes de onda mayores (baja energía) interactúan con átomos completos [25].

Una relación más específica entre la interacción entre rayos X y el tejido humano adquiere gran importancia en el campo de la medicina, en específico en el área de radiología; las interacciones básicas que se producen entre estos dos obedecen a cinco mecanismos físicos básicos: dispersión, efecto Compton, producción de pares y foto-desintegración.

1. Dispersión: coherente o de Thompson y Rayleigh.

La dispersión es una interacción que resulta en la desviación de una partícula o fotón de su trayectoria original. Un evento de dispersión en el que la energía cinética total de las partículas en colisión no cambia se llama elástico. Cuando la dispersión ocurre con una pérdida de energía cinética (es decir, la energía cinética total de las partículas dispersas es menor que la de las partículas antes de la interacción), se dice que la interacción es inelástica. Por ejemplo, el proceso de ionización puede considerarse una interacción elástica si la energía de enlace del electrón es insignificante en comparación con la energía cinética del electrón incidente (es decir, la energía cinética del electrón expulsado es igual a la energía cinética perdida por electrón incidente). Si la energía de enlace que se debe superar para ionizar el átomo es significativa (es decir, la energía cinética del electrón expulsado es menor que la

energía cinética perdida por el electrón incidente), se dice que el proceso es inelástico [26].

La *dispersión coherente o de Thomson* es la dispersión elástica de fotones por partículas cargadas, particularmente electrones libres. El fotón incidente se dispersa en una dirección diferente, pero sin un cambio en su energía y sin cambio en su longitud de onda (Fig. 2.5).

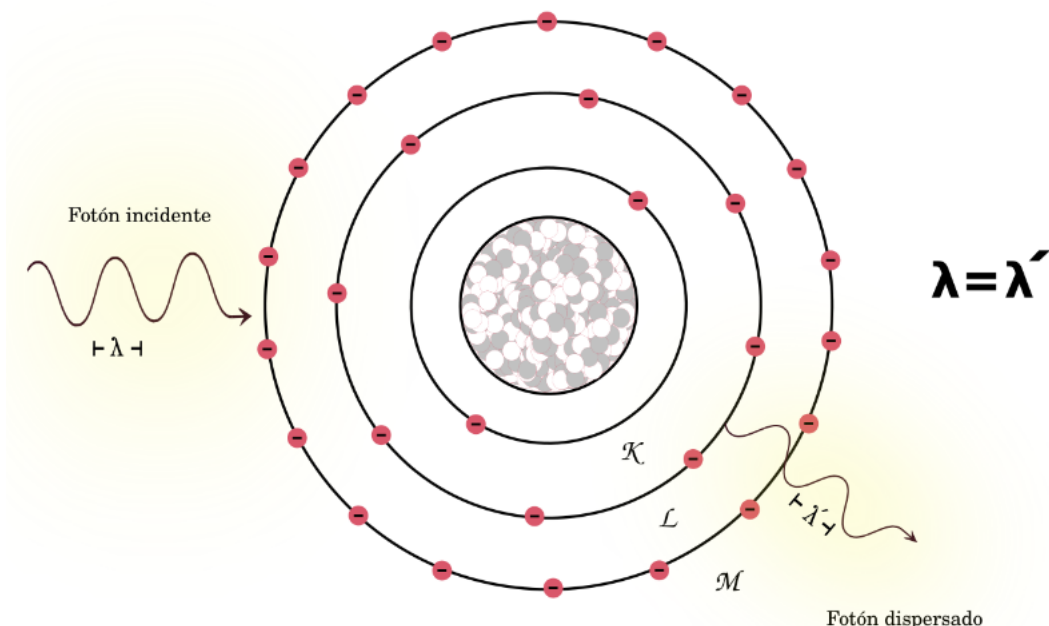


Figura 2.5: **Dispersión coherente o clásica**, en este tipo de dispersión el fotón de rayos X de baja energía incide sobre un átomo (blanco), en la interacción el fotón no pierde energía pero cambia su dirección.

La *dispersión de Rayleigh* involucra partículas más pequeñas que una longitud de onda (es decir, menos de aproximadamente $\lambda/10$). Los átomos y las moléculas ordinarias encajan perfectamente, ya que tienen un diámetro de unas pocas décimas de nanómetro, mientras que la luz tiene una longitud de onda de unos 500 nm [23], en este tipo de dispersión no hay cambio en la energía de los fotones y en consecuencia tampoco en su longitud de onda. El fotón incidente de rayos X interactúa con un átomo (blanco) induciendo en él una excitación, en consecuencia el blanco libera este exceso de energía emitiendo un fotón secundario (dispersado) cuya energía permanece igual. Esta dispersión tiene una mínima importancia en el campo de la radiología diagnóstica, ya que los rayos X que comprende son de energías menores a 10 KeV.

Sección eficaz: scattering.

La probabilidad de dispersión en una dirección dada es representada por la sección eficaz (σ). La sección eficaz de los fotones es la suma de las probabilidades de todos los posibles procesos de interacción que los fotones pueden experimentar cuando pasan a través de un material. Debido a que los principales mecanismos de interacción de los fotones de alta energía son el efecto fotoeléctrico, dispersión Compton y producción de pares, entonces la sección eficaz total σ_{total} se expresa como:

$$\sigma_{total} = \sigma_{fotolectrico} + \sigma_{Compton} + \sigma_{pares} + \dots \quad (2.1)$$

Donde cada término representa la sección eficaz de un proceso de interacción diferente, que a su vez estos dependen de la energía del haz.

2. Efecto Compton.

El efecto Compton es también llamada dispersión inelástica o no clásica y es efecto es un proceso de dispersión incoherente sobre electrones atómicos individuales; estos electrones pueden describirse como casi libres, es decir que en una primera aproximación sus energías de enlace no afectan la interacción y pueden despreciarse en los cálculos. Además, se considera un proceso inelástico, aunque la descripción cinemática de la reacción es la de una colisión elástica[21].

En este efecto interviene en la dispersión de la radiación de los átomos, un haz de rayos X con longitud de onda λ incide sobre un blanco; si bien el haz incidente consta esencialmente de una sola longitud de onda (λ), los rayos X dispersados tienen picos de intensidad en dos longitudes de onda, una de ellas debe ser la misma que la longitud incidente, sin embargo la otra (λ') es mayor en una cantidad $\Delta\lambda$, dicho corrimiento($\Delta\lambda$) varía con el ángulo al cual se observan los rayos X dispersados. La radiación dispersada consta del retroceso de los fotones que emergen del blanco. El fotón incidente transfiere parte de su energía al electrón con el cual choca, el fotón dispersado tiene una energía menor E' y en consecuencia una frecuencia $\nu' = E'/h$ menor lo que implica que su longitud de onda λ' (con $\lambda' = c/\nu'$) sea mayor, lo que explica el corrimiento $\Delta\lambda$, es decir que $\lambda' > \lambda$ (Fig.2.6) [22].

La energía del fotón incidente (E_i) es igual a la suma de la energía del fotón dispersado (E_{dis}) y la energía del electrón expulsado (E_{e-}), donde a su vez E_{e-} es la suma de la energía de enlace del electrón (E_{ue-}) y la energía cinética con la cuál el electrón es expulsado (E_{ke-}). Sin embargo la energía de enlace del electrón expulsado es comparativamente pequeña y puede ignorarse, como se hace ver en la ecuación (2.2).

$$\begin{aligned} E_i &= E_{dis} + E_{e-} \\ E_i &= E_{dis} + E_{ue-} + E_{ke-} \\ E_i &= E_{dis} + E_{ke-} \end{aligned} \quad (2.2)$$

El electrón expulsado (electrón Compton) perderá su energía cinética mediante la excitación e ionización de los átomos del material circundante. El fotón dispersado Compton puede atravesar el medio sin interacción o puede sufrir interacciones posteriores, como la dispersión Compton, la absorción fotoeléctrica o la dispersión Rayleigh. La energía del fotón dispersado se puede calcular a partir de la energía del fotón incidente y el ángulo (θ) del fotón dispersado (con respecto a la trayectoria incidente) [26]; como se muestra en la ecuación (2.3).

$$E_{dis} = \frac{E_i}{[1 + \frac{E_i}{511KeV}(1 - \cos \theta)]} \quad (2.3)$$

Durante una interacción Compton, la mayor parte de la energía se divide entre el rayo X disperso y el electrón Compton. A medida que aumenta la energía del fotón incidente la fracción de energía transferida al fotón dispersado disminuye. Cuando la dispersión Compton ocurre en las energías de rayos X más bajas utilizadas en diagnóstico por imágenes (18 a 150 KeV), la mayor parte de la energía del fotón incidente se transfiere al fotón dispersado y contribuye a la degradación de la imagen reduciendo las diferencias de atenuación de los fotones primarios de los tejidos [26].

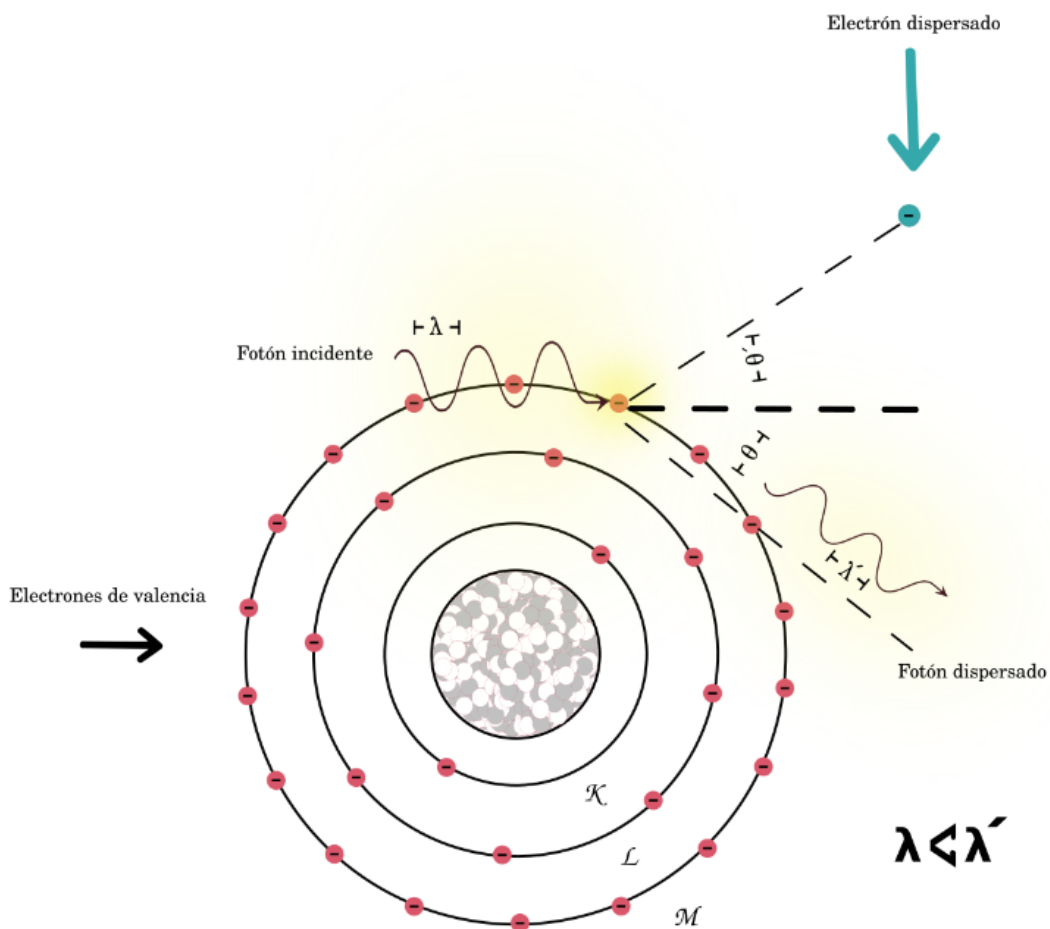


Figura 2.6: **Dispersión o efecto Compton**, ocurre en las capas lejanas del átomo donde se encuentran los electrones de valencia. Cuando un fotón de rayos X choca con un electrón de las capas externas que se encuentran más débilmente ligados, se ocasiona que el electrón sea expulsado y el rayo X cambie su trayectoria original, obteniendo una longitud de onda mayor a la del fotón inicial, que en consecuencia es una disminución en su energía.

Tanto el rayo X disperso como el electrón Compton pueden presentar la energía suficiente para llevar a cabo más interacciones ionizantes antes de perder toda su energía; al final el rayo X disperso es absorbido fotoeléctricamente, mientras que el electrón dispersado pierde toda su energía cinética por medio de ionización y excitación.

El efecto Compton es la interacción predominante de fotones de rayos X y gamma en el rango de energía de diagnóstico con el tejido blando. Esta dispersión no sólo predomina en el rango de energía de diagnóstico por encima de 26 KeV, sino que continúa predominando mucho más allá de las energías de diagnóstico hasta aproximadamente 30 MeV [26]. La dispersión Compton en el tejido blando como hueso puede presentarse con todos los tipos de rayos X; sin embargo los rayos X dispersos no proporcionan información útil en la imagen radiográfica ya que producen densidad óptica en una placa convencional e intensidad uniforme en una radiografía digital, además de que los rayos X dispersos producidos con efecto Compton pueden provocar riesgos altos de exposición a la radiación [25].

3. Efecto fotoeléctrico.

Este proceso surge cuando un fotón de rayos X (cuya energía $E_i = h\nu$ es mayor que las energías de enlace E_{ue-} de los electrones atómicos) impacta a un electrón de las capas internas del átomo, los fotones de rayos X son completamente absorbidos en esta interacción y a su vez se emite un electrón elevado a un estado de espectro continuo. El electrón que abandona el átomo es llamado *fotoelectrón* y escapa con una energía cinética E_{ke-} determinada por la ecuación (2.4)

$$E_i = E_{ue-} + E_{ke-} \tag{2.4}$$

Los átomos con número atómico bajo tienen una energía de unión de los electrones de la capa k baja. La eyección de un fotoelectrón de la capa k por un rayo X incidente causa una vacante en la capa k , esta situación es corregida inmediatamente cuando un electrón de la capa más externa, normalmente la capa L ocupa esta vacante (véase Fig. 2.7) [25]. Para energías de fotones entrantes más de aproximadamente el 80% de la absorción fotoeléctrica ocurre involucrando la emisión de electrones de la capa K ; si la energía del fotón es menor que la energía de enlace de una capa, no se puede emitir un electrón desde esa capa [21].

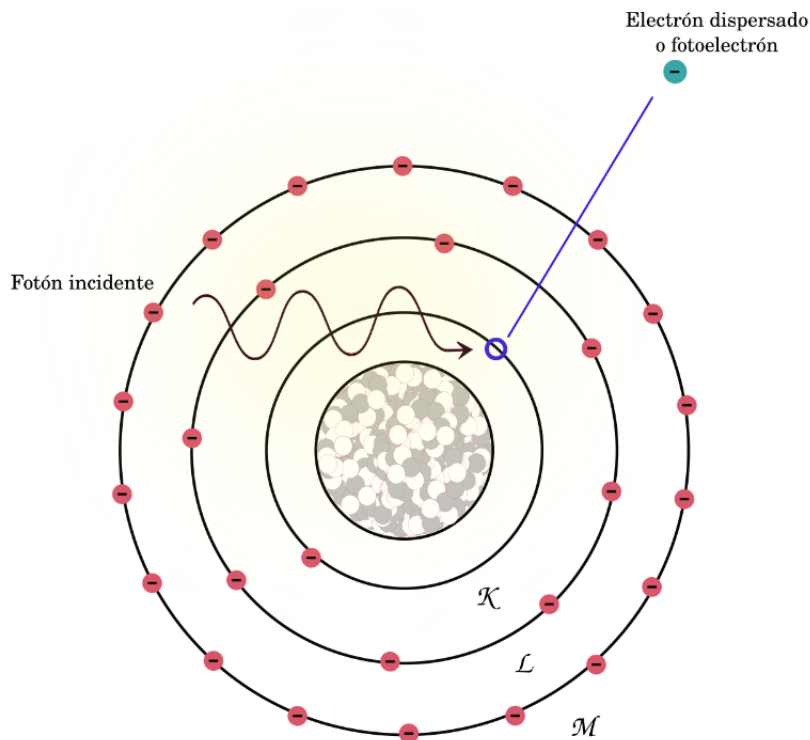


Figura 2.7: **Efecto fotoeléctrico**, este efecto ocurre cuando un rayo X incide en un electrón cercano al núcleo atómico, este es absorbido y libera al fotoelectrón causando ionización.

Entre las características del efecto fotoeléctrico se pueden mencionar las siguientes:

- Dependencia de la energía cinética de los fotoelectrones de la intensidad de la luz: la energía cinética máxima de cualquier electrón ($hf - \phi$), depende únicamente de la frecuencia de la luz y de la función de trabajo. Si se duplica la intensidad de la luz en

consecuencia se duplica el número de fotones que llegan por unidad de tiempo, lo que a su vez duplica la velocidad a la que se emiten los fotoelectrones. Sin embargo, la energía cinética máxima de cualquier fotoelectrón no cambia [24].

- Intervalo de tiempo entre la incidencia de la luz y la expulsión de fotoelectrones: la energía incidente aparece en pequeños paquetes y existe una interacción uno a uno entre fotones y electrones. Si la luz incidente tiene una intensidad muy baja, llegan muy pocos fotones por unidad de intervalo de tiempo; cada fotón, sin embargo, puede tener suficiente energía para expulsar un electrón inmediatamente [24].
- Dependencia de la expulsión de electrones de la frecuencia de la luz: ya que el fotón debe tener una energía mayor que la función de trabajo para expulsar un electrón, el efecto fotoeléctrico no se puede observar por debajo de una determinada frecuencia de corte. Si la energía de un fotón entrante no satisface este requisito, un electrón no puede ser expulsado de la superficie, independientemente de la intensidad de la luz [22, 24].
- Dependencia de la energía cinética de los fotoelectrones de la frecuencia de la luz.: Un fotón de mayor frecuencia transporta más energía y, por lo tanto, expulsa un fotoelectrón de mayor energía que un fotón de menor frecuencia [24].

La energía de enlace depende del número atómico Z y de la capa electrónica; disminuye a medida que avanza hacia las capas exteriores [21]. **Los rayos X característicos**¹⁰ se producen posteriormente a la interacción fotoeléctrica. Las interacciones fotoeléctricas no pueden manifestarse a menos que el rayo incidente presente una energía igual o superior a la energía de unión del electrón [25].

La probabilidad de absorción fotoeléctrica por unidad de masa es aproximadamente proporcional a Z^3/E^3 , donde Z es el número atómico y E es la energía del fotón incidente. El beneficio de la absorción fotoeléctrica en las imágenes por transmisión de rayos X es que no hay fotones no primarios adicionales que degraden la imagen, la proporción $1/E^3$ explica, en parte, por qué ocurre una disminución en el contraste de una imagen al utilizar energías más altas en imágenes de rayos X [26].

Como ya se ha mencionado, un fotón no puede sufrir una interacción fotoeléctrica con un electrón en una capa atómica particular si la energía del fotón es menor que la energía de enlace de esta; lo que en consecuencia causa una disminución drástica en la probabilidad de absorción fotoeléctrica de fotones con energías debajo de la energía de enlace, por ello la energía del fotón correspondiente a un borde de absorción (K, L1, L2, etc.), es la energía de enlace de los electrones en esa capa particular. La energía del fotón correspondiente a un borde de absorción particular aumenta con el número atómico (Z) del elemento. Por ejemplo, los elementos primarios que comprenden el tejido blando (H, C, N y O) tienen bordes de absorción por debajo de 1 KeV: los elementos yodo ($Z = 53$) y bario ($Z = 56$), comúnmente utilizados en agentes de contraste radiográficos para proporcionar atenuación mejorada de los rayos X [26].

A energías inferiores a 50 KeV, el efecto fotoeléctrico es de importancia la obtención de imágenes de tejidos blandos, ya que la absorción fotoeléctrica se puede utilizar para amplificar las diferencias de atenuación entre tejidos con números atómicos ligeramente diferentes, mejorando así el contraste de la imagen. Esta absorción diferencial se aprovecha para mejorar el contraste de la imagen en la selección del material objetivo del tubo de rayos X y de los filtros en mamografía [26].

4. Producción de pares.

¹⁰Son rayos X producidos por elementos determinados cuando sus electrones hacen transiciones entre los niveles más bajos de energía.

Este proceso consiste en la interacción de un fotón de rayo X incidente que tiene la energía suficiente para escapar de trayectoria de los electrones y pasar muy cercanamente al núcleo para ser influenciado por el campo de este. Dicha interacción hace que desaparezca el fotón y se produzcan en su lugar dos electrones, uno cargado positivamente (positrón) y el otro negativamente (Fig 2.8)

La producción de pares sólo puede ocurrir cuando las energías de los rayos X y gamma exceden 1,02 MeV. En la producción de pares, un fotón interactúa con el campo eléctrico del núcleo de un átomo. La energía en masa en reposo equivalente de cada electrón es 0.511 MeV y es por eso que el umbral de energía para esta reacción es 1.02 MeV. La energía de los fotones que excede este umbral se transmite a los electrones como energía cinética. El electrón y el positrón pierden su energía cinética mediante excitación e ionización. Cuando el positrón se detiene, interactúa con un electrón cargado negativamente, lo que da como resultado la formación de dos fotones de aniquilación de 0.511 MeV con direcciones opuestas [26].

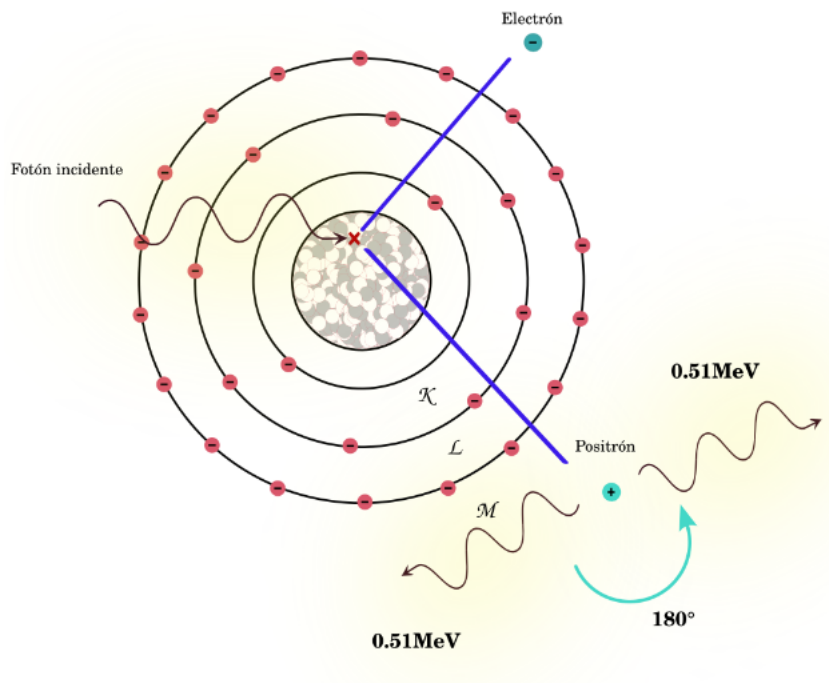


Figura 2.8: **Creación de pares**, proceso en el que un fotón de alta energía se transforma en un par de partículas: un electrón y un positrón.

5. Foto-desintegración.

Ocurre cuando fotones de rayos X con energías muy grandes de aproximadamente de 10 MeV, la energía del fotón es absorbida por el núcleo, lo que proporciona la energía necesaria para romper los enlaces nucleares, esta gran energía le permite escapar de la interacción con los electrones, el campo eléctrico nuclear y ser absorbidos directamente por el núcleo; el núcleo pasa a un estado de excitación e instantáneamente emite un nucleón u otro fragmento nuclear como resultado; la energía del fotón se convierte en la energía cinética de las partículas emitidas y del núcleo residual, así como en la energía de enlace liberada. (Fig. 2.9 .)

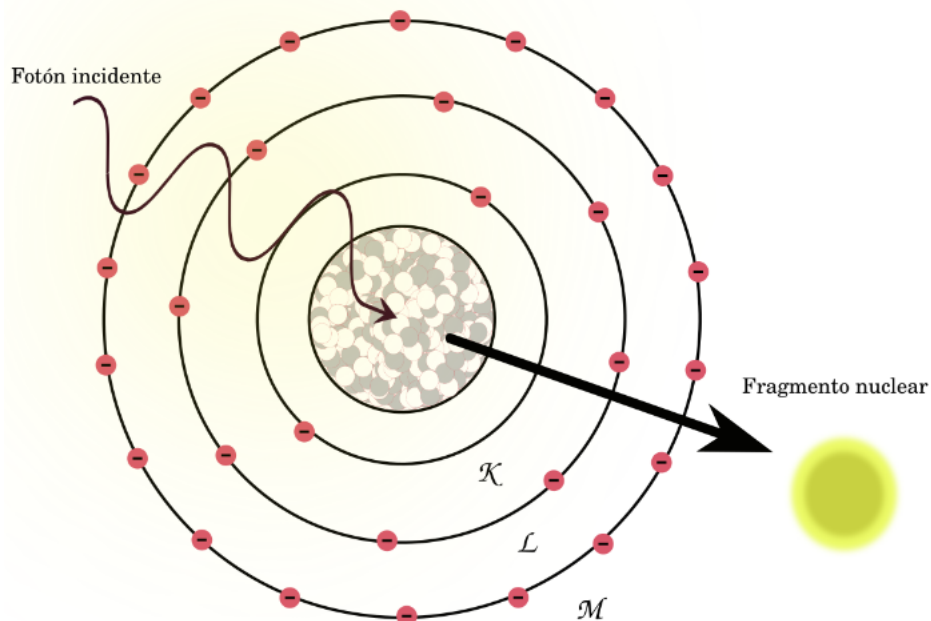


Figura 2.9: **Foto-desintegración**, proceso en el cual un núcleo atómico absorbe un fotón de alta energía, lo que provoca la emisión de una partícula subatómica como un protón, neutrón o una partícula alfa. Este proceso ocurre cuando la energía del fotón es suficiente para superar la energía de enlace que mantiene unidas las partículas dentro del núcleo.

2.2. Aplicación de los rayos X en la práctica médica.

Los rayos X fueron descubiertos por Wilhelm Conrad Roentgen en 1895 y desde entonces han revolucionado el campo de la medicina; los principales usos de los rayos X se dividen en dos importantes vertientes: diagnóstico y tratamiento de diversas enfermedades. Como se ha mencionado con anterioridad los rayos X son un tipo de radiación electromagnética con longitudes de onda cortas y alta energía, lo que les permite penetrar tejidos y proporcionar imágenes detalladas de las estructuras internas del cuerpo. Estos tienen una gran capacidad para revelar el interior del cuerpo humano sin necesidad intervenir quirúrgicamente proporciona facilidades para proporcionar diagnósticos precisos y tratamientos efectivos.

2.2.1. Diagnóstico.

Las imágenes médicas del cuerpo humano requieren algún tipo de energía. En las técnicas de imagen médica utilizadas en radiología, la energía utilizada para producir la imagen debe ser capaz de penetrar los tejidos [26]. El espectro electromagnético (fuera de la región de la luz visible que tiene una capacidad limitada de penetración), se utiliza para obtener imágenes de rayos X como la radiografía convencional, mamografía y tomografía computarizada. La utilidad diagnóstica de una imagen médica se relaciona con la calidad técnica de la imagen como con las condiciones de su

adquisición. La calidad de la imagen diagnóstica depende de varios factores como la calidad de la máquina de rayos X así como del detector, procesamiento de la imagen, correcto posicionamiento del paciente y los parámetros de exposición.

Se pueden obtener mejores imágenes de rayos X cuando la dosis de radiación recibida por el paciente es alta, sin embargo, se debe considerar la seguridad y comodidad del paciente al adquirir imágenes médicas (Fig. 2.10); por lo tanto, no es aceptable una dosis excesiva al paciente en la búsqueda de una imagen perfecta. Más bien, los niveles de potencia utilizados para generar imágenes médicas requieren un equilibrio entre la seguridad del paciente y la calidad de la imagen [26].

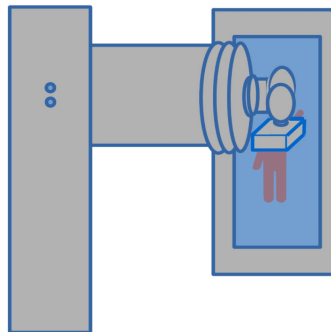


Figura 2.10: **Radiografía convencional**, técnica de imagen médica que utiliza rayos X para crear imágenes del interior del cuerpo, se utiliza ampliamente para evaluar mayormente estructuras óseas, sin embargo, también se pueden visualizar algunas partes blandas del cuerpo.

2.2.2. Tratamiento.

En el ámbito del tratamiento médico, los rayos X son utilizados primordialmente para tratar enfermedades como el cáncer; en radioterapia se utilizan rayos X de alta energía para destruir células cancerosas y reducir tumores ya que como se ha mencionado con anterioridad, la radiación daña el ADN de las células, en particular en este campo, de las cancerosas, impidiendo así su capacidad de reproducirse y provocando su muerte.

Otro uso de rayos X como tratamiento es mediante radiocirugía, cuyo principio es el mismo que el anterior, sin embargo esta radiación es altamente focalizada para tratar tumores y otras anomalías en el cuerpo sin la necesidad de una incisión quirúrgica.

En algunos casos se utiliza radioterapia para tratar enfermedades no oncológicas, principalmente como método de alivio para el dolor crónico asociado a artritis o para reducir tamaño de algunas afecciones benignas como los queloides ¹¹ o gangliones¹².

¹¹Cicatriz engrosada y elevada que se forma cuando el tejido cicatricial crece en exceso más allá de los bordes de la herida original.

¹²También conocidos como quistes ganglionares, son bultos llenos de un líquido gelatinoso que suelen aparecer en los tendones o las articulaciones de las muñecas o las manos, tobillos y los pies.

2.3. Mamografía, funcionamiento de los equipos mamográficos.

La mamografía o mastografía es un estudio radiográfico a bajas energías, se podría definir como una “radiografía de la mama”, en ella se utilizan energías de rayos X mucho más bajas que en cualquier otra aplicación radiográfica y, en consecuencia, la mamografía moderna utiliza máquinas de rayos X y sistemas detectores diseñados específicamente para obtener imágenes de la mama [26].

La mastografía, tiene la capacidad de detectar alteraciones mamarias imperceptibles a la vista y el tacto y tiene el objetivo de detectar cáncer de mama en etapa temprana.

Existen dos tipos de mastografía, de cribado y diagnóstica; la mamografía de cribado se realiza en personas asintomáticas mediante dos proyecciones: cráneo-caudal y medio-lateral-oblicua, mientras que la mamografía diagnóstica se realiza a personas con síntomas o factores de riesgo elevados de padecer cáncer de mama, entre estos factores de riesgo se encuentran: antecedentes familiares de cáncer de mama, presencia de genes BRCA1 o BRCA2 ¹³, tejido mamario denso, obesidad, menstruación menárquica (antes de los 12 años), menopausia después de los 55 años, uso prolongado de estrógenos, nulípara (que no ha tenido hijos) o primípara añosa (madre primeriza a edad avanzada), posición socio-económica alta y/o haber recibido radioterapia torácica a edades tempranas.

El uso de radiación ionizante para estudios de diagnóstico debe ser tratado con suma precaución, ya que como se ha mencionado con anterioridad, la exposición a la radiación puede causar daño al ADN de las células en casos de exposición repetida o prolongada. Sin embargo, los beneficios del uso de la mamografía para la detección temprana del cáncer de mama son mayores que los riesgos de radiación para la mayoría de las mujeres. El beneficio obtenido por el uso de mamografía versus el riesgo de muerte es de 1000 a 1 [25]. Los mamógrafos están diseñados para producir rayos X de baja energía (de 20 a 35 kVp, kilo-voltios pico), adecuados para penetrar el tejido mamario y resaltar pequeñas diferencias en la densidad del tejido, como entre el tejido glandular y el tejido adiposo.

2.3.1. Anatomía de la mama.

Las mamas, también llamadas *senos*, son órganos glandulares destinados a secretar leche durante el periodo de lactancia. Las mamas están situadas en la parte anterior¹⁴ del pecho (véase Fig. 2.11), al lado del esternón¹⁵, delante de los músculos pectorales mayor y menor (situadas a la altura de los brazos) [35].

La mama tiene el aspecto de semiesfera que descansa sobre el tórax por su cara plana y presenta en el centro (del lado de la cara convexa) una forma denominada pezón [35].

En el centro de la cara superficial se encuentra el pezón, el cual contiene numerosas fibras musculares lisas en su mayoría de tipo circular. Estas fibras se contraen a la estimulación mecánica produciendo su erección. En la superficie del pezón desembocan separadamente cada conducto galactóforo, y se encuentra aquí un anillo o esfínter que ayuda a la eyección de la leche.

La base del pezón está rodeada por una zona de piel marrón denominada areola, en ella se encuentran las glándulas sebáceas encargadas de proteger y lubricar el pezón denominadas glándulas areolares o glándulas de Montgomery [36, 37].

Anatómicamente la mama está compuesta por tres tipos principales de tejidos, el adiposo, glandular y fibroso. Cada uno de estos tejidos tiene una función y estructura específica que

¹³Genes que producen proteínas responsables de la reparación del ADN dañado. Si existen mutaciones en dichos genes pierden su capacidad para reparar el ADN dañado.

¹⁴Término también conocido como ventral, hace referencia a la parte delantera del cuerpo. En humanos, se refiere a las estructuras que están más cerca de la parte frontal del cuerpo.

¹⁵Hueso ubicado en la línea media del tórax.

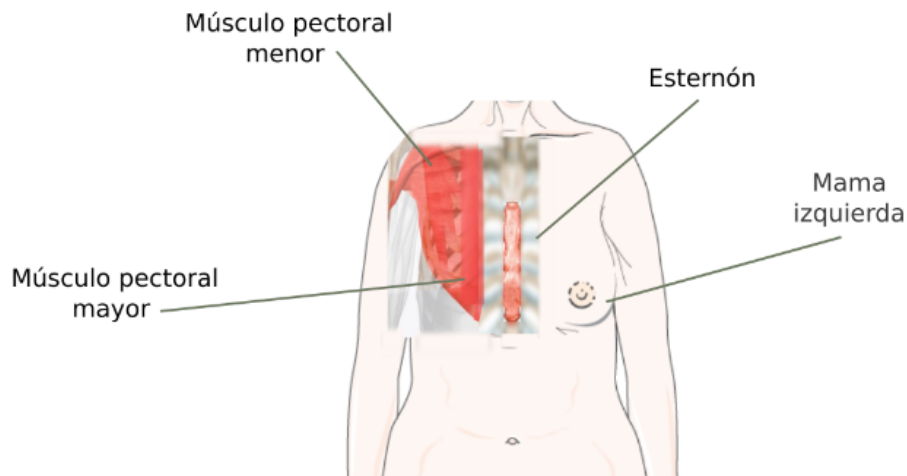


Figura 2.11: Ubicación anatómica de las mamas o senos.

contribuye a la composición general de la mama.

El tejido glandular es el responsable de la producción de leche, está constituido por tubos ramificados que terminan por extremos más o menos gruesos en forma de alvéolos¹⁶ (véase la Fig. 2.12), en esta parte se secreta la leche y tiene una estructura con forma de cavidad esférica. Se conoce como *lobulillo* a un grupo de alvéolos, cada lobulillo está compuesto por un conjunto de 20 a 40 alvéolos y cada uno de estos conjuntos recibe el nombre de *lóbulo*. Cada lóbulo es drenado por un conducto denominado *conducto lactífero*, y todos ellos convergen para abrirse independientemente [35, 38]. En una imagen de mamografía el tejido glandular se ve más blanco, debido a que es muy denso en comparación con otros lo que puede dificultar la detección de anomalías en personas con mamas densas.

El tejido fibroso o conectivo proporciona estructura y soporte a la mama. Este tejido incluye fibras que ayudan a mantener la forma de la mama y la conexión con la pared torácica. En mamografía, este tejido puede verse de manera similar al tejido glandular, contribuyendo a la densidad general de la mama. Las personas cuyas mamas son más densas, pueden tener mayor cantidad de tejido glandular y conectivo en comparación con tejido adiposo. Las partes principales del sistema fibroso incluyen: ligamentos de Cooper, tabiques interlobulares e intralobulares, fascia mamaria, estroma fibroso, etc.

Los ligamentos de Cooper, también conocidos como ligamentos suspensorios, se extienden desde la piel de la mama hasta la fascia profunda que cubre los músculos pectorales, estos ligamentos ayudan a mantener la forma de la mama y proporcionan soporte estructural, evitando que la mama se desplace hacia abajo. Cualquier cambio en la estructura de los ligamentos como el estiramiento o la pérdida de elasticidad, afectan la apariencia y posición de la mama.

Por su parte, los tabiques interlobulares y tabiques intralobulares son estructuras que dividen y delimitan los lóbulos y lobulillos de la mama. Los tabiques interlobulares separan los lóbulos entre sí, mientras que los intralobulares están dentro de los lóbulos, brindando soporte a los lobulillos y manteniéndolos organizados. Estos tabiques proporcionan estructura y soporte adicional al sistema glandular y ayudan a mantener la organización de las glándulas productoras de leche. La fascia mamaria es una capa de tejido fibroso que rodea y separa el tejido mamario de otras

¹⁶La palabra alvéolo se deriva del latín y hace referencia a una cavidad o cuenco hueco.

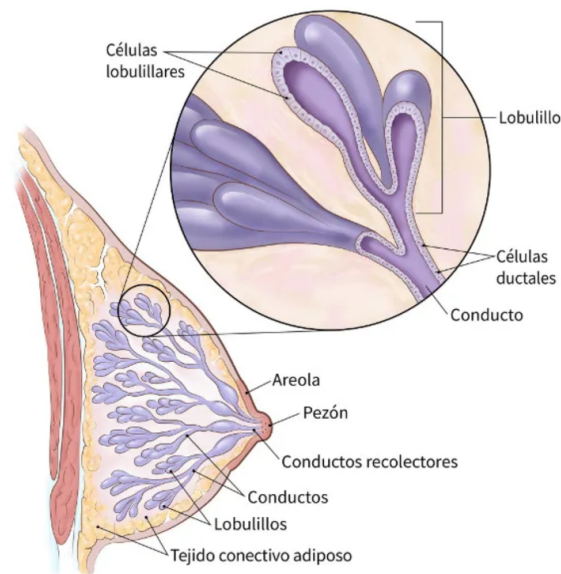


Figura 2.12: Imagen adaptada de American Cancer Society. (s.f.). Anatomía de la mama [Ilustración]. En La densidad de los senos y el informe de su mamograma. <https://www.cancer.org/es/cancer/tipos/cancer-de-seno/pruebas-de-deteccion-y-deteccion-temprana-del-cancer-de-seno/mamogramas/la-densidad-de-los-senos-y-el-informe-de-su-mamograma.html>

estructuras, como la pared torácica y los músculos. Se compone de dos capas principales: fascia superficial, esta se encuentra justo debajo de la piel y rodea la mama en su parte más externa y la fascia profunda, que se ubica más internamente, separando el tejido mamario de los músculos pectorales. La fascia mamaria ayuda a fijar la mama a la pared torácica, además proporciona un límite entre el tejido mamario y los músculos subyacentes. Por otro lado el estroma fibroso es la red de tejido conectivo que rodea y sostiene las unidades funcionales de la mama, como los lóbulos y conductos.

El tejido adiposo o grasa, rodea y da soporte al tejido glandular y fibroso en la mama; se divide en la periferia de la mama en dos hojillas, una anterior y otra posterior. La hoja anterior es muy gruesa en la periferia y apenas aparente en los confines de la areola; desaparece completamente en el pezón, cuya piel adhiere a la misma glándula. Esta capa no es uniforme; está tabicada por tractos conjuntivos que penetran en la glándula o bien se insertan en las eminencias glandulares de bordes cortantes. Entre los lóbulos de la glándula se insinúan a menudo pelotones adiposos, que constituyen el panículo adiposo subcutáneo y se extienden a veces hasta la capa celular retromamaria. Así, pues, el panículo adiposo subcutáneo no aparece como una hoja de grasa uniforme, sino que toma el aspecto de una capa tabicada cuyos compartimientos llenan los surcos superficiales del tejido glandular [35]. En mamografía, el tejido adiposo aparece más oscuro o gris, lo cual indica menor densidad que en el caso del tejido glandular.

La combinación de estos tejidos determina la densidad mamaria de cada persona. Las mamas con más tejido glandular y fibroso en comparación con el tejido adiposo se consideran mamas densas. La densidad mamaria es importante en la interpretación de mamografías, ya que las mamas densas pueden hacer que sea más difícil identificar ciertas anomalías, como tumores o microcalcificaciones, debido al mayor contenido de tejido blanco en la imagen.

Radiográficamente los tejidos fibroso y glandular pueden agruparse en un solo conjunto, ya que el grado de intensidad que producen en una imagen es muy similar, los tejidos que pueden

representar un cambio más notorio, son el tejido adiposo y el cutáneo.

El tejido cutáneo o piel, el órgano más extenso del cuerpo humano y consta de tres capas bien diferenciadas: epidermis, dermis e hipodermis, cada una de las cuales desempeñan una serie de funciones, interrelacionándose entre sí [39].

Las funciones principales de la piel son:

- **Protección.**
Mediante su especial textura y composición protege a los órganos internos de traumatismos mecánicos, físicos y químicos, a la vez que evita la pérdida de agua y electrolitos desde el interior. También protege de los efectos físicos, como radiaciones ultravioleta, mediante la pigmentación epidérmica y absorción de estas radiaciones a distintos niveles, y de los químicos impidiendo su paso a través de un epitelio celular compacto [39].
- **Termorregulación.**
Mediante fenómenos de vasodilatación¹⁷ y vasoconstricción¹⁸ en los plexos¹⁹ vasculares cutáneos se aumenta o reduce la temperatura de la piel y, en situaciones de calor exterior extremo, la secreción sudoral ecrina²⁰ refresca la superficie cutánea.
- **Sensación.**
Tacto, presión, vibración, temperatura, dolor y prurito²¹ son captados por receptores sensoriales libres y/o corpúsculos sensoriales²² que los transmiten al cerebro.
- **Secreción.**
La producción de secreciones están a cargo de glándulas especializadas dentro de la piel que son esenciales para mantener su salud, hidratación, protección y equilibrio. Las principales glándulas involucradas en la secreción de sustancias en la piel son las glándulas sebáceas y las glándulas sudoríparas.
- **Producción de vitamina D.**
- **Excreción.**
A través de la piel se eliminan muy pocas sustancias aunque, en determinadas situaciones patológicas, se pueden perder elementos como azufre y proteínas.

En la mastografía, la piel desempeña un papel importante en las imágenes. Aunque la mastografía se enfoca principalmente en los tejidos internos de la mama (tejido glandular, adiposo y fibroso), la piel también se visualiza en la imagen y puede aportar información relevante sobre la salud de la mama. En una mamografía, la piel de la mama aparece como una línea fina y uniforme alrededor de la imagen, que corresponde al borde de la mama. Una mama saludable posee un grosor relativamente uniforme y de aspecto delgado, generalmente entre 1 y 2 mm [54]. Las irregularidades en el grosor o apariencia de la piel pueden ser indicativas de ciertas condiciones o anomalías. Se puede concluir entonces, que radiográficamente hablando los tres tejidos principales son: el tejido adiposo, el glandular y el cutáneo.

¹⁷Proceso fisiológico que consiste en el ensanchamiento de los vasos sanguíneos, lo que provoca un aumento del flujo sanguíneo hacia los tejidos.

¹⁸Estrechamiento de los vasos sanguíneos, lo que provoca que la circulación de sangre se enlentezca o se bloquee.

¹⁹Red de filamentos nerviosos y vasculares entrelazados.

²⁰Líquido transparente, inodoro e incoloro producido por las glándulas sudoríparas ecrinas.

²¹Sensación de irritación en la piel que provoca el deseo de rascarse.

²²Terminación nerviosa encapsulada que se localiza en la piel.

Lesiones mamarias.

Las alteraciones en el tejido de la mamario son llamadas lesiones mamarias. Estas alteraciones pueden ser benignas o malignas y se detectan a través de exámenes físicos, mamografías, ultrasonidos, resonancias magnéticas y en algunos casos requerir de biopsias. Las lesiones mamarias se clasifican según sus características; entre estas lesiones se encuentran:

Masas.

Anomalías palpables o visibles en la imagen que ocupan un espacio en el tejido mamario y que es distinta del tejido circundante. Las masas pueden ser benignas o malignas, para determinar si una masa es maligna o benigna, los médicos radiólogos evalúan tres características principales: la forma, el contorno o margen y la densidad [41].

Las masas redondas tienen forma circular y bordes simétricos. Aunque muchas masas redondas son benignas, como los quistes, la forma por sí sola no es suficiente para descartar malignidad.

Las masas ovaladas o típicamente conocidas como elípticas, tiene una forma alargada con bordes suaves y tienden a ser benignas, como los fibroadenomas ²³. Las masas irregulares se asocian más a tumores malignos debido a que estos suelen crecer de manera desorganizada [41].

Las masas con bordes bien definidos son más comunes en lesiones benignas. Los bordes claros y definidos sugieren que la masa está bien delimitada del tejido circundante. Cuando los bordes están mal definidos, es decir, son poco claros o borrosos pueden ser un signo de malignidad debido a que esta característica llega a indicar que las células cancerosas están infiltrando el tejido.

Los bordes espiculados, es decir que tienen proyecciones hacia el tejido circundante, son altamente sospechosos de malignidad y se asocian comúnmente con tumores invasivos. Las masas cuya densidad es mayor a la del tejido mamario que las rodea suelen ser indicadoras de malignidad, aunque también pueden ser benignas. Los tumores malignos suelen verse más densos en una mamografía.

Una masa de baja densidad puede indicar una lesión benigna como un quiste simple lleno de líquido; también si la masa contiene grasa, entonces suelen ser lesiones benignas como los lipomas, ya que los tumores malignos rara vez contienen grasa.

La mayoría de las masas no calcificadas circunscritas ²⁴ identificadas en la detección no son palpables y miden menos de 1cm. Estos tipos de masas se evalúan inicialmente con ecografía, que puede diagnosticar de manera confiable un quiste simple, eliminando así la necesidad de cualquier estudio posterior. Sin embargo, si la masa es sólida pero no muestra características ecográficas de malignidad, pero continúa apareciendo circunscrita en la mamografía de detalles finos (usando compresión puntual con o sin aumento), entonces generalmente se evalúa como probablemente benigna y se maneja con vigilancia mamográfica periódica [42].

Una manifestación de la distorsión en la arquitectura es sospechosa de malignidad, y es apropiada para tomar una biopsia. La distorsión de la arquitectura es la retracción focal o la distorsión del borde del parénquima con la grasa subcutánea o la grasa sobre fascia retromamaria. En un estudio retrospectivo de 300 cánceres de mama no palpables consecutivos, el 9% se identificó como distorsión de la arquitectura. La probabilidad de malignidad entre los hallazgos caracterizados como distorsión de la arquitectura se estima que varía del 10 al 35%, dependiendo de la selección de casos, la edad de la paciente y otros factores [42]; un ejemplo de este caso se puede ver en la Fig. 2.13.

Las masas pueden clasificarse como:

Quistes.

Sacos llenos de líquido que se encuentran comúnmente en las mamas, suelen ser redondos u ovalados con bordes bien definidos. Pueden ser dolorosos, especialmente antes del período menstrual, y suelen

²³Tumor benigno que se forma en las mamas y está compuesto de tejido glandular y fibroso.

²⁴Aquellas masas que tienen un margen bien definido y una transición abrupta entre la lesión y el tejido que la rodea.

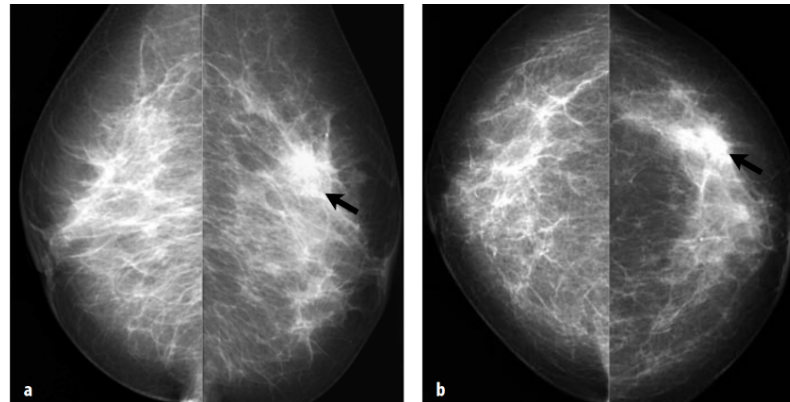


Figura 2.13: Figura adaptada de Buendía Eisman, Mazuecos Blanca, & Camacho Martínez, 2018, Figura 6a-c. Se muestra la mama de una mujer asintomática de 65 años derivada para mamografía de detección. a) Mamografía, vista mediolateral oblicua; b) Mamografía, vistas craneocaudal. Se muestra una asimetría focal, así como una distorsión de la arquitectura en el cuadrante superior externo de la mama izquierda (alternativamente, la lesión podría describirse como una masa espiculada porque parece densa en su centro); Sugestiva a malignidad, categoría 5 de BI-RADS. La histología mostró carcinoma ductal invasivo.

ser benignos. Los quistes simples (con líquido claro) se consideran benignos, mientras que los quistes complejos (con material interno) pueden requerir más estudios.

Fibroadenomas.

Masas benignas sólidas, compuestas de tejido glandular y fibroso. Suelen ser móviles, de forma ovalada y con bordes circunscritos. Son comunes en mujeres jóvenes y pueden cambiar de tamaño en respuesta a las hormonas.

Lipomas.

Tumores benignos formados por células de grasa. Son de baja densidad en las imágenes y suelen tener bordes bien definidos. No son peligrosos y generalmente no requieren tratamiento a menos que causen molestias.

Necrosis grasa.

Masa benigna causada por la muerte del tejido graso, a menudo debido a un traumatismo o cirugía previa. Puede aparecer como una masa irregular o espiculada, lo que puede hacer que parezca sospechosa en la mamografía aunque es benigna.

Hamartomas.

Tumores benignos formados por una mezcla de tejidos glandulares, fibrosos y adiposos. Suelen tener bordes bien definidos y una apariencia de “almohadilla” en las imágenes.

Carcinoma ductal invasivo (CDI).

Es el tipo de cáncer de mama más común; comienza en los conductos mamarios y puede invadir el tejido circundante, suelen tener forma irregular, bordes espiculados y alta densidad en las imágenes, lo cual es muy sospechoso en malignidad.

Carcinoma lobular invasivo (CLI).

Se origina en los lobulillos de la mama y al igual que el CDI, puede invadir el tejido circundante. Puede ser difícil de detectar en una mamografía, en algunos casos solo se identifica mediante una resonancia magnética.

Carcinoma medular, mucinoso y tubular.

Tipos de cáncer de mama poco comunes; a menudo tienen características diferentes en las imágenes: El carcinoma medular puede parecer menos agresivo en la imagen, a pesar de ser maligno. El carcinoma mucinoso puede contener áreas de baja densidad debido a la mucina ²⁵.

²⁵Proteínas muy pesadas involucradas en la protección de la mucosa a través de la preservación de la función de

El carcinoma tubular suele aparecer con bordes espiculados, aunque es menos agresivo que otros cánceres.

Carcinoma inflamatorio de mama.

Forma rara y agresiva de cáncer de mama que afecta la piel y los ganglios linfáticos de la mama. Llega a causar engrosamiento difuso de la piel y apariencia de “piel de naranja” en la mamografía.

Carcinoma en enfermedad de Paget del pezón.

Cáncer poco común que afecta el pezón y la areola. Puede presentarse como una masa o como un engrosamiento en el pezón.

Uno de los sistemas de clasificación más importante es el BI-RADS (Breast Imaging Reporting and Data System). El BI-RADS es un sistema de clasificación y estandarización utilizado en radiología para evaluar y reportar los hallazgos en estudios de imagen de la mama como mamografías, ecografías y resonancias magnéticas. Este sistema fue desarrollado por el Colegio Americano de Radiología (ACR) [41, 43].

La clasificación BI-RADS para evaluar lesiones es la siguiente [41, 43]:

- BI-RADS 1 y 2:
No hay evidencia de malignidad o las lesiones son benignas.
- BI-RADS 3:
Lesión probablemente benigna, con recomendación de seguimiento a corto plazo.
- BI-RADS 4:
Lesión sospechosa, se recomienda biopsia.
- BI-RADS 5: Alta sospecha de malignidad, se requiere biopsia y tratamiento urgente.
- BI-RADS 6:
Malignidad confirmada por biopsia.

2.3.2. Microcalcificaciones.

Las microcalcificaciones son pequeños depósitos de calcio que se encuentran en el tejido mamario. El análisis de las calcificaciones mamarias es importante porque pueden ser el único signo de cáncer. En el examen histológico ²⁶, entre el 50 y el 80% de los cánceres de mama contienen calcificaciones, pero solo un pequeño porcentaje de cánceres muestran calcificaciones en la mamografía. Las calcificaciones se forman en los cánceres de mama debido a la necrosis central del tumor o a partir de secreciones de células malignas. Debido a que los cánceres crecen en los conductos mamarios, las calcificaciones que se forman en estos tumores a menudo toman la forma del conducto, lo que da como resultado las calcificaciones lineales y ramificadas típicas de tipo maligno en los cánceres observados en las mamografías [27].

La mayoría de las mamografías muestran calcificaciones de algún tipo; sin embargo, la gran mayoría de las calcificaciones se deben a procesos benignos. Es difícil reconocer las calcificaciones cancerosas y distinguirlas de la amplia variedad de calcificaciones benignas comunes, pero se puede hacer. Un enfoque cuidadoso y sistemático de la mamografía permite al radiólogo detectar calcificaciones de tipo canceroso. Una vez que se encuentra la calcificación, el radiólogo examina las formas individuales, la forma y la ubicación del grupo de calcificaciones, y cualquier cambio a lo largo del tiempo para ver si indican la presencia de cáncer[27].

la barrera epitelial.

²⁶Estudio que consiste en observar la estructura, desarrollo y funciones de células y tejidos vivos, sanos y normales bajo un microscopio.

La mayoría de las calcificaciones mamarias son distróficas ²⁷ y aparecen en las unidades ductal-lobulillares terminales, y se asocian a diversos procesos patológicos, como acumulaciones de líquido en quistes, inflamación, infección y tumores benignos o malignos [45].

Se ha propuesto que existen tres tipos de microcalcificaciones:

- Tipo I. Microcalcificaciones de color ámbar, generalmente cristalinas, con un solo pico de calcio en el análisis de microprobe ²⁸. Se identificó la weddellite (un tipo de oxalato de calcio) como el principal componente. Estas microcalcificaciones se encontraron en algunas lesiones benignas y en carcinomas lobulares in situ, pero no en adenocarcinomas infiltrantes [44].
- Tipo II. Microcalcificaciones de color blanquecino, no birrefringentes ²⁹ y generalmente ovoides o fusiformes ³⁰, que mostraron dos picos en el análisis: uno de calcio y otro de fósforo. Estas están compuestas principalmente de fosfato de calcio, específicamente hidroxiapatita, y se encontraron en todos los carcinomas infiltrantes y adenocarcinomas intraductales [44].
- Tipo III. Hidroxiapatita sustituida por magnesio (Mg-HA): También robustamente relacionada con malignidad.

A nivel bioquímico, las microcalcificaciones se clasifican generalmente en dos tipos principales: tipo I, compuesto de oxalato de calcio (CO), y tipo II, compuesto de Hidroxiapatita (HA). Esta clasificación se basa en la composición química y las características mamográficas, incluyendo la morfología, la distribución y la densidad. La diferencia entre los tipos es significativa porque la evidencia sugiere que el tipo II a menudo se asocia con lesiones malignas [45].

Recientemente, se ha descrito una tercera forma bioquímicamente distinta de microcalcificaciones, llamada hidroxiapatita sustituida con magnesio (Mg-HA). La Mg-HA y las microcalcificaciones de tipo II están fuertemente asociadas con la malignidad. En el artículo llamado *Microcalcifications in breast cancer: An active phenomenon mediated by epithelial cells with mesenchymal characteristics*, realizado por Scimeca et al.(2014) se observó que las microcalcificaciones de CO estaban asociadas con lesiones benignas en el 81,8% de sus casos estudiados, mientras que el 97,7% de las lesiones malignas mostraban formas complejas de microcalcificaciones, compuestas principalmente de Mg-HA; esta forma estaba presente solo en lesiones malignas[45, 46].

La detección de las microcalcificaciones agrupadas está a cargo de la mamografía de detección y la mayoría de los cánceres hallados en la mamografía de detección se tratan con cirugía de preservación de la mama. Cuando se detectan microcalcificaciones agrupadas (o incluso se sospecha de ellas) en la mamografía de detección, se obtienen imágenes adicionales con detalles finos utilizando mamografía de aumento con compresión puntual para representar con mayor claridad las formas y la extensión de las calcificaciones. Esto permite la clasificación de algunos casos que de otro modo serían sospechosos en categorías más benignas, de modo que las lesiones verdaderamente benignas se manejan mediante vigilancia mamográfica en lugar de diagnóstico tisular ³¹, reduciendo así la morbilidad y el costo. Este método proporciona información adicional sobre la extensión de la enfermedad antes de un procedimiento intervencionista indicado, lo cual es muy útil para planificar el tipo de intervención o intervenciones a realizar, especialmente si posteriormente se encuentra carcinoma en la biopsia [42].

Para identificar las microcalcificaciones, el radiólogo primero se asegura de que las mamografías sean de alta calidad; luego observa cada película estándar utilizando un patrón de búsqueda

²⁷Manifestación de necrosis grasa en respuesta a un factor que puede causar daño al tejido mamario.

²⁸Técnica de análisis químico utilizada para determinar la composición elemental de pequeñas áreas de una muestra a nivel microscópico.

²⁹Birrefringencia: separación de un rayo luminoso en dos, dependiendo del ángulo de incidencia, compartida por estructuras cristalinas anisotropas (que posee propiedades físicas distintas según la dirección en que se mide) no cúbicas y estructuras biológicas semejantes.

³⁰Forma alargada, elipsoidea y con las extremidades más estrechas que el centro.

³¹Pertenciente o relativo a los tejidos de los organismos.

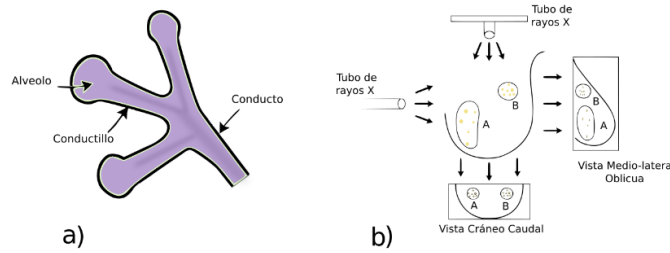


Figura 2.14: Adaptado de a) Ampliación esquemática de una unidad lobulillar ductal terminal (UDLT). Los conductos y lóbulos están revestidos por epitelio mamario, donde se origina el cáncer de mama, si el cáncer se encuentra confinado al conducto produce formas lineales y ramificadas. b) Cúmulo de microcalcificaciones dispersas (A) como agrupadas (B). En una vista cráneo-caudal (cc) en mamografía estos grupos aparecen agrupadas estrechamente, debido a que las calcificaciones dispersas se superponen entre sí creando un cúmulo falso; mientras que en una toma medio-lateral oblicua es más sencillo ver los grupos dispersos y los más unidos.

estándar para que no quede ninguna parte de la película sin analizar. Con la mamografía analógica o pantalla-película, el radiólogo utiliza una luz brillante para iluminar las partes más oscuras de la película para que las calcificaciones sean más fáciles de ver. En la mamografía digital, el radiólogo ajusta las ventanas y los niveles en la estación de trabajo de mamografía para optimizar el contraste y el brillo de la imagen [27].

Posteriormente, el radiólogo utiliza una lupa de mano para examinar cada imagen; esto hace que las calcificaciones sean más fáciles de detectar. En el caso de la mamografía digital, el radiólogo amplía la mamografía electrónicamente para hacer que las calcificaciones sean más grandes y más fáciles de ver. Los protocolos de visualización de mamografías digitales suelen incorporar la ampliación electrónica de cada imagen como parte del flujo de trabajo de visualización. Si se detectan calcificaciones que necesitan una evaluación más exhaustiva [27]

Las calcificaciones pueden formarse en los conductos mamarios, en los lobulillos o incluso dentro de los tumores en la mama (Véase Fig. 2.14 inciso a)). Las que se desarrollan en el estroma interlobulillar, las zonas periductales, vasos sanguíneos, grasa o la piel suelen ser benignas en su mayoría. La ubicación de las calcificaciones es crucial, ya que aquellas que se encuentran en la piel, los músculos o el pezón son casi siempre benignas.

Es especialmente importante identificar las calcificaciones en la piel, ya que a veces se confunden con calcificaciones en el tejido mamario, lo que puede llevar a biopsias innecesarias. Las calcificaciones en la piel suelen ser muy pequeñas, del tamaño de un poro en la mamografía, y suelen aparecer en los pliegues donde la piel entra en contacto consigo misma.

Estas son de tipo cáscara de huevo o presentan un centro radiolúcido ³². Las calcificaciones agrupadas dentro del tejido mamario son más sospechosas de cáncer que aquellas que están dispersas. Para que un grupo intraparenquimatoso ³³ se considere sospechoso, debe tratarse de un cúmulo real y no de calcificaciones dispersas que se superponen entre sí. Este grupo debe aparecer estrechamente agrupado en dos vistas ortogonales (ver Fig. 2.14 inciso b)) para confirmar que no es un cúmulo falso, para ello, el radiólogo busca un patrón similar de calcificaciones en el mismo volumen de tejido en ambas vistas ortogonales. Si el grupo está estrechamente agrupado en ambas vistas, se trata de un cúmulo verdadero que requiere una evaluación más detallada. En cambio, si el cúmulo está agrupado en una vista y disperso en la otra, es una superposición de calcificaciones, lo que indica un cúmulo falso que puede descartarse [27].

Descriptor BI-RADS de distribución de las microcalcificaciones.

³² Apariencia de una región en una imagen radiográfica que permite el paso de los rayos X.

³³ Se refiere a algo que se encuentra dentro del parénquima de un órgano.

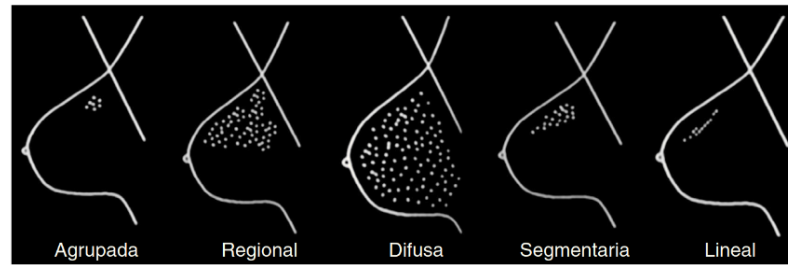


Figura 2.15: Esquema de los descriptores BI-RADS de distribución de las microcalcificaciones. Adpatado de Arancibia Hernández, P. L., Taub Estrada, T., López Pizarro, A., Díaz Cisternas, M. L., & Sáez Tapia, C. (2016). Distribución difusa de microcalcificaciones [Imagen]. En *Calcificaciones mamarias: descripción y clasificación según la 5.ª edición BI-RADS*. Revista Chilena de Radiología, 22(2), 80-91.

La distribución de las microcalcificaciones en la mama es un factor clave en la evaluación radiológica, debido a que ayuda a los radiólogos a determinar si las calcificaciones son benignas o si podrían estar relacionadas con una condición maligna, como el cáncer de mama. Existen varios tipos de distribución que aportan información importante sobre la naturaleza de las microcalcificaciones.

En primer lugar se encuentra la distribución difusa, la cual se refiere a microcalcificaciones que están dispersas de manera uniforme por toda la mama, sin un patrón específico ni agrupación en áreas particulares. Este tipo de distribución generalmente se considera benigna y se asocia a cambios normales en el tejido mamario. La distribución regional implica que las microcalcificaciones están concentradas en una región específica o área amplia de la mama, sin formar un grupo compacto en un espacio reducido; este tipo de distribución también suele ser benigno.

Otro tipo de distribución es la agrupada o focal, en ella las microcalcificaciones están reunidas en una pequeña área de la mama, formando un cúmulo compacto. Este patrón es más sospechoso de malignidad, especialmente si las calcificaciones tienen formas irregulares o pleomórficas³⁴, ya que puede estar asociado con cambios precancerosos o incluso con cáncer[47].

Las distribuciones lineal y segmentaria, son consideradas sospechosas. En la distribución lineal, las microcalcificaciones están dispuestas en una línea o siguen un trayecto lineal, lo que sugiere que podrían estar dentro de un conducto mamario. Esta disposición puede reflejar la presencia de células cancerosas dentro de los conductos, por lo cual es motivo de preocupación. Mientras que la distribución segmentaria por su parte, sigue un patrón que corresponde a un segmento de la mama y se extiende en un área que representa un grupo de conductos que drenan hacia un lóbulo [47].

Clasificación de microcalcificaciones. Benignas.

1. Calcificaciones vasculares.

Depósitos de calcio en la paredes de las arterias, se visualizan como trayectos paralelos o en forma de “riel” (visión tangencial de cada pared vascular). Suelen presentar un trayecto serpenteante y pueden ser continuas o discontinuas. Este tipo de microcalcificaciones son más frecuentes en pacientes mayores de 50 años, diabéticas e insuficientes renales crónicas, en diálisis y tienden a disminuir con el uso de terapia de reemplazo hormonal.

2. Calcificaciones cutáneas.

Pequeñas calcificaciones de las glándulas sebáceas, generalmente asociadas a procesos infla-

³⁴Describe formas diversas o tamaños diversos.

matorios como la foliculitis crónica ³⁵. Su morfología es poligonal, a veces redondas, con centro radiolúcido. Miden entre 1 y 2mm y se ubican más frecuentemente en el pliegue inframamario, región paraesternal, axila o aréola. Suelen visualizarse periféricamente en al menos una de las 2 proyecciones.

3. Calcificaciones en “lechada de cal”.

Pequeñas partículas de oxalato de calcio que sedimentan en el interior de dilataciones saculares ³⁶ de las TDLU, son más frecuentes en la peri ³⁷ y postmenopausia ³⁸, se ubican en la región central y posterior de la mama, en forma bilateral. Este tipo de formaciones son menos evidentes en las proyección cráneo-caudal, observándose tenues y amorfas; se visualizan mejor la proyección lateral estricta, dónde presentan forma de semiluna.

4. Calcificaciones lineales gruesas.

Son llamadas también como *secretoras*, en *varilla* o *rodlike*. Son calcificaciones benignas ubicadas en los conductos y se asocian a ectasia ductal, enfermedad secretora o mastitis de células plasmáticas. Son descritas en un 3% de las mamografías, tienen formas lineales, lisas, habitualmente sin un centro radiolúcido ya que se forman en el interior del conducto (intraductales) [47].

5. Calcificaciones en pop corn.

Calcificaciones densas, gruesas, mayores de 2 – 3mm, con el tiempo tienden a coalescer ³⁹, sugerentes de fibroadenomas en involución ⁴⁰. Regularmente es posible visualizar el contorno de un nódulo bien delimitado asociado a la calcificación, sin embargo, en fibroadenomas pequeños puede verse solamente la calcificación. Cuando son iniciales pueden presentarse en la periferia del nódulo.

6. Calcificaciones distróficas.

Corresponden a una manifestación de necrosis grasa en respuesta a una noxa al tejido mamario. Son frecuentes después de cirugía y radioterapia. En estos casos suelen aparecer adyacentes a la cicatriz quirúrgica, de 3 a 5 años después de la intervención.

7. Calcificaciones redondas/puntiformes.

Calcificaciones redondas que pueden presentar distintos tamaños y tienen su origen a nivel acinar ⁴¹ o lobulillar. Se les denomina redondas cuando son mayores de 0,5mm y puntiformes cuando son menores a este tamaño. Suelen corresponder a depósitos de oxalato de calcio y se presentan regularmente es mayores de 40 años.

8. Calcificaciones de anillo.

Llamadas *cáscara de huevo*, corresponden a lesiones quísticas encapsuladas que contienen grasa en estado líquido, aunque se han descrito también en la superficie de quistes simples. Inicialmente se observan como lesiones redondas u ovaladas radiolúcidas que con el tiempo van adquiriendo una superficie calcificada esférica y delgada, a través de la cual se visualiza un centro radiolúcido. Suelen relacionarse con historia de trauma o cirugía. En mamas voluminosas pueden ocurrir en forma espontánea.

9. Calcificaciones de suturas.

³⁵Afección de la piel que se produce cuando los folículos pilosos se inflaman, generalmente por una infección bacteriana

³⁶Dilataciones en forma de saco.

³⁷Etapa que precede a la menopausia y se caracteriza por cambios en el ciclo menstrual y la duración del mismo. Suele comenzar entre los 40 y 44 años.

³⁸Es la etapa que se produce después de la menopausia y dura el resto de la vida.

³⁹Que se unen o funden.

⁴⁰Tipo de tumor benigno de la mama que ha pasado por un proceso de cambios debido al envejecimiento

⁴¹Presencia de células acinares en el páncreas, el estómago, o el tejido glandular de otros órganos internos

Representan calcio depositado en material de sutura. Son calcificaciones lineales o tubulares que pueden presentar nudos. Estas calcificaciones son más frecuentes en pacientes que han sido sometidas a radioterapia posiblemente porque el daño inducido por la radiación altera la cicatrización proporcionando una matriz para el depósito de calcio.

10. Calcificaciones groseras, heterogéneas.
Calcificaciones irregulares y nítidas que tienden a coalescer. Miden más de $0,5mm$, pueden ubicarse en el estroma mamario o en los conductos. La mayoría de estas calcificaciones tiene su origen en lesiones benignas como fibroadenomas involutivos, áreas de fibrosis o trauma. En este último caso corresponden a calcificaciones distróficas en evolución [47, 48, 49].
11. Calcificaciones amorfas.
También llamadas *en polvo*, *nube* o *algodonosas*, corresponden a calcificaciones menores a $0,1mm$) que no es posible contarlas ni determinar su forma, de ahí su nombre. Muchas de estas calcificaciones son benignas como las originadas en cambios fibroquísticos, especialmente cuando son difusas y bilaterales. Sin embargo, cuando están agrupadas presentan una distribución segmentaria o lineal. Pueden asociarse a lesiones de alto riesgo o etiología maligna.
12. Calcificaciones finas pleomorfas.
Son conocidas como *pedra molida* y corresponden a calcificaciones de formas y tamaños variables: anguladas, heterogéneas, con un tamaño entre $0,5$ y $1mm$ menores que las calcificaciones toscas heterogéneas.
13. Calcificaciones lineales finas o lineales ramificadas.
Son calcificaciones cuyos tamaños son menores a $0,5mm$, son finas, lineales, habitualmente discontinuas y de bordes irregulares tienen su origen en debris necróticos calcificados ⁴² en el interior de un conducto comprometido por carcinoma, estos pueden ramificarse en distintas direcciones formando *letras* (L, V, Y, X). De las calcificaciones sospechosas, estas son las que tienen el valor predictivo positivo para malignidad más alto (70 %) [47, 48, 49].

⁴²Fragmentos o restos celulares que resultan de la muerte celular en los tejidos.

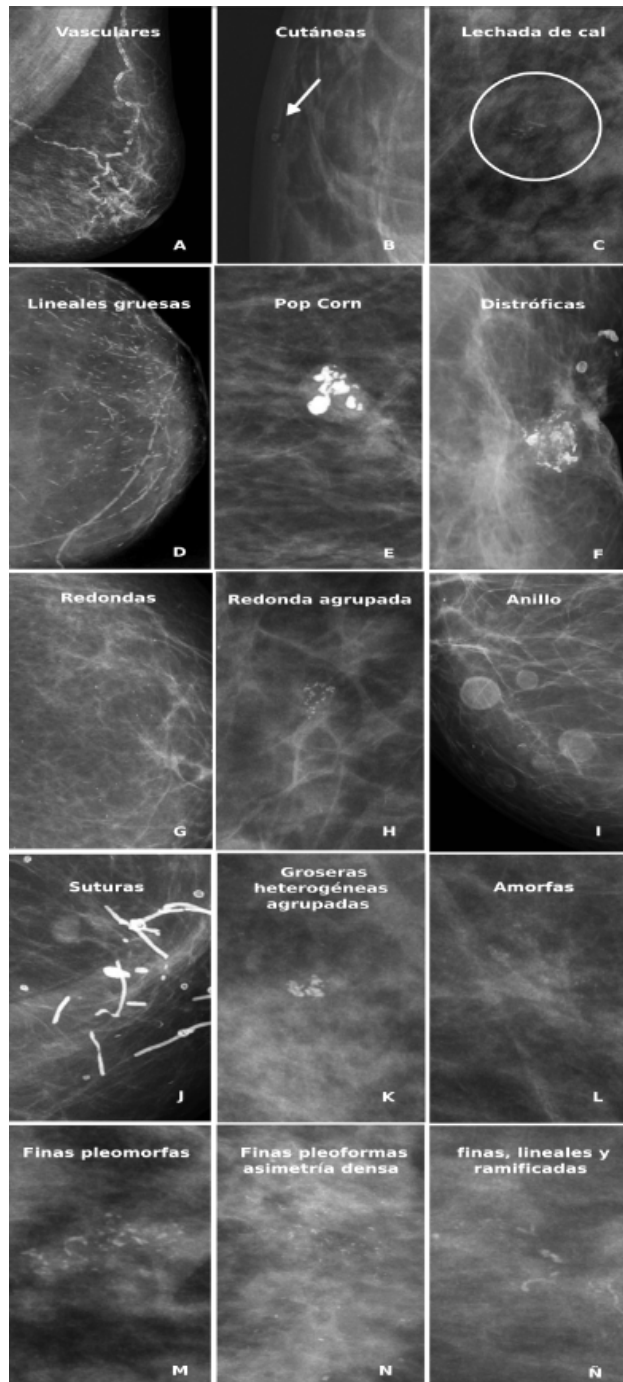


Figura 2.16: Adaptado de Arancibia, H. P. L., Taub E. T., López ,P. A., Díaz ,C. M. L., & Sáez ,T. C. (2016). Clasificación de microcalcificaciones. [Esta imagen muestra una variedad de patrones de calcificaciones mamarias, cada una con una morfología distinta que puede asociarse con procesos benignos o sospechosos]. En Calcificaciones mamarias: descripción y clasificación según la 5.a edición BI-RADS. Revista Chilena de Radiología, 22(2), 80-91. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rchira.2016.06.004>

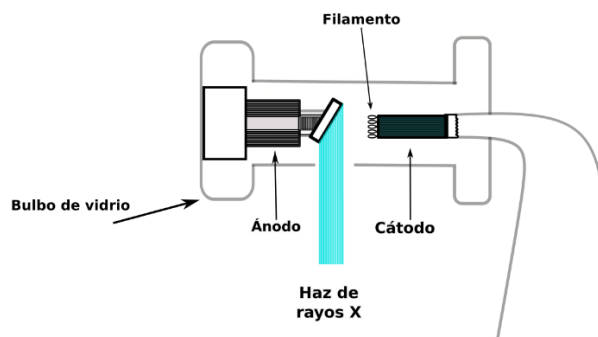


Figura 2.17: **Estructura del tubo de rayos X.** El tubo de rayos X está conformado por un bulbo de vidrio cuyo interior contiene dos electrodos el ánodo y el cátodo, los cuales se encargan de producir y acelerar electrones a partir del calentamiento del filamento.

2.3.3. Producción de Rayos X

La producción de rayos X se efectúa cuando electrones altamente energéticos interactúan con la materia y convierten su energía cinética en radiación electromagnética. Un dispositivo que realiza tal tarea consta de una fuente de electrones, un camino de vacío para la aceleración de electrones, un electrodo objetivo y una fuente de energía externa para acelerar los electrones [26].

Tubo de Rayos X.

El componente principal de un mastógrafo es el tubo de rayos X (Fig. 2.17), este contiene la fuente de electrones y el objetivo o ánodo dentro de una envoltura de vidrio o metal evacuada; la carcasa del tubo proporciona protección y un baño de aceite refrigerante para el inserto del tubo. En el caso del mastógrafo, el tubo de rayos X usa filamentos dobles en una copa de enfoque que produce tamaños de punto focal nominal de 0.3 y 0.1 mm [26].

Los puntos focales pequeños en un mastógrafo tienen un papel crucial en la calidad de la imagen y en la capacidad de resolución de los detalles finos en la mamografía ya que mejora la resolución espacial, cuanto más pequeño es un punto focal más nítida será la imagen resultante, ya que se reducirá el efecto de desenfoque geométrico; este es producido por la divergencia de los rayos X desde el punto focal hasta el detector (difuminación); en conclusión un punto focal pequeño minimiza la borrosidad geométrica y mantiene la resolución espacial necesaria para la detección de lesiones pequeñas como microcalcificaciones. Otro componente del tubo son los colimadores, los cuales definen el campo de rayos X.

El generador es una fuente de energía que suministra el voltaje para acelerar los electrones, además permite controlar la salida de rayos X mediante la selección de voltaje, corriente y tiempo de exposición. Estos componentes trabajan en conjunto para crear un haz de fotones de rayos X de intensidad, penetrabilidad y distribución espacial bien definidas [26]; la producción de rayos X depende de diversos factores que afectan la cantidad, calidad y características de estos.

La cantidad de rayos X: está determinada por el amperaje indicado, ya que este regula la temperatura del filamento; al aumentar el amperaje el filamento del cátodo se calienta, lo que permite que se liberen más electrones. Cuanto más caliente esté el filamento, más electrones se generan y en consecuencia están disponibles para ser acelerados hacia el ánodo. Existe una relación no lineal entre la corriente del tubo y la corriente del filamento, este efecto es llamado *Efecto de Carga Espacial*, más adelante se describirá más detenidamente este efecto, sin embargo a grandes rasgos, limita la cantidad de electrones que viajan desde el cátodo hasta el ánodo

en un tubo de rayos X, lo que afecta directamente la cantidad de rayos X producidos. Este fenómeno es más relevante en condiciones de bajo voltaje y puede tener un impacto significativo en la calidad de la imagen y en la eficacia del equipo de rayos X, especialmente en aplicaciones como la mamografía, donde se utilizan voltajes relativamente bajos; la corriente del filamento en función de los kV para proporcionar la corriente del tubo deseada, que es de 100 mA (25 mA) para un punto focal grande (0,3 mm) y de 25mA (± 10 mA) para un punto focal pequeño (0,1mm) [26].

La calidad de los rayos X: depende de la energía aplicado entre el cátodo y el ánodo, esto determina la velocidad con la que los electrones son enviados hacia el ánodo, a mayor kVp mayor será la energía de los electrones al impactar el ánodo, lo que genera rayos X de mayor energía y en consecuencia se aumenta la penetración de los rayos X en los tejidos. Una diferencia importante en el funcionamiento del tubo mamográfico en comparación con el funcionamiento radiográfico convencional es el bajo voltaje de funcionamiento, por debajo de los 35 kilo-voltios pico (kVp)[26]. Dentro del tubo de rayos X se aplica un voltaje alto entre dos electrodos (el cátodo y el ánodo) en una envoltura evacuada.

- **Cátodo:** electrodo de carga negativa y fuente de electrones; aquí es dónde se produce un haz de electrones mediante el calentamiento de un filamento.
- **Ánodo o blanco:** electrodo de carga positiva y objetivo de los electrones. Este es un disco metálico hecho generalmente de wolframio, molibdeno o torio, se encuentra en el tubo de rayos X, este es responsable de la calidad de los rayos X que se emiten. Los tubos de rayos X mamográficos utilizan un diseño de ánodo giratorio, el material mas usado para el ánodo es el molibdeno molibdeno ($Mo, Z = 42$), aunque también se utilizan dianas de rodio ($Rh, Z = 45$) y tungsteno ($W, Z = 74$) [29].

A medida que los electrones del cátodo viajan al ánodo, son acelerados por la diferencia de potencial eléctrico entre estos electrodos obteniendo así energía cinética. La diferencia de potencial eléctrico entre el cátodo y el ánodo, también llamada voltaje, es proporcional a la energía cinética obtenida por un electrón [26]. Cuando los electrones impactan con el objetivo o ánodo, la energía cinética de estos se convierte en otras formas de energía, principalmente ocurren las siguientes cosas: calor, rayos X, emisión de electrones secundarios y radiación de bajas energías (ultravioleta, luz visible). Sin embargo en su mayoría se produce calor debido a las colisiones con los electrones del objetivo; este calentamiento limita el número de rayos X producidos en un determinado tiempo sin destruir el objetivo. Los rayos X se producen mediante un fenómeno conocido como radiación de frenado aunque también se puede producir radiación característica, la cual depende del material del ánodo.

Radiación de frenado o Bremsstrahlung.

Ocasionalmente (aproximadamente el 0.5% de las veces), cuando un electrón se acerca a un núcleo con carga positiva en el electrodo del objetivo. La fuerza de Coulomb atraen y desaceleran al electrón lo que provoca una pérdida significativa de energía cinética y un cambio en la trayectoria del electrón. Finalmente se produce un fotón de rayos X con energía igual a la energía cinética perdida por el electrón (por conservación de la energía) y esta radiación se denomina ***Bremsstrahlung o Radiación de Frenado.***

La radiación de frenado produce un espectro continuo de rayos X, es decir, los fotones de rayos X producidos por Bremsstrahlung no tienen una energía fija, sino que abarcan un rango continuo desde valores bajos hasta el máximo posible, dicho de otro modo, los fotones generados pueden tener una amplia gama de energías. Cuanto mayor sea la energía del electrón al entrar en el ánodo (lo que depende del voltaje del tubo), mayor será la energía máxima de los fotones de rayos X emitidos, es decir que la energía del fotón de rayos X depende del grado en que el electrón es desacelerado por la atracción nuclear. La energía del fotón puede tomar cualquier valor desde cero

hasta un máximo. Este proceso es improbable a energías bajas, pero dominante a energías altas [29].

Debido a que la distancia entre el electrón incidente y el núcleo determina la energía perdida por cada electrón durante el proceso de radiación de frenado por ley de Coulomb, a *grandes distancias* la fuerza de atracción entre estos dos objetos será débil y en consecuencia se producirán energías bajas de rayos X, mientras que si las distancias entre ellos son *cortas* la fuerza que actúa sobre el electrón será mayor, lo que provocaría un cambio más drástico en la trayectoria del electrón y una mayor pérdida de energía; estos encuentros producen energías más altas de rayos X [26].

Si un electrón impacta directamente en el núcleo entonces se da una pérdida total de la energía cinética del electrón, esta situación es poco común pero es ahí cuando se produce la energía más alta de los rayos X, la probabilidad de que ocurra este evento es extremadamente baja debido a que a escala atómica el átomo se compone mayormente de *espacio vacío* y la sección transversal nuclear es muy pequeña, por lo tanto, se generan energías de rayos X más bajas en mayor abundancia, y la cantidad de rayos X de mayor energía disminuye aproximadamente de manera lineal con la energía hasta la energía máxima de los electrones incidentes [26].

Radiación característica.

Cada electrón del átomo objetivo tiene una energía de enlace que depende de la capa en la que reside. Más cerca del núcleo hay dos electrones en la capa K, que tiene la energía de enlace más alta. La capa L, con ocho electrones, tiene la siguiente energía de enlace más alta, y así sucesivamente [26]. Cuando la energía de un electrón incidente excede la energía de enlace del electrón objetivo puede ocurrir que la colisión expulse al electrón objetivo y en consecuencia ocurra un fenómeno de ionización del átomo, la capa vacía se volverá inestable y un electrón de la capa exterior con menos energía de enlace saltará a este lugar y llenará la vacante.

El nuevo electrón (el que saltó de la capa exterior) pasa a un estado energético inferior. Durante esta transición, la diferencia en las energías de enlace de las dos capas se emite como fotón de rayos X y esta energía igual a la diferencia entre las energías de enlace de las capas de electrones, es decir ocurre un estado de *des-excitación*. Este fotón se conoce como el rayo X característico. El electrón expulsado puede producir una mayor interacción en otros átomos objetivo [29]. Las energías de enlace son exclusivas de un elemento dado, y también lo son sus diferencias; en consecuencia, los rayos X emitidos tienen energías discretas que son características de ese elemento [26].

En la imagen (2.18) puede observarse el espectro de rayos X formado por radiación característica y de frenado. La radiación característica comprende aproximadamente entre el 19 % y el 29 % del espectro de salida filtrado cuando se opera a 25 y 30 kVp, respectivamente, para objetivos de Mo y filtros de Mo[26].

En conclusión, los rayos X característicos solo se producen cuando los electrones incidentes tienen suficiente energía para expulsar electrones de las capas internas del átomo, lo que depende de la energía de enlace del material del ánodo mientras que la radiación de frenado se genera siempre que un electrón es desacelerado produciendo un espectro continuo de rayos X.

Por ejemplo, considere que se aplica un voltaje bajo (alrededor de 20 KeV) a un tubo de rayos X cuyo ánodo es de tungsteno, los electrones acelerados pueden no tener suficiente energía para expulsar electrones de la capa K del tungsteno, cuya energía de enlace es alrededor de 69.5 KeV. En este caso, no se generarán rayos X característicos, sin embargo incluso a este bajo voltaje, los electrones seguirán siendo desacelerados al pasar cerca de los núcleos de los átomos de tungsteno, produciendo radiación de frenado.

En mamografía el rango de energía útil es de 17 a 24 KeV; la producción característica de rayos X es la principal razón para elegir molibdeno y rodio como materiales para el ánodo. El objetivo de molibdeno se utiliza con un filtro de Mo de 30 μm o Rh y produce fuertes rayos X característicos

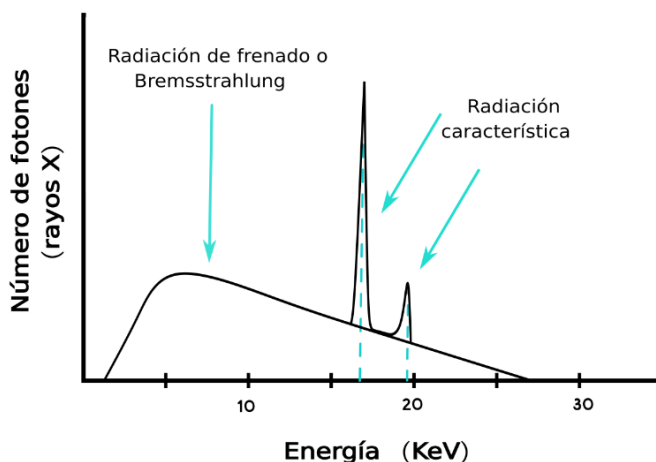


Figura 2.18: **Sobre-posición de los espectros de rayos X característicos y de frenado en un equipo de mastografía con un ánodo de molibdeno.** *Espectro continuo:* representa una distribución continua de rayos X entre energías que van de 0 a 26 KVp y representa la radiación de frenado o Bremsstrahlung. *Espectro discreto:* representa valores específicos, separados entre sí y representa la radiación característica del molibdeno.

de capa K , un objetivo de rodio filtrado con un filtro de rodio de $50 \mu\text{m}$ proporciona un espectro similar al del molibdeno y genera rayos X característicos de la capa K ; para el molibdeno, la radiación característica se produce a 17,5 y 19,6 KeV, y para el rodio, a 20,2 y 22,7 KeV. La producción característica de rayos X es la principal razón para elegir molibdeno y rodio como materiales para el ánodo en mastografía [26]. Dado que el número atómico del rodio es ligeramente superior, su espectro de radiación de frenado es ligeramente mayor que el del molibdeno.

Los rayos X característicos del molibdeno y el rodio surgen de la capa K y las energías se encuentran en el rango útil de la mamografía. Su espectro de radiación de frenado es menor que el del tungsteno. Por lo tanto, la mayoría de los tubos de rayos X están diseñados con un objetivo de Mo con filtro de Mo o un objetivo de Mo con filtro de Rh o un objetivo de Rh con filtro de Rh [29].

Los filtros están diseñados para ser compatibles con el espectro de rayos X, en el caso del objetivo de molibdeno con filtro de molibdeno, dado que ambos (ánodo y filtro) están hechos del mismo material, el filtro está perfectamente ajustado para eliminar los rayos X que no son útiles en la imagen, mientras que permite el paso de los fotones de energía característica del molibdeno, que son los más adecuados para mamografía.

Efecto de carga espacial.

El efecto de carga espacial, es un fenómeno que ocurre en dispositivos que emiten y transportan electrones, como los tubos de vacío, algunos detectores de radiación y diodos.

Cuando un gran número de electrones acumulados en una región del espacio generan un campo eléctrico que influye en el comportamiento de los mismos electrones se dice que existe efecto de carga espacial.

Este efecto representa un papel importante en el rendimiento del tubo de rayos X que se utiliza para generar las imágenes mamográficas; cuando demasiados electrones son emitidos por el cátodo en un corto periodo de tiempo estos pueden acumularse en un área muy cercana al cátodo,

esto a su vez produce una nube de carga negativa y debido al efecto de carga espacial, esta nube puede crear un campo eléctrico que frena o impide que más electrones sean emitidos o que los electrones emitidos sean adecuadamente acelerados hacia el ánodo en consecuencia se compromete la calidad como cantidad de rayos X generados.

Este proceso tiene un efecto negativo en la calidad de las imágenes mastográficas ya que una imagen de baja calidad no puede mostrar detalles importantes para la detección de anomalías en el tejido mamario en caso de cualquier padecimiento y más particularmente en el caso del cáncer de mama. Para la minimizar de este efecto se implementan algunos mecanismos, por ejemplo controlar la emisión de electrones mediante una aplicación precisa de voltajes, asegurando que el campo eléctrico sea lo suficientemente fuerte para superar la repulsión electrostática entre electrones, también los tubos incluyen geometrías encargadas de distribuir adecuadamente los electrones y evitar la conglomeración de estos.

2.3.4. Filtración y colimación.

Las energías de los fotones de rayos X generados son variadas; se producen rayos X de baja como alta intensidad, sin embargo los rayos X de bajas energías no son útiles para la creación de la imagen porque son absorbidos completamente por los tejidos sin llegar al detector. Esta absorción innecesaria aumenta la dosis de radiación que recibe el paciente sin mejorar la calidad de la imagen, por ello es requerido un proceso de filtración.

La filtración elimina fotones de rayos X de bajas energías antes de que estos atraviesen los tejidos mamarios, estos se colocan en el camino del haz para eliminar las longitudes de onda no útiles permitiendo el paso únicamente a los rayos X con la energía adecuada para atravesar los tejidos y contribuir a la imagen.

Los estudios de modelado por computadora muestran que la energía óptima de rayos X para lograr un alto contraste del sujeto con la dosis de radiación más baja sería un haz monoenergético de 15 a 25 keV [29]; dependiendo de la composición y el grosor de la mama. Los rayos X policromáticos producidos en el tubo de rayos X de mamografía no satisfacen esta necesidad porque los rayos X de baja energía en el espectro de Bremsstrahlung proporcionan una dosis significativa en la mama con poca contribución a la imagen, y los rayos X de mayor energía disminuyen el contraste del sujeto.

El propósito de los filtros en los tubos de rayos X es eliminar las energías no deseadas del espectro esto con dos objetivos principalmente, se usa para reducir la dosis de radiación al paciente, esto ocurre al eliminar fotones de baja energía que son absorbidos por el cuerpo del paciente sin aportar a la calidad de la imagen, es decir, se reduce la exposición a radiación innecesaria. También se utiliza mejorar la calidad de la imagen, ya filtra los fotones de alta y baja energía que no contribuyen a la imagen.

En los tubos de rayos X con objetivo de rodio, se utiliza un filtro de rodio de $0,025mm$. Este proporciona rayos X de alta calidad con mayor penetración y la combinación es adecuada para imágenes de mama más gruesas y densas. En la actualidad, se utilizan tubos de rayos X de ánodo de doble pista y biangular. Una pista está destinada al Mo y la otra al Rh. Generalmente, el material del filtro es el mismo que el material del objetivo. Esto permitirá que sus rayos X característicos K lleguen al seno y supriman los rayos X de Bremsstrahlung de baja y alta energía. Estos filtros eliminan los fotones de Bremsstrahlung por encima de la energía del borde K [29].

Otro punto importante en el diseño de los equipos de rayos X es la colimación. La colimación es un proceso que se encarga de limitar la forma y tamaño de un haz, en el caso de los rayos X es necesario que este haz cubra en la mayor medida posible únicamente la región de interés; si se habla de mamografía es necesario restringir el haz de rayos X para irra-

diar el seno en cuestión, protegiendo las áreas circundante en el cuerpo que no deben ser expuestas.

El colimador es el dispositivo encargado de limitar la forma y tamaño del haz y está compuesto por una serie de rejillas o placas ajustables que modifican el tamaño y dirección del haz. En los equipos de mastografía, las aberturas metálicas de tamaño fijo o los obturadores de tamaño de campo variable coliman el haz de rayos X además de que en la mayoría de los exámenes de mamografía, el tamaño del campo coincide con el tamaño del casete de película [26].

Un haz enfocado reduce la dosis de radiación en otras partes del cuerpo y también ayuda a mejorar la calidad de la imagen al disminuir la radiación dispersa, que de otro modo podría causar artefactos o disminuir el contraste de la imagen. Además el interruptor de exposición se activa solo cuando está presente el colimador.

Muchos sistemas de mamografía nuevos tienen sistemas de colimación automáticos que detectan el tamaño del casete. Los obturadores variables x-y en algunos sistemas permiten que el campo de rayos X se adapte más al volumen del seno y aunque en principio esto parece apropiado, en la práctica, la gran área no expuesta de la película debido a la colimación ajustada permite una gran fracción de transmisión de luz adyacente a la anatomía del seno en una caja de luz, y puede dar lugar a malas condiciones de visualización [26].

En los equipos mastográficos, entre el colimador y el puerto del tubo, hay un espejo de baja atenuación que refleja la luz de la lámpara del colimador; de manera similar a los equipos de rayos X convencionales, el campo de luz debe ser congruente con el campo de rayos X real dentro del 1% de la SID⁴³ para cualquier borde del campo y del 2% en general [26].

Efecto anódico o talón.

Este efecto provoca que la intensidad de los rayos X sea mayor en el lado del cátodo. Los rayos X se producen de forma isotrópica en la profundidad de la estructura del ánodo. Los fotones dirigidos hacia el lado del ánodo del campo transitan un mayor espesor del ánodo, por lo tanto experimentan más atenuación que los dirigidos hacia el lado del cátodo del campo. Para un tamaño de campo determinado, el efecto de talón es menos prominente con una distancia de fuente a imagen (SID) más larga, porque el receptor de imagen tiende a un ángulo de haz más pequeño. El tubo de rayos X se coloca mejor con el cátodo sobre las partes más gruesas del paciente y el ánodo sobre las partes más delgadas, para equilibrar mejor los fotones de rayos X transmitidos que inciden en el receptor de imagen [26].

Anatómicamente la forma de la mama requiere mayor intensidad de radiación cerca de la pared torácica para poder lograr una exposición uniforme a la película de la pantalla. Por ello, el cátodo se coloca hacia la pared torácica y el ánodo hacia el pezón. Esto permitirá un fácil posicionamiento de la paciente, ya que el lado del ánodo es voluminoso y está alejado de la paciente. Esto también aumentará la intensidad de la radiación cerca de la pared torácica, donde se necesita una mayor penetración (Fig. 2.19) [29].

Sin embargo, el tamaño efectivo del punto focal es mayor en el lado de la pared torácica, lo que reduce la resolución espacial. Por lo tanto, los sistemas de mamografía utilizan tubos de rayos X inclinados con una distancia de fuente a imagen (SID) larga de 60 u 80 cm, para superar el problema anterior. De este modo, el punto focal se hace más pequeño para obtener imágenes del tejido cerca de la pared torácica. El ánodo a menudo se conecta a tierra con potencial cero y el cátodo recibe un potencial negativo más alto.

⁴³Distancia entre el punto focal y la superficie del receptor de imagen

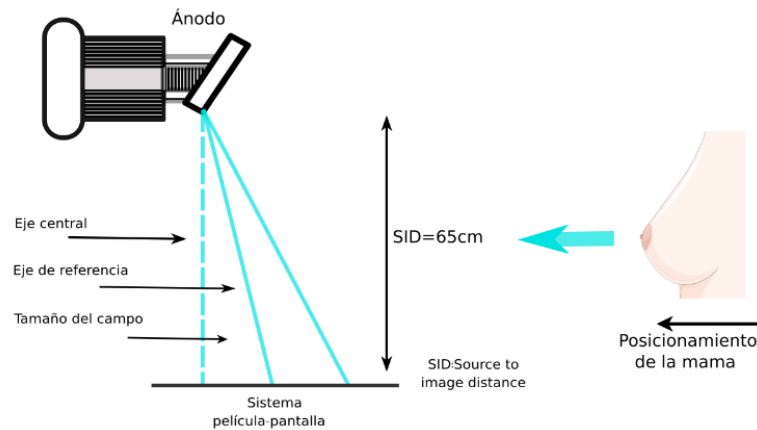


Figura 2.19: **Haz de rayos X colimado a 65 cm de SID.** El efecto talón proporciona una densidad óptica más uniforme al posicionar al cátodo hacia la pared torácica.

Proyección CC.

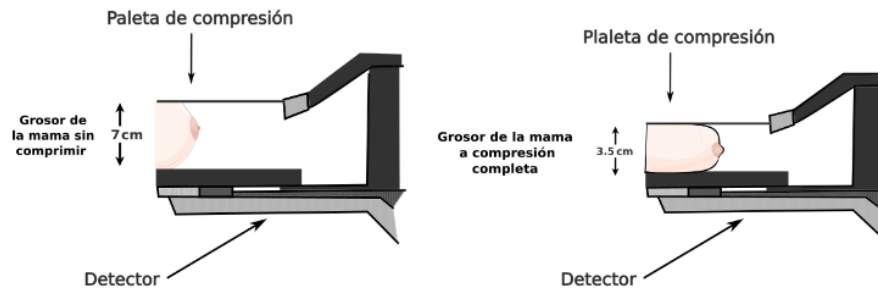


Figura 2.20: **Compresión mamaria en una proyección Cráneo-caudal.** Durante una mastografía la compresión mamaria provoca la alineación de las estructuras internas, disminuye el volumen total de tejido que se irradia, reduce la cantidad de rayos X dispersos, brinda mayor coherencia en el haz de rayos X y mejora el contraste de la imagen.

2.3.5. Compresión mamaria.

La compresión de seno en los estudios mamográficos es sumamente necesaria ya que esta acción permite eliminar la superposición anatómica además disminuye el espesor del tejido. Un menor volumen implica menos interacciones entre los rayos X y el tejido, reduciendo la cantidad de fotones que pueden ser dispersados dentro de la mama.

La compresión hace que los rayos X atraviesen el tejido de manera más uniforme, con una trayectoria más recta, lo que resulta en una menor probabilidad de que los rayos se dispersen en diferentes direcciones; en consecuencia menos rayos x dispersos causan menor desenfoque geométrico de las estructuras anatómicas y una menor dosis de radiación a los tejidos mamarios. Lograr un espesor mamario uniforme disminuye el rango dinámico de exposición y permite el uso de películas de mayor contraste. La compresión también ayuda a tener un grosor uniforme de la mama para reducir el rango dinámico de las exposiciones e inmovilizar la mama, de modo que minimiza el desenfoque relacionado con el movimiento y reduce los tiempos de exposición. [26, 29].

La compresión se logra con una paleta de compresión, una placa plana unida a un conjunto neumático o mecánico. La paleta de compresión debe coincidir con el tamaño del receptor de imágenes (véase Fig. 2.20), ser plana y paralela a la mesa de soporte mamario y no desviarse de un plano paralelo al soporte del receptor en más de 1,0cm en ningún lugar cuando se aplica la compresión. Un borde en ángulo recto en la pared torácica produce un espesor mamario plano y uniforme cuando se comprime con una fuerza de 10 a 20 newtons (22 a 44 libras). Una excepción es el examen de compresión puntual. Un área de compresión más pequeña (-5 cm de diámetro) reduce aún más el grosor del seno en un área específica del seno y redistribuye el tejido mamario para mejorar el contraste y la reproducción anatómica [29].

Generalmente los equipos mastográficos cuentan con un pedal eléctrico cuya función es ajustar el grosor de la paleta de compresión. La compresión suele ser incómoda y dolorosa para el paciente, además se desconoce el grado óptimo de compresión, sin embargo la diferencia entre imágenes de una mama sin comprimir y comprimida aporta un beneficio enorme.

2.3.6. Formación y procesamiento de imágenes.

El proceso de formación de imágenes en mamografía se basa en la interacción de los rayos X con los distintos tipos de tejidos que conforman la mama. Debido a las diferencias en la densidad y composición de estos tejidos, los rayos X se atenúan de manera distinta, generando contrastes que son capturados por un detector, lo que permite visualizar detalles anatómicos que pueden indicar la presencia de anomalías.

Para la obtención de imágenes de alta calidad imprimiendo bajas dosis de radiación al paciente se deben implementar diversas tecnologías al mamógrafo, además de experiencia por parte de los médicos y técnicos radiólogos; dentro de las tecnologías usadas para obtener estas mejoras se encuentran la combinación de detectores, filtros y técnicas de compresión mamaria. Estos componentes trabajan en conjunto para optimizar la penetración de los rayos X y minimizar la dispersión, asegurando que las estructuras críticas sean visibles con claridad en la imagen final.

Los equipos mastográficos requieren alta resolución espacial, excelente contraste de tejidos blandos y baja dosis de radiación. En senos más gruesos y densos, también se necesita una amplia latitud de imagen [27]. Para examinar el tejido mamario se utilizan rayos X de baja dosis y se cataloga como radiografía de tejidos blandos; en radiografía de tejidos blandos, sólo las estructuras musculares y adiposas se exploran tomando imágenes. Estos tejidos tienen números atómicos efectivos muy similares, por ello las técnicas radiográficas de tejidos blandos están diseñadas para optimizar la absorción diferencial en estos tejidos tan parecidos [25].

En la Figura 2.21 se puede observar la parte inferior de un equipo de mastografía al cuál se le llamará en adelante, placa de compresión. La parte superior esta compuesta por la *paleta de compresión* la cual tiene como función imprimir fuerza para comprimir la mama. El *soporte mamario*, en esta placa se coloca la mama para posteriormente descender gradualmente la paleta de compresión, cómo se mencionó en la **sección 2.3.3** los propósitos de comprimir la mama son los siguientes

- Reduce la dosis.
- Reduce la dispersión y, por tanto, mejora el contraste.
- Reduce la falta de nitidez geométrica.
- Reduce los errores por movimiento.
- Minimiza la superposición de tejidos, mejorando la detectabilidad de anomalías [25, 26, 29, 30].

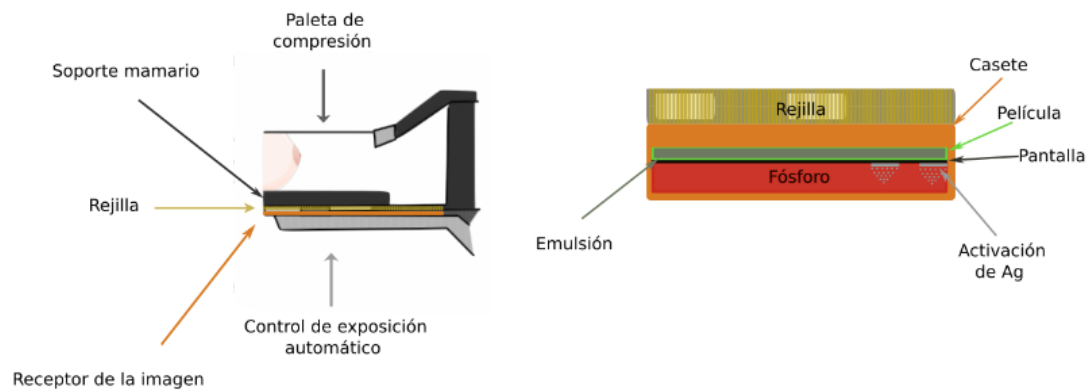


Figura 2.21: **Componentes de la placa de compresión.** La placa de compresión está formada por una paleta plástica compresora que desciende hacia una placa de soporte mamario (donde se coloca la mama), bajo esta placa se encuentra la rejilla encargada de mejorar la calidad de la imagen al reducir la cantidad de radiación dispersa, el receptor de la imagen que recibe la radiación después de haber atravesado los tejidos y el control automático de exposición (CEA), el cual se optimiza la cantidad de radiación utilizada durante el examen.

Rejillas, el uso de rejillas durante la mamografía es un procedimiento rutinario. Muchas veces se utilizan rejillas móviles con una relación 4:1 o 5:1 con el fin de aumentar el contraste. El uso de rejillas no compromete la resolución espacial aunque eleva la dosis de radiación que recibe el paciente. El uso de una rejilla de relación 4:1 duplica aproximadamente esta dosis, en comparación con una mamografía de pantalla-película sin rejilla. Sin embargo la magnitud de dicha dosis es aceptable y la mejora de contraste que se obtiene es significativa [25].

Control de exposición automático. Este sistema de fotocronómetros permite (mediante el uso de sensores) que se realice un pre-disparo, con el fin de analizar la densidad y composición de la mama. Los fotocronómetros utilizados en mastografía se diseñan para medir la intensidad de los rayos X en el receptor de la imagen y simultáneamente se verifique la calidad de estos. Los fotocronómetros son colocados debajo de la rejilla y del receptor de imagen; se utilizan tres tipos de fotocronómetros: 1. *cámara de ionización de transmisión*, 2. *tubo foto-multiplicador* y *diodo de estado sólido*. Cada uno de ellos contiene al menos dos detectores; los fotocronómetros deben disponer de al menos tres posiciones para adaptarse a los diferentes tamaños de pechos [25].

Las unidades mamográficas están diseñadas para permitir un examen sencillo de la mama desde diversas direcciones. La paciente puede ser examinada de pie, sentada y con el seno apoyado sobre una placa de soporte. El tubo de rayos X y la placa de soporte están montados en un conjunto que se puede girar hasta obtener la proyección radiográfica deseada. Se coloca una rejilla anti-dispersión entre el soporte mamario y el receptor de imágenes. El propio receptor puede ser un casete de película o un dispositivo digital. Se aplica una compresión firme utilizando una placa de compresión de plástico. Un dispositivo de exposición automática controla la exposición de modo que se alcance el nivel de señal requerido en la imagen [30].

El proceso en la placa detectora es crucial para la formación de imágenes; dependiendo si el equipo es de mamografía analógica (basada en película) o mamografía digital, los detectores funcionan de manera diferente.

Mamografía analógica o convencional.

Cuando el haz de rayos X atraviesa la mama, su intensidad varía dependiendo de la densidad del tejido mamario, así los rayos X que emergen del cuerpo después de haber sido atenuados de manera diferencial impactan en una película radiográfica posicionada bajo la mama en un casete; esta película está cubierta por una emulsión sensible a la radiación, compuesta por cristales de haluro de plata (generalmente bromuro de plata y yoduro de plata en menor medida).

Al impactar con la película, los fotones de rayos X interactúan con los cristales de haluro de plata desatando una reacción foto-química; los cristales de bromuro de plata que han sido químicamente alterados forman parte de una imagen “invisible” en la película, a este efecto se le conoce como *imagen latente*.

Los casetes para mamografía tienen atributos únicos; la mayoría de los casetes están hechos de fibra de carbono de baja atenuación y tienen una única pantalla de fósforo de alta definición que se utiliza junto con una única película de emulsión[26]. Los receptores de la película de pantalla mamográfica utilizan una tierra rara, generalmente oxisulfuro de gadolinio ⁴⁴, en una sola capa que se coloca detrás de la película fotográfica pero haciéndole contacto [26, 30].

La emisión de luz verde de esta pantalla requiere emulsiones de película sensibles al verde; las velocidades intensificadoras de la película-pantalla y la resolución espacial están determinadas por el tamaño de las partículas de fósforo, los colorantes que absorben la luz en la matriz de fósforo y el espesor del mismo. [26].

La pantalla es colocada en la parte posterior al casete, haciendo que los rayos X atraviesen la cubierta del casete y la película antes de interactuar con el fósforo. Gracias a la atenuación exponencial hay una mayor probabilidad de que los rayos X interactúen cerca de la superficie del fósforo más cercana a la emulsión de la película, lo que en consecuencia reduce la distancia recorrida de la luz minimizándola y preservando la resolución espacial [26].

Esta configuración acerca el punto de producción de los fotones de luz emitidos por el fósforo lo más posible a la emulsión, reduciendo así la propagación lateral de estos fotones al pasar del fósforo a la emulsión y mejorando la resolución (Ver Fig 2.21). El diseño de la pantalla es un compromiso entre resolución, dosis y ruido. A medida que aumenta el espesor del fósforo, absorbe más fotones de rayos X, pero la falta de nitidez empeora debido a la mayor dispersión lateral de los fotones fluorescentes de luz. La dispersión lateral se puede reducir mediante la adición de colorantes al fósforo, pero a costa de aumentar la dosis porque entonces disminuye el número de fotones de luz detectados por cada rayo X incidente [26].

Para obtener la imagen visible en la película, es necesario someterla a un proceso de revelado/fijado. Inicialmente la película se sumerge en una solución *reveladora*. El revelador se encarga de transformar los cristales irradiados y en consecuencia alterados (únicamente), en plata metálica de color negro; los cristales no irradiados no son modificados en este proceso, las áreas de la película donde los rayos X han atravesado menos tejido (es decir, menos denso) recibirán más radiación y por lo tanto se formarán más partículas de plata, oscureciendo estas áreas en la imagen final.

Posteriormente a ser revelada, la película debe colocarse en un fijador que elimina los cristales haluro de plata no expuestos (aquellos que no recibieron radiación). Esto hace que las áreas donde los rayos X fueron absorbidos (como en las zonas de mayor densidad del tejido mamario) permanezcan claras, ya que menos plata metálica se formó en estas zonas. Finalmente, la película se lava para eliminar los residuos químicos, luego se seca para su almacenamiento y lectura. Finalmente, una vez que la película ha sido procesada, se obtiene una imagen radiográfica negativa en la cual las áreas más expuestas a los rayos X (las que han atravesado tejido menos denso) aparecen

⁴⁴Material centellador comúnmente utilizado en la tecnología de rayos X, emite luz con una longitud de onda de 545nm.

más oscuras y las áreas que han atravesado tejidos mas densos (como tejido glandular denso o calcificaciones) se observan mas claras.

Mamografía digital

Los detectores de mamografía digital están diseñados para capturar información y convertirla en una señal digital. En la mamografía digital, la imagen se obtiene de la misma manera que en la mamografía con película y pantalla, a diferencia de esta, el casete de película y pantalla se reemplaza por un detector digital. La adquisición de imágenes digitales tiene varias ventajas potenciales en términos de disponibilidad de imágenes. Una ventaja es la eliminación del procesador de películas, lo que elimina los artefactos y el ruido de imagen agregados por el procesamiento de las anteriormente mencionadas [27].

Existen dos tipos principales de detectores para equipos de mamografía digital, los *detectores de conversión indirecta* y los *detectores de conversión directa*.

1. Detectores de conversión indirecta.

Funcionan mediante un proceso de dos etapas, un material de centelleo (generalmente yoduro de cesio) convierte los rayos X que inciden sobre el detector en luz visible. La luz generada se dirige a una matriz de foto-diodos ⁴⁵

(dispositivos sensibles a la luz) que convierten la luz en señales eléctricas. Estas señales eléctricas son luego convertidas en datos digitales. Los detectores digitales indirectos utilizan una pantalla fluorescente hecha de materiales como el yoduro de cesio (CsI) para convertir cada rayo X absorbido en cientos de fotones de luz visible [27].

Detrás del material fluorescente, se encuentran matrices de detectores sensibles a la luz hechas de materiales como diodos de silicio amorfo o dispositivos acoplados a carga, los cuales miden la luz producida píxel por píxel. La débil señal electrónica medida en cada píxel se amplifica y se envía a través de un convertidor analógico a digital, lo que permite el almacenamiento informático de la señal del detector medida en cada píxel [27].

2. Detectores de conversión directa.

En este tipo de detector, no hay conversión intermedia a luz, los rayos X son directamente convertidos en carga eléctrica. Los detectores digitales directos utilizan elementos que capturan y cuentan los rayos X directamente, después se aplica amplificación y una conversión analógica a digital [27].

Un material semiconductor, como el selenio amorfo, convierte directamente los rayos X en electrones cuando los rayos X impactan el detector. Estos electrones generados son recogidos por una matriz de electrodos que convierte la carga eléctrica en una señal digital, que representa la intensidad de los rayos X que han atravesado la mama.

Una placa de selenio amorfo es un excelente absorbente de rayos X y un excelente condensador, que almacena la carga creada por la ionización cuando se absorben los rayos X. Después de la exposición, se utiliza un dispositivo electrónico para leer la distribución de carga en la placa de selenio, que es proporcional a la exposición local. Esto se puede hacer escaneando la placa de selenio con un rayo láser o colocando una matriz de diodos de silicio en contacto con un lado de la placa, con voltaje de polarización aplicado. Cada uno de estos métodos permite la producción de imágenes digitales de alta resolución [27].

Es decir que tanto en los detectores de conversión directa como en los de conversión indirecta, la señal eléctrica resultante de la interacción de los rayos X con el detector se convierte en un valor digital correspondiente a la cantidad de rayos X que impactaron en una región específica del

⁴⁵Semiconductor de unión P-N (unión metalúrgica de dos cristales, generalmente de silicio, aunque también se fabrican de germanio, de naturalezas P y N según su composición a nivel atómico), presenta sensibilidad a la presencia de luz visible e infrarroja.

detector “La señal medida en cada píxel está determinada por la atenuación total en la mama a lo largo de un rayo dado” [27].

Estos valores digitales se almacenan en una matriz que representa los píxeles de la imagen. Cada píxel tiene un valor de intensidad basado en la cantidad de radiación recibida, lo que determina el nivel de gris en la imagen final y las áreas donde se absorben más rayos X aparecerán más brillantes, mientras que las áreas que permiten que más rayos X pasen aparecerán más oscuras.

Los requisitos de resolución espacial y de contraste son significativamente más altos en el caso de la mamografía. Se requieren tamaños de píxeles de entre 0,05 y 0,1mm para la delineación correcta de las hebras finas de tejido conectivo y las microcalcificaciones. Para poder utilizar este tamaño de matriz con fines diagnósticos, se requieren monitores adecuados. Mientras que los monitores de 2 mega-píxeles son suficientes para las imágenes convencionales, se requieren 5 mega-píxeles [31].

Después de haber obtenido la señal analógica, (que representa la cantidad de radiación que ha atravesado el tejido mamario en cada área) se debe procesar y almacenar en la computadora; para poder realizar este proceso, la información necesita ser digitalizada. Esta digitalización permite que la imagen pueda ser manipulada con herramientas de procesamiento de imagen, como el ajuste de contraste y el análisis de detalles y se almacena en sistemas digitales que sirve para realizar comparaciones en estudios posteriores.

La conversión de señal analógica a digital está a cargo de un convertidor analógico-digital (ADC), estos dispositivos toman “muestras” de la señal analógica a intervalos de tiempo específicos. Este proceso se llama muestreo y determina con qué frecuencia se mide la señal analógica.

En mamografía, una mayor frecuencia de muestreo permite capturar más detalles de la imagen, pero requiere más datos para cada píxel; cada muestra de la señal analógica se convierte en un valor numérico digital, esto se llama cuantificación y la precisión de la cuantificación depende del número de bits ⁴⁶ asignados por el ADC.

Por ejemplo, un ADC de 12 bits y 14 bits tendrían respectivamente:

$$12 \text{ bits} = 2^{12} = 4,096 \text{ Niveles de intensidad}$$

$$14 \text{ bits} = 2^{14} = 16,384 \text{ Niveles de intensidad}$$

Cuantos más bits por píxel, mayor rango dinámico para la imagen, pero con un mayor costo de almacenamiento, dicho de otro modo es mayor la resolución en la representación digital de la señal, permitiendo una diferenciación más fina en la intensidad de la imagen pero genera más costo computacional[27, 31].

Normalmente se utiliza un almacenamiento de 12 a 14 bits por píxel. En cualquier caso, se requieren 2 bytes por píxel (8 bits = 1 byte) para almacenar la imagen. Por ejemplo, los detectores digitales GE Senographe 2000D y DS tienen matrices de 1920 × 2304 píxeles, o 4,4 millones de píxeles, lo que requiere 8,8 millones de bytes (8,8 megabytes, MB) de almacenamiento por imagen [27].

En el último paso del proceso, el ADC produce una señal digital compuesta de una serie de números binarios y cada número representa un valor de intensidad en un píxel específico de la imagen digital.

2.3.7. Evaluación del funcionamiento de los equipos de mastografía.

Es de suma importancia asegurar el correcto funcionamiento de los equipos de mastografía para garantizar una detección precisa de patologías mamarias. Esta evaluación incluye una serie

⁴⁶Bits o binary digit, traducido al español como dígito binario, representa un dígito del sistema de numeración binario, que se representa con dos valores (0 y 1) y representa la unidad mínima de información.

de pruebas técnicas y de calidad que verifican el rendimiento del equipo, optimizan la seguridad del paciente y aseguran la uniformidad en la calidad de imagen a lo largo del tiempo. Las pruebas de evaluación se deben realizar cada periodo de tiempo dependiendo de la prueba; el Colegio Americano de Radiología (ACR) ha recomendado programas de control de calidad para mamografía que incluyen controles diarios, semanales, mensuales, trimestrales y anuales [29].

Dependiendo del tipo de equipo que se tenga (digital o analógico) el control de calidad diario incluye la limpieza del cuarto oscuro y la verificación de la calidad del procesador. Semanalmente se hace la verificación de pantallas, los cuadros de visualización y imágenes de fantasmas. Trimestralmente se hace el análisis repetido ⁴⁷ [29].

Las pruebas de evaluación se dividen en categorías dependiendo de que parte del equipo se quiera verificar, por ejemplo hay pruebas de compresión, calidad del tubo de rayos X, seguridad, la calidad de imagen, etc.

Pruebas de seguridad.

Este tipo de verificaciones garantizan que el equipo funcione sin poner en riesgo la seguridad del paciente y del personal médico y técnico.

1. Dosis glandular.

Se requiere medir y limitar la dosis de radiación que se aplica al tejido glandular, asegurando que se mantenga dentro de los límites establecidos por las regulaciones de seguridad radiológica, al mismo tiempo que se obtiene una imagen de alta calidad para el diagnóstico. La dosis glandular media para una mama de 4,5cm de espesor es menor a 3mGy ⁴⁸ (0,3rad)⁴⁹ cuando se utiliza la técnica clínica del sitio [27].

2. Seguridad eléctrica:

Se revisa que todos los componente eléctricos del equipo funcionen adecuadamente, sin riesgos de cortos circuitos; los cables deben estar en buen estado libres de desgaste o daño, las conexiones eléctricas instaladas correctamente para evitar riesgos eléctricos. También se verifica una correcta conexión a tierra para evitar la acumulación de cargas eléctricas que pudieran afectar el equipo o que pudieran representar un riesgo para el usuario. En conclusión se verifica que todos los componentes eléctricos del equipo funcionen correctamente y que no haya riesgos de cortocircuito o conexiones defectuosas.

3. Blindaje de radiación:

Se evalúa el blindaje del equipo para evitar la fuga de radiación hacia áreas externas a la zona de exposición, estas pruebas son especialmente importantes en el área alrededor del tubo de rayos X y el detector. Se verifica también la cantidad de radiación en los cuartos contiguos a las salas de mamografía, ya que puede representar una exposición innecesaria para el personal y otros ocupantes en áreas adyacentes. La radiación de fuga proviene principalmente del tubo de rayos X y puede escapar en direcciones no intencionadas si el blindaje y las medidas de protección en la sala de mamografía no son adecuados.

⁴⁷Evaluación sistemática en la que se revisan todas las imágenes de mamografías que han requerido una repetición debido a problemas técnicos o de calidad, como la baja resolución, movimiento del paciente, errores en la exposición, o problemas de compresión.

⁴⁸Gray (G). Unidad de medida de la dosis absorbida de radiación utilizada para describir la cantidad de energía absorbida por un tejido o material debido a la exposición, $1Gy = 1J/kg$. Un mGy equivale a la milésima parte de un Gray.

⁴⁹Radiation absorbed dose (rad). Unidad de medida de la dosis absorbida de radiación en un material, un rad es igual a la absorción de 0.01 joules de energía por kilogramo de material.

4. Control de señalización:
El sistema debe contar con controles claros para activar y desactivar el haz de rayos X, debe además contar con luces y señales que indiquen el estado de exposición.
5. Verificación de colimación:
La colimación debe estar correctamente ajustada para asegurar que el haz de rayos X esté enfocado solo en el área de interés y no se disperse a otras áreas del cuerpo o fuera del equipo.
6. Verificación del Control Automático de Exposición (CAE):
Este sistema debe ser revisado para asegurar de que esté calibrado y funcione correctamente. Se debe verificar que el sistema ajuste automáticamente la dosis de radiación según el grosor del tejido mamario y brindando una optimización de dosis para cada paciente.
7. Ajustes y movimientos del brazo de rayos X:
Se debe verificar que el brazo que sostiene el tubo de rayos X se mueva de manera segura y suave. Debe mantenerse firme en su posición y tener mecanismos de bloqueo para evitar movimientos accidentales.

Pruebas de calidad al tubo de Rayos X.

El mantenimiento del tubo de rayos X es indispensable ya que es el componente que produce e imprime la radiación necesaria para atravesar los tejidos y formar las imágenes, por ello su rendimiento y estabilidad son cruciales para asegurar una buena calidad de imagen y la seguridad del paciente.

1. Calibración de kilovoltaje (kV):
El nivel de kilovoltaje determina la energía de los rayos X. Se verifica que el tubo de rayos X esté calibrado para producir el kV adecuado, optimizando el balance entre penetración y contraste de la imagen.
2. Linealidad de mAs (miliamperios/segundo):
Esta prueba asegura que la dosis de radiación aumente proporcionalmente con el mAs, lo que garantiza una exposición adecuada a diferentes densidades de tejido.
3. Revisión del espectro de rayos X:
Se evalúa que el tubo emita un espectro de rayos X que sea adecuado para mamografía, optimizando la capacidad de penetrar en tejidos blandos con suficiente contraste.
4. Efecto talón y alineación del tubo:
Se debe verificar la alineación del tubo de rayos X para aprovechar el efecto talón, orientando el cátodo hacia la pared torácica y el ánodo hacia el pezón.

Pruebas de compresión.

La compresión adecuada es esencial para obtener imágenes de alta calidad en mamografía y para reducir la cantidad de radiación dispersa. A pesar de que la compresión es un factor clave en la calidad de la imagen, no existen hasta la fecha pautas o estándares que describan la técnica óptima de compresión mamaria. El Acta de Normas de Calidad de Mamografía indica que "la compresión debe estar entre 111 y 200 N". Las pautas europeas indican que la compresión "debe ser firme pero tolerable"[32, 33].

1. Fuerza de compresión.
Se mide la fuerza de compresión que el equipo puede aplicar sobre la mama. Esta fuerza debe estar dentro de un rango específico (generalmente entre 111 y 200 N, o 11.31-20.38 *kgf*)[33]

para ser lo suficientemente fuerte como para aplanar el tejido, pero sin causar incomodidad excesiva al paciente.

2. Uniformidad de la compresión: Se verifica que la compresión sea uniforme en toda el área de la mama, lo que permite una exposición homogénea y una reducción de la variabilidad en la calidad de la imagen.
3. Revisión de los componentes de compresión:
Los elementos mecánicos y de control de la compresión deben estar en buen estado, y se revisa que el mecanismo de compresión funcione sin interrupciones. Además se debe asegurar que funcione suavemente y sin riesgos de atrapamiento o lesiones para el paciente.

Existen distintos manuales y guías de control de mastografía, dónde se ahonda en estos temas, entre ellos se encuentran: *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis*, este es publicado por la oficina de publicaciones de las Comunidades Europeas y el *Mammography Quality Standards Act (MQSA) and Final Regulations*, ambos se consideran de las guías mas importantes. En la presente tesis se profundizará en el tema de análisis de calidad de imagen, por ello se dedicará un capítulo breve a esta prueba.

2.3.8. Pruebas de calidad de imágenes mastográficas.

La evaluación de imágenes mastográficas es una práctica integral en el campo de la mamografía, está centrada en mantener y optimizar la calidad de las imágenes obtenidas para el diagnóstico temprano del cáncer de mama, sin embargo también se pueden detectar otro tipo de anomalías como quistes, tumores benignos y otras alteraciones. La mamografía es una herramienta de imagen altamente sensible y precisa que permite detectar pequeñas anomalías en el tejido mamario antes de que sean palpables. Debido a que dichas imágenes son esenciales para el diagnóstico, el monitoreo constante de su calidad es crucial para asegurar que el equipo esté funcionando correctamente y en consecuencia brindar una correcta atención al paciente.

La evaluación de imágenes mamográficas es vital debido a que el cáncer de mama en sus primeras etapas, puede presentar cambios sutiles en el tejido mamario como microcalcificaciones, nódulos pequeños o distorsiones de la arquitectura. La capacidad de la mamografía para captar estos detalles depende en gran medida de la calidad de la imagen, por ello asegurar que cada imagen cumpla con estándares de alta calidad es una prioridad.

Los estándares de calidad permiten a los radiólogos obtener imágenes claras y confiables que facilitan la detección y el diagnóstico de las lesiones en fases tempranas, incrementando así la probabilidad de un tratamiento exitoso.

Como se ha mencionado a lo largo de los capítulos anteriores, distintos factores afectan la calidad de las imágenes mastográficas, entre ellos se encuentra: la calidad del equipo de mastografía, dosis de radiación, consistencia y precisión de la compresión mamaria, calidad y cantidad de fotones de rayos X, resolución del detector de imagen, la experiencia del técnico y médico radiólogo, grosor de la mama, etc.

Existen distintos parámetros para la evaluación de imágenes que proporcionan información cuantitativa útil como: SNR (signal-to-noise ratio), tasa de detección de objetos, resolución de contraste, resolución espacial, identificación de artefactos, distorsiones geométricas, etc.

- Tasa de detección de objetos.
Capacidad del sistema mamográfico de identificar y visualizar correctamente objetos específicos en el área examinada. Esta métrica evalúa la efectividad del sistema para detectar diversas anomalías mamarias como pueden ser: masas, quistes, nódulos, calcificaciones, etc.

- Relación Señal Ruido (SNR).
La relación señal-ruido es la vinculación entre el nivel de la señal deseada sobre el nivel del ruido de fondo del aparato de medición. La señal digital es directamente proporcional al número de fotones que inciden en el receptor de imagen [34]. En el contexto de la mamografía un valor alto de SNR, indica que la señal de la imagen es mucho mayor que el ruido, lo que resulta en una imagen más clara y precisa. Esto es fundamental para la detección y diagnóstico de anomalías.
- Resolución de contraste.
Precisión con la que un sistema de imagen diferencia entre las variaciones de intensidades resultantes (en una escala de grises), que permite distinguir entre detalles finos y contrastes mínimos entre áreas adyacentes, es decir diferenciar variaciones entre tejidos con densidades o composiciones ligeramente diferentes. La cantidad de resolución de contraste determina la cantidad de bits necesarios por píxel. Por lo tanto, las modalidades de obtención de imágenes con una resolución de contraste más alta requieren más bits por píxel [26].
- Resolución espacial.
Capacidad de un sistema de captar pequeños detalles en la imagen. La resolución espacial límite es el tamaño del objeto más pequeño que un sistema de imágenes puede resolver o distinguir [26].
- Identificación de artefactos.
Proceso de reconocer y analizar anomalías o irregularidades en imágenes médicas que no corresponden a estructuras anatómicas reales.
- Distorsiones geométricas.
Alteraciones en la representación de la forma o posición de estructuras en una imagen.

El instrumento utilizado para realizar pruebas de calidad en los equipos de mastografía es el fantoma o maniquí para mamografía. Este es un objeto de prueba que simula las características radiográficas de los tejidos mamarios comprimidos y contiene componentes que modelan la enfermedad y el cáncer de mama en la imagen del maniquí. Su función es determinar la idoneidad del sistema de obtención de imágenes en general (incluido el procesamiento de la película) en términos de detección de hallazgos radiográficos sutiles y evaluar la reproducibilidad de las características de la imagen [26]. Más adelante se hablará más sobre dichos fantomas.

Las características mencionadas con anterioridad se miden por lo general a partir de cuántos de los parámetros antes mencionados cumplieron adecuadamente, pero además una forma interesante de cuantificar su idoneidad es midiendo las características de absorción de la radiación de los materiales con los que se fabrican dichos maniqués o fantomas y compararlas con las características producidas por los tejidos mamarios reales; por ello es de suma importancia hablar de la *Atenuación Exponencial*.

2.4. Atenuación exponencial.

Las partículas cargadas en general penetran la materia y van perdiendo energía por ionización y excitación, en particular las radiaciones ionizantes no cargadas (en las que participan fotones y neutrones) pierden su energía en relativamente pocas interacciones grandes contrario a las partículas cargadas que enfrentan un gran número de colisiones pequeñas que hacen que pierdan su energía gradualmente. Una partícula individual no cargada (fotón o neutrón) tiene una probabilidad significativa de pasar directamente a través de una capa gruesa de material sin perder energía, mientras que una partícula cargada pierde siempre una parte o toda su energía [28].

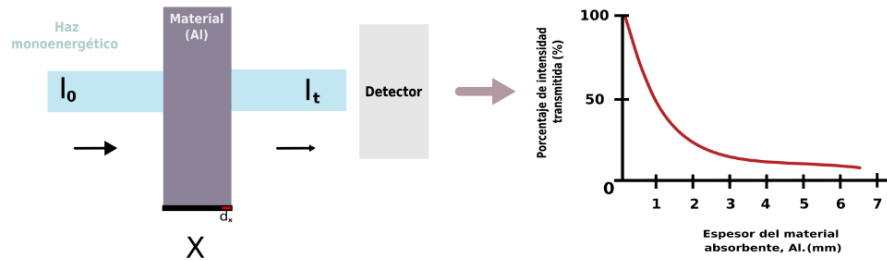


Figura 2.22: Esquema de representación de atenuación: un haz incidiendo sobre el material absorbente.

Todas las partículas cargadas tienen un límite más allá del que no pueden llegar al atravesar la materia y este ocurre cuando dichas partículas se quedan sin energía cinética; a diferencia de estas, las partículas no cargadas no tienen este rango límite a través de la materia. Para energías comparables, las partículas no cargadas penetran mucho más a través de la materia (en promedio) que las partículas cargadas, aunque esta diferencia disminuye gradualmente a energías superiores a 1 MeV [28]. Los fotones (que son partículas de radiación electromagnética sin carga) pierden energía a través de diferentes mecanismos, pero no por ionización directa ni excitación. En su lugar, interactúan con la materia a través de procesos como: efecto fotoeléctrico, dispersión Compton y producción de pares.

Cuando los fotones de los rayos X o gamma atraviesan un medio, estos interactúan con los átomos produciendo electrones en movimiento a los cuales les transfieren energía, estos electrones viajan en el medio interactuando así con otros átomos y en consecuencia producen ionización y excitación a través de los procesos ya mencionados. Como resultado, la energía se deposita en las células causando daños parciales o totales; en resumen el fotón X o γ transfiere energía a los electrones, que a su vez transfieren la energía al sistema celular y producen un efecto biológico. Por esta razón estas interacciones reciben el nombre de radiaciones ionizantes indirectas [29].

La atenuación es un fenómeno producto de la absorción y la dispersión, se define como *la eliminación de fotones de un haz de rayos X o gamma a medida que pasa a través de la materia* [28].

Por ejemplo, suponga un caso ideal donde se considera un haz paralelo monoenergético de partículas no cargadas (fotones) que inciden perpendicularmente sobre un material de grosor X y que dichas partículas son completamente absorbidas por el material en una única interacción sin producir radiación secundaria o que pasan directamente a través de la placa sin cambios en su energía y/o dirección. Con $(\mu \cdot 1)$ la probabilidad por unidad de longitud de material atravesado de que una partícula individual interactúe o sea absorbida (Fig. 2.22).

Entonces, la probabilidad de que interactúe en un espesor infinitesimal dl es μdx . Si I es la cantidad de fotones que inciden sobre dx , el cambio dI en el número I debido a la absorción sería dado por:

$$dI = -\mu I dx$$

El cambio en el número de fotones (I) debido a la absorción de partículas en dx es entonces:

$$\frac{dI}{I} = -\mu dx$$

$$\int_{I=I_0}^{I_t} \frac{dI}{I} = \int_{x=0}^X -\mu dx$$

$$\ln I \Big|_{I_0}^{I_t} = -\mu x \Big|_0^X$$

$$\ln I_t - \ln I_0 = -\mu X$$

$$\ln \frac{I_t}{I_0} = -\mu X$$

$$\frac{I_t}{I_0} = e^{-\mu X} \tag{2.5}$$

$$I_t = I_0 e^{-\mu X} \tag{2.6}$$

En la ecuación (2.5) se obtiene finalmente que I_t es el número de fotones transmitidos, I_0 es el número de fotones incidentes, μ el coeficiente de atenuación lineal del material absorbente y X el grosor del material.

La ecuación (2.6), recibe el nombre de *Ley de Lambert-Beer* debido a los trabajos realizados por los científicos Johann Heinrich Lambert (1728-1777) y August Beer (1825-1863) quienes hicieron contribuciones clave a la comprensión de cómo la luz es absorbida a medida que atraviesa un material; consiguientemente con lo dicho con anterioridad esta ley se aplica para fotones del espectro visible tanto como para fotones de rayos X, pero existen algunas diferencias. Estas diferencias radican en la naturaleza de las interacciones físicas que ocurren con cada tipo de fotón y en la forma en que se atenúan.

En el caso de interacciones de fotones de rayos X, la ecuación (2.5) se conoce como *ley de atenuación exponencial* y es aplicable tanto para el caso ideal descrito anteriormente (absorción simple, sin dispersión ni radiación secundaria), como para el caso en que se pueden producir partículas dispersas y secundarias [28].

Por ejemplo, en un caso específico usando la serie de Taylor ($e^x = 1 + \frac{x}{1!} + \frac{x^2}{2!} + \frac{x^3}{3!} + \dots$) en la ecuación (2.5), se obtiene que:

$$\frac{I_t}{I_0} = e^{-\mu X} = 1 - \mu X + \frac{(\mu X)^2}{2!} + \frac{(\mu X)^3}{3!} + \dots$$

$$\frac{I_t}{I_0} = e^{-\mu X} = 1 - \mu X \tag{2.7}$$

Si se considera que μX es suficientemente pequeño respecto a la unidad, entonces la serie se aproximaría a $(1 - \mu X)$, lo que indicaría que las partículas experimentan poca atenuación al atravesar el material, es decir, el material es casi transparente o tiene poca capacidad de absorber o dispersar la radiación; esto podría deberse por ejemplo a que el material tuviese un espesor muy pequeño y la intensidad que atraviesa el material apenas se reduce y la intensidad transmitida se aproxima demasiado a la intensidad inicial.

2.4.1. Coeficiente de atenuación lineal μ

El coeficiente de atenuación lineal se define como: "*fracción de fotones eliminados de un haz monoenergético de rayos X o gamma por unidad de espesor de material*" [26]. Dicho de otro modo es la reducción de la intensidad de la radiación por unidad (cm^{-1}) de longitud de trayectoria:

$$\mu = \frac{1}{X} \ln \frac{I_0}{I_t} \tag{2.8}$$

El término I_0/I_t representa la fracción de fotones eliminados, por unidad de espesor del medio. Dado que la relación es logarítmica, se eliminan mayores cantidades de fotones en el espesor inicial del absorbente y menores cantidades en espesores posteriores. Por eso la relación es exponencial y la intensidad de la radiación nunca se reduce a cero [29]. μ indica cuán rápidamente disminuye la intensidad de los rayos X al pasar por el material, un μ alto significa que el material absorbe o atenúa los rayos X de manera más efectiva, mientras que un μ bajo indica que los rayos X pueden atravesar el material con menos atenuación.

El coeficiente de atenuación varía con la energía del fotón, de modo que se define el coeficiente de atenuación lineal para haces monoenergéticos ya que hay una dificultad mayor en la aplicación de este coeficiente a haces policromáticos; sin embargo los rayos X son básicamente haces de radiación policromática. Los componentes de baja energía se eliminan mientras atraviesan el material. Por lo tanto, la energía efectiva del haz aumenta, lo que resulta en un efecto de endurecimiento del haz; igualmente el tubo y el filtro de rayos X también endurecen el haz. Por lo tanto, los rayos X de diagnóstico son haces muy filtrados que pueden aproximarse a los rayos X monocromáticos [29].

Coeficiente de atenuación de masa.

Para un espesor determinado, la probabilidad de interacción depende de la cantidad de átomos por volumen, esta dependencia se puede obtener normalizando el coeficiente de atenuación lineal para la densidad del material. El coeficiente de atenuación lineal, normalizado a la densidad unitaria, se denomina coeficiente de atenuación másica [26]:

$$\text{Coeficiente de atenuación másica} \left(\frac{\mu}{\rho} \right) \left[\frac{cm^2}{g} \right] = \frac{\text{Coeficiente de atenuación lineal}(\mu) [cm^{-1}]}{\text{Densidad del material}(\rho) \left[\frac{g}{cm^3} \right]}$$

En el campo de la radiología es útil este concepto debido a que no se comparan masas iguales, sino regiones de imágenes que corresponden a la irradiación de volúmenes adyacentes de tejido; por esta razón la densidad ⁵⁰, es un aspecto importante radiográficamente hablando ya que gracias a esto sería posible ver por ejemplo *la diferencia de densidad entre hielo y agua circundante* [26]

El coeficiente de atenuación de masa se usa para cuantificar la atenuación de radiación por unidad de masa del material, independientemente de su densidad. Este enfoque es útil porque permite comparar la capacidad de absorción de radiación de diferentes materiales. Para calcular el coeficiente de atenuación lineal para una densidad distinta de $1g/cm^3$, se multiplica la densidad de interés ρ por el coeficiente de atenuación másica para obtener el coeficiente de atenuación lineal. Dos materiales con el mismo *coeficiente de atenuación másica* ($\mu_{1-másico}$ y $\mu_{2-másico}$) pueden atenuar la radiación de manera similar, pero si uno de ellos es más denso que el otro ρ_1 y ρ_2 , será más eficaz para absorber radiación en un espesor determinado debido a su mayor densidad:

Por ejemplo: Sean dos materiales, *material 1* y *material 2*, cuyos coeficientes de atenuación másicos son: $\mu_{1-másico} = \mu_{2-másico} = \frac{\mu}{\rho} = 0,05cm^2/g$, $\rho_1 = 10g/cm^3$ y $\rho_2 = 5g/cm^3$

El coeficiente de atenuación lineal para el *material 1* sería de la forma:

$$\mu_1 = \frac{\mu}{\rho} \cdot \rho_1 = 0,05cm^2/g \cdot 10g/cm^3 = 0,5cm^{-1}$$

mientras que el coeficiente de atenuación lineal para el *material 2*:

$$\mu_2 = \frac{\mu}{\rho} \cdot \rho_2 = 0,05cm^2/g \cdot 5g/cm^3 = 0,25cm^{-1}$$

De este ejemplo se puede observar que ambos materiales tienen la misma capacidad de atenuación por unidad de masa; dado que el coeficiente de atenuación másico es el mismo para

⁵⁰Cantidad de masa contenida en un volumen dado.

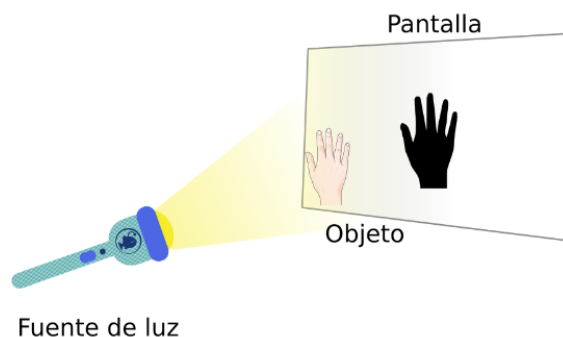


Figura 2.23: **Disminución de la intensidad luminosa.** Fenómeno de ausencia y/o disminución en la intensidad de un haz de luz visible al impactar con un objeto y su visualización en una pantalla.

ambos materiales es posible concluir que ambos materiales absorben la radiación de manera similar por cada gramo de material. Esto significa que si se considera la misma masa de cada material (en lugar del mismo espesor), ambos absorberán la radiación de la misma forma. Además el coeficiente de atenuación lineal (μ) es mayor para el *material 1* debido a su mayor densidad. Esto significa que el *material 1* atenúa la radiación de manera más rápida por unidad de espesor que el *material 2*.

Como el *material 1* es más denso, hay mayor cantidad de átomos por unidad de volumen, lo que aumenta la probabilidad de interacción de los fotones con los átomos en el mismo espesor. Esto lleva a un mayor coeficiente de atenuación lineal y, por lo tanto, una mayor atenuación de la radiación para el mismo grosor de material.

Ejemplo complementario del fenómeno de atenuación.

Un experimento útil para entender el proceso de atenuación es el siguiente: suponga que cuenta con una fuente de luz, un objeto y una pantalla.

Sí la fuente de luz se enciende y esta impacta contra un objeto, se produce una sombra de la siguiente forma (ver Fig. 2.23):

Es decir, se crea una disminución de fotones que llegan a la pantalla.

Cuando los fotones inciden sobre el objeto (la mano) estos pueden ser: absorbidos, reflejados, dispersados y si la naturaleza del objeto lo permite, transmitidos, por los átomos que conforman las moléculas con las que está compuesto el objeto. En el ejemplo anterior, si se considera una fuente de luz muy “potente” y que esté muy cerca de la mano, habrá algunos fotones que son transmitidos (una cantidad despreciable); mientras que la mayoría de ellos serán reflejados y absorbidos, por esta razón será posible que el ojo humano pueda observarla para el primer caso y que la mano “brille” por dentro para el segundo. Los fotones que no impactan con la mano pueden atravesar libremente hasta chocar con la pantalla, disminuyendo así cada vez que tengan que atravesar la mano, siendo menor la capacidad de estos al atravesar tejidos más densos cada vez, produciendo así una barrera que impide a los fotones que chocan con la mano que puedan atravesar hasta la pantalla, generando entonces una disminución muy significativa o ausencia de fotones (sombra).

Ahora, repitiendo este mismo experimento pero si se intercambia la fuente de luz por un haz de rayos X (Ver Fig. 2.24), ocurrirá algo análogo.

Cuando los fotones inciden sobre el objeto en cuestión, en este caso la mano, los fotones

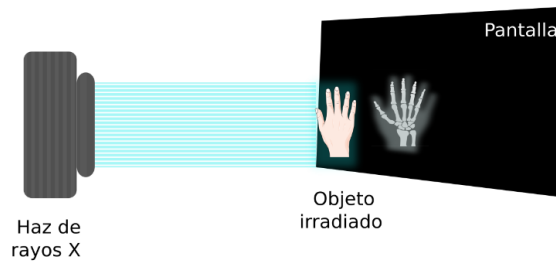


Figura 2.24: **Disminución de la intensidad de los fotones de rayos X al impactar un objeto.** Cuando un haz de rayos X incide sobre un objeto, la atenuación que este produzca en su imagen estará relacionado con el tipo de material (densidad) del que esté fabricado dicho objeto.

pueden ser: absorbidos, dispersados, transmitidos, reflejados (esto ocurre en superficies metálicas o con alta densidad electrónica. La reflexión de rayos X es más efectiva en ángulos de incidencia muy bajos) pero además también se puede dar un fenómeno de emisión de fluorescencia.

En el caso de la dispersión pueden darse dos tipos, la dispersión Compton y la Rayleigh, esto ocurre cuando los rayos x interactúan con los electrones del material. La dispersión Compton involucra la colisión de un fotón de rayos X con un electrón libre o débilmente ligado, resultando en el cambio de la dirección del fotón además de una reducción de su energía. Por otro lado la dispersión Rayleigh involucra una dispersión de rayos X por electrones ligados sin cambio de energía del fotón pero con un cambio en su dirección.

El efecto de fluorescencia ocurre cuando los rayos X son absorbidos por el material, pueden excitar electrones con niveles de energía más altos, después de un tiempo los electrones regresan a sus niveles de energía emitiendo fotones de rayos x característicos del material en cuestión. Respecto a la transmisión, al chocar el haz con el objeto, los fotones atravesarán dicho objeto sin embargo la intensidad de este rayo al ir atravesando el objeto tenderá a disminuir, esto dependiendo de la densidad del material, a mayor densidad del objeto a atravesar menor intensidad y viceversa a menor densidad mayor intensidad. Los fotones resultantes que atraviesan el material serán menor en cantidad que los fotones de entrada y al impactarse con la pantalla .

2.4.2. Relación entre el Coeficiente de Atenuación Lineal (μ) y la Sección Eficaz (σ).

Como se definió con anterioridad, la sección eficaz proporciona la probabilidad de interacción entre una partícula incidente (en este caso un fotón) y un átomo o una molécula del material, conceptualmente se podría describir como el área o blanco dónde es probable que ocurra una interacción.

Existe una relación entre el coeficiente de atenuación lineal (μ) y la sección eficaz (σ), si n es la densidad de partículas (número de partículas objetivo por unidad de volumen) objetivo en el material la relación es la siguiente:

$$\mu = n\sigma \tag{2.9}$$

De modo que si se toma la ecuación (2.1) y la ecuación anterior (2.9) se tiene lo siguiente:

$$\mu_{total} = n(\sigma_{fotovoltaico} + \sigma_{Compton} + \sigma_{pares} + \dots) \tag{2.10}$$

En la ecuación anterior (2.10), es posible ver que el cálculo de la sección eficaz depende del tipo de interacción (absorción, dispersión, etc); además se puede concluir que el coeficiente de atenuación lineal μ es proporcional tanto a la densidad de átomos del material como a la probabilidad de que un fotón interactúe con cada uno de esos átomos. En otras palabras, la atenuación total de un haz de radiación al pasar por un material depende tanto de cuántos átomos están presentes como de cuán eficaces son esos átomos para absorber o dispersar la radiación.

Half Value Layer (HVF).

El Half Value Layer (HVF) o capa hemirreductora es un parámetro que mide la capacidad de atenuación de un material frente a un haz de rayos X o rayos Gamma. Se define como el espesor de un material que al interponerse en un haz útil de rayos X, atenúa la intensidad de la radiación al 50 % de su valor inicial [58].

La capa de valor medio (HVL) del haz de rayos X de mamografía es del orden de 0,3 a 0,45 mm de Al para el rango de kVp y las combinaciones de objetivo/filtro utilizadas en mamografía. En general, la HVL aumenta con objetivos y filtros de kVp y número atómico más altos [26].

Se tendría entonces que a partir de la ecuación (2.6), si $X = HVL$, entonces:

$$\begin{aligned} I_t &= I_0 e^{-\mu X} \\ \ln\left(\frac{1}{2}\right) &= \ln(e^{-\mu HVL}) \\ \frac{\ln(2)}{\mu} &= HVL \end{aligned} \tag{2.11}$$

2.5. Fantomas mamarios.

Los fantomas mamarios son dispositivos que imitan un conjunto de características ya sean físicas o radiológicas de las mamas, su principal uso se encuentra en el ámbito de la mamografía para calibrar o evaluar la calidad de imagen de los equipos de mamografía, ultrasonido, resonancia magnética, etc. Estos modelos están diseñados para simular diferentes estructuras de la mama como sus distintos tejidos, incluso en algunos casos recrear diferentes lesiones como masas, lesiones fibrosas, microcalcificaciones, tumores, irregularidades, entre otras cosas. Los fantomas mamarios permiten realizar pruebas de control de calidad a los sistemas de imagen, así como probar qué tanta sensibilidad tiene el equipo para identificar detalles sutiles.

La naturaleza del fantoma o maniquí depende del objetivo requerido, además los materiales utilizados para su fabricación son diversos; a continuación se describen algunos tipos de fantomas mamarios existentes y de su propósito.

1. Fantomas de control de calidad.

Los fantomas de control de calidad, están diseñados para evaluar y asegurar la imagen de los equipos mamográficos. Se utilizan comúnmente en programas de control para garantizar que el equipo funcione adecuadamente y cumpla con los estándares de diagnóstico:

Fantomas de imágenes de prueba.

Estos fantomas contienen estructuras que simulan diversos elementos externos a los tejidos mamarios como microcalcificaciones, fibras y masas de diferentes tamaños. Estos elementos permiten evaluar la resolución, contraste y capacidad del sistema para detectar lesiones pequeñas y sutiles en la mama.

Fantomas de contraste.

Estos se utilizan para evaluar la capacidad de diferenciación del equipo entre niveles de intensidad de los tejidos mamarios. Los fantomas de contraste ayudan a calibrar el equipo para asegurar un contraste adecuado en las imágenes.

Fantomas de resolución.

La utilidad de estos fantomas se centra específicamente en evaluar la resolución espacial del sistema mamográfico, se evalúa que los equipos puedan captar los detalles finos para un diagnóstico preciso.

2. Fantomas dosimétricos.

Estos fantomas están diseñados para medir y controlar la dosis de radiación administrada durante una mamografía con el fin de asegurar que se utilice la mínima cantidad de radiación necesaria sin comprometer la calidad de la imagen. Su uso es fundamental para optimizar las técnicas y garantizar la seguridad del paciente al reducir los riesgos asociados con la exposición a la radiación; entre ellos se encuentra:

Fantomas de polimetilmetacrilato (PMMA). Simulan densidad y absorción del tejido mamario en distintas condiciones, con ellos se mide la dosis de entrada en la superficie de la mama además de que sirven para calcular la dosis glandular media. Este indicador sirve para estimar la cantidad de radiación absorbida por el tejido glandular de la mama durante una exposición, lo que es de suma importancia en el ámbito de seguridad radiológica.

Fantomas de tejido equivalente.

Maniqués que buscan imitar fielmente la composición y características de los tejidos mamarios proporcionando datos dosimétricos precisos.

Fantomas de entrenamiento. Los fantomas de entrenamiento están diseñados para usarse en la capacitación de técnicos y radiólogos en la interpretación de imágenes mastográficas; su objetivo es permitir que técnicos y médicos radiólogos se adiestren en procedimientos de diagnóstico, como en la colocación de los senos en la paleta compresora, la evaluación de las proyecciones y finalmente en el análisis de imágenes.

Fantomas para biopsia guiada. Estos maniqués son utilizados para el entrenamiento en procedimientos de biopsia de mama asistida por imagen, estos fantomas contienen lesiones simuladas que permiten practicar la toma de muestras con precisión en un entorno seguro.

Fantomas personalizados: En algunos proyectos de investigación, se desarrollan fantomas personalizados o "hechos a medida" para simular condiciones particulares, como mamas densas o con alta probabilidad de cáncer, lo que permite evaluar y mejorar nuevas técnicas de detección y análisis de imágenes.

Fantomas para algoritmos de inteligencia artificial. Estos fantomas sirven para entrenar y probar algoritmos de inteligencia artificial, así como de aprendizaje automático que buscan optimizar la detección y clasificación de lesiones mamarias en imágenes digitales; estos fantomas regularmente se usan también en software de simulación.

3. Fantomas para evaluación de calcificaciones y microcalcificaciones

El objetivo de estos fantomas se enfoca específicamente en la simulación de calcificaciones y microcalcificaciones, ya que estas pequeñas acumulaciones de calcio pueden ser indicativas de condiciones benignas o malignas como se ha mencionado ya con anterioridad. Incluyen insertos cuya función es simular microcalcificaciones en diferentes formas, tamaños y distribuciones, lo que permite evaluar la capacidad del sistema para detectar y diferenciar estos patrones, especialmente en casos sospechosos de cáncer.

Fantomas de densidad variable. Estos fantomas incorporan calcificaciones en áreas de diferentes densidades, lo cual permite verificar el funcionamiento y respuesta del equipo a microcalcificaciones en mamas de distintas densidades o tejidos ya que la densidad del tejido puede afectar la visibilidad de estas estructuras.

Los materiales de construcción de los fantomas son muy diversos, sin embargo una de las principales características que se buscan en su fabricación es su durabilidad, radio-resistencia e imitación confiable de factores como forma, densidad o composición.

Capítulo 3

Metodología

3.1. Impresión 3D.

La impresión 3D es una tecnología de fabricación que permite crear objetos tridimensionales a partir de un diseño digital. En lugar de quitar material como en los métodos de fabricación tradicionales, como el tallado o el esculpido, la impresión 3D añade material capa por capa para construir el objeto desde cero. Esta tecnología ha revolucionado la fabricación en diversos sectores debido a su versatilidad, precisión y capacidad para producir piezas complejas de manera rápida y personalizada.

Esta forma de fabricación ha adquirido mayor importancia en las últimas décadas. Permite realizar representaciones tridimensionales como objetos físicos mediante el uso de una impresora. Ha revolucionado la creación de prototipos y ha encontrado aplicaciones en muchos campos [50].

Esta tecnología avanza rápidamente y cada vez se informa más sobre sus capacidades y aplicaciones. Estos factores han llevado a que la tecnología se aplique cada vez más en nuevas áreas y para nuevos propósitos. Esta situación es particularmente cierta en el caso de las áreas médicas y de atención médica donde la impresión 3D se aplica para producir: dispositivos médicos personalizados nuevos y de reemplazo e implantes, modelos para la educación y enseñanza médica, modelos para entrenamiento y simulación médica, modelos para investigación médica, modelos para planificación preoperatoria [51].

Existen varias tecnologías de impresión 3D, cada una adecuada para diferentes aplicaciones y materiales, a continuación se describirán algunas técnicas:

1. Modelación por deposición fundida.

Esta técnica utiliza filamentos termoplásticos, estos son calentados hasta su fundición, después son extruidos por boquillas que trazan una sección transversal de la pieza en cuestión y la va modelando capa a capa.

2. Estereolitografía.

En esta técnica se utilizan resinas líquidas que se solidifican con luz láser o ultravioleta. Estas impresiones tienen la capacidad de preservar de manera muy adecuada los detalles finos.

3. Sinterización Selectiva por Láser.

La sinterización selectiva por láser o SLS es capaz de fabricar piezas de plástico o metal sumamente precisas. En esta técnica la impresora deposita una capa uniforme de polvo y

posteriormente la sintetiza con mucha precisión, este proceso se va generando capa a capa mediante deposición y sinterización ¹ hasta completar la pieza.

Descripción de la técnica de impresión.

En el presente trabajo se hizo uso de la técnica de modelación por deposición fundida (FDM) para la creación de ambos fantasmas: plano y antropomorfo, mientras que se utilizó la técnica de estereolitografía (SLA) para la fabricación de los objetos que representan las microcalcificaciones.

Modelación por deposición fundida (FDM).

1. Diseño.

Se diseña, prepara y/o adquiere el modelo 3D que se desea imprimir en un software de diseño (CAD). También se puede adquirir estos diseños descargando archivos listos de plataformas en línea, los formatos más típicos para guardar estos diseños son el .STL, .OBJ, .3MF, etc.

Si se requiere hacer modificaciones al diseño o crearse desde cero, algunas opciones de software son: AutoCAD, SolidWorks, FreeCAD, Blender, TinkerCAD, etc. Es importante verificar que el objeto no tenga errores en la geometría y que esté cerrado, ya que en el caso contrario esto podría afectar la impresión.

2. Configuración en el Software de Corte.

Una vez listo el objeto se usa un programa de corte o *slicer* como Cura, PrusaSlicer o Simplify3D y ahí se carga el archivo del modelo 3D. Posteriormente se configuran los parámetros de impresión como la altura de capa ², la densidad de relleno ³, velocidad de impresión, temperatura de extrusión (esta depende del material en cuestión con el que se trabaja) y tipo de material (PLA, ABS, PETG, etc.).

Posteriormente se configura el uso de soportes si es que el modelo lo requiere, es decir si cuenta con partes voladizas; también se selecciona el tipo de base⁴ (raft ⁵, skirt ⁶, brim ⁷) que se usará para mejorar la adherencia durante la impresión. Una vez configurados estos parámetros se genera el archivo G-code o archivo de código, que es el documento que indica a la impresora qué debe hacer y de qué forma imprimir el objeto.

3. Preparación de la impresora 3D.

Inicialmente se selecciona el material que se desea utilizar, se revisa que el carrete no tenga dobleces o nudos que impidan su movimiento al tensionarlo y jalarlo. Se coloca el carrete en el soporte de filamentos o porta-bobinas.

Se verifica el estado de del extrusor y la cama, después se hace la nivelación de la cama de impresión; este ajuste sirve para adecuar la cama a un distancia o nivel correcto del extrusor,

¹Proceso que consiste en calentar polvos metálicos o cerámicos a una temperatura inferior a su punto de fusión para crear piezas sólidas, resistentes y duras.

²Define el grosor de cada una de estas capas, lo que significa que una altura de capa menor resultará en una mayor cantidad de capas, mientras que una altura de capa mayor resultará en menos capas para alcanzar la misma altura del objeto.

³Parámetro que determina el porcentaje del interior de una pieza que será llenado con material durante el proceso de impresión.

⁴Opciones de adherencia a la cama que ayudan a mejorar la calidad de impresión y reducir problemas como el “warping” (deformación) o el despegue de la primera capa.

⁵Base completa debajo de la pieza, formada por varias capas de material que sirven como estructura inicial antes de imprimir el modelo.

⁶Línea de contorno que rodea el modelo sin tocarlo. Se imprime una o más veces alrededor de la pieza antes de que comience la impresión real.

⁷serie de líneas impresas alrededor de la base de la pieza, pero que sí tocan la base del modelo. Esto amplía la superficie de contacto entre el modelo y la cama de impresión.

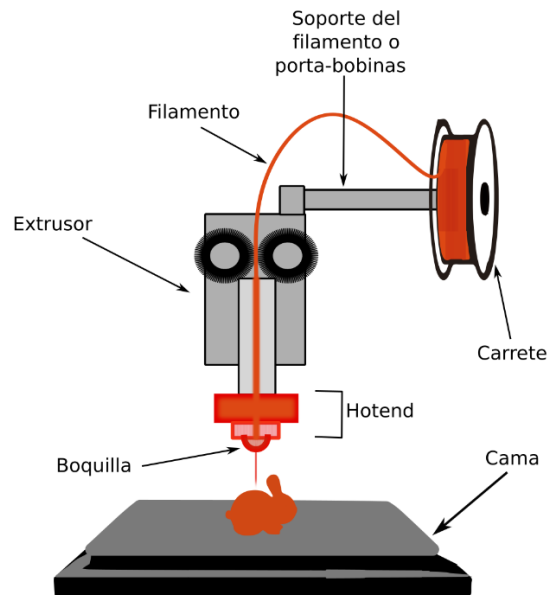


Figura 3.1: Proceso de impresión 3D.

esta distancia suele ser similar al grosor de una hoja de papel. Después se coloca algún tipo de adhesivo de cama para asegurar que la pieza no se desprenda durante la impresión.

4. Impresión.

Posteriormente se carga el archivo G-code en la impresora mediante una memoria SD, un cable USB o directa, dependiendo de la impresora. Después se inicia la impresión desde el menú de la impresora. El proceso de impresión es sencillo, inicialmente el filamento del carrete colocado en el *soporte del filamento* es rebobinado hacia el extrusor. Ahí se comienza a calentar el filamento a la temperatura adecuada para ablandar el material, mientras tanto la cama de impresión también se calienta a la temperatura necesaria para mejorar la adherencia de la primera capa. Cuando el filamento alcanza la temperatura de fusión, el sistema de extrusión comienza a empujarlo a través de una boquilla (nozzle) ubicada en el hotend, véase Fig. 3.1.

El filamento fundido se extruye en forma de un hilo fino a través de la boquilla y se deposita en la cama capa por capa siguiendo el camino establecido en el archivo G-code y en este punto, puede aplicarse una técnica de base (brim, skirt o raft) según se haya configurado software de corte, para ayudar a mejorar la adherencia y evitar deformaciones; luego la impresora va moviendo el cabezal de impresión de acuerdo con las instrucciones del G-code y deposita el filamento fundido cada capa, el material se adhiere a la capa anterior, posteriormente se enfría y se endurece rápidamente al ser depositado, formando la estructura sólida de la pieza.

5. Supervisión y finalización de la impresión.

Durante la impresión se debe vigilar el estado de la misma, asegurándose que el filamento no tenga problemas de obstrucción y/o deformación y fluya de manera correcta. También se verifica el estado de la pieza, que se esté imprimiendo correctamente.

Finalmente, al terminar el proceso de impresión, se deja enfriar la cama antes de retirar la pieza para evitar daños tanto en la pieza como en la impresora.

3.1.1. Materiales.

Los materiales utilizados en el presente trabajo se describen a continuación.

Material	Densidad (g/cm^3)	Marca	Color
PETG	1.25±0.05	Kingroon	Rosa
HIPS	1.03±0.05	Kingroon	Rojo
PLA	1.24±0.05	Xingtongzhilian	Blanco
ABS	1.04±0.05	Kingroon	Clear

Tabla 3.1: Materiales para impresión 3D mediante Modelación por deposición fundida (FDM).

PETG.

El filamento PETG (polyethylene terephthalate glycol-modified) es un termoplástico ⁸ que combina las propiedades del PET (polietileno tereftalato) ⁹ y el glicol ¹⁰, el resultado de ello concluye en un material con mayor flexibilidad y resistencia a la deformación en las piezas impresas.

Las principales características del PETG son:

Durabilidad, el PETG tiene alta resistencia a los impactos, es menos susceptible a absorber humedad en comparación con otros filamentos, como el PLA y el ABS. Además, es resistente a muchos productos químicos, como aceites y ácidos débiles e incluso bajo ciertas condiciones es seguro para aplicaciones de contacto con alimentos, aunque es importante que se busque un proveedor que pueda brindar dichas certificaciones.

Flexibilidad, este material tiene una mayor flexibilidad que otros materiales, esto es una ventaja ya que es menos propenso a sufrir fracturas o romperse, incluso bajo tensión.

Baja probabilidad de deformación, su temperatura de impresión es más baja en comparación con materiales como el ABS, esto reduce su probabilidad de deformación o curvatura. *Reciclable*, este material es reciclable, es decir que se puede procesar y reutilizar para la creación de nuevos objetos. Su temperatura de impresión es alrededor de 230°- 240° Celcius.

Generalmente el PETG se adhiere fácilmente a la cama caliente, sin embargo se necesita verificar que dicha cama esté pre-calentada a una temperatura entre 70° y 90° C. Además es importante utilizar adhesivos adicionales y respetar el proceso de enfriamiento para evitar el deterioro o deformación de la pieza impresa, ya que si no alcanza dicho proceso carece de rigidez.

HIPS.

El filamento HIPS (High Impact Polystyrene o poliestireno de alto impacto) es un polímero ¹¹ termoplástico, su combinación se basa en poliestireno ¹² y caucho de polibutadieno ¹³.

Dentro de las características del HIPS se encuentra:

Resistencia al impacto, este material goza de una alta capacidad de absorción de energía al ser sometido a fuerzas externas, lo cual lo hace ideal para su uso en aplicaciones donde se requiere un material resistente y duradero.

Facilidad de procesamiento, el HIPS es un material muy versátil en cuanto a su procesamiento, es decir que es posible usarlo en distintas técnicas como extrusión, termoformado e inyección.

⁸Polímero artificial que se puede fundir y moldear a altas temperaturas y que se endurece al enfriarse.

⁹Tipo de plástico que se utiliza para la fabricación de envases, botellas, frascos, telas y otros productos.

¹⁰Compuesto líquido denso con sabor dulce y acre.

¹¹Macromoléculas compuestas por la unión de moléculas más pequeñas denominadas monómeros.

¹²Termoplástico obtenido principalmente a partir del monómero de estireno, que es un líquido incoloro.

¹³Polímero formado a partir del proceso de polimerización del monómero 1,3-butadieno. Tiene una alta resistencia al desgaste.

Resistencia, otra característica de este material es su resistencia al contacto con otros productos químicos y solventes.

Seguridad alimenticia, es utilizado comúnmente para la fabricación de envases, bandejas y contenedores para alimentos, ya que cumple con los estándares de seguridad y salubridad requeridos.

Baja resistencia a altas temperaturas, este material tiene una baja capacidad de resistencia a las altas temperaturas.

ABS.

El ABS o acrilonitrilo butadieno estireno, es un polímero termoplástico formado por tres bloques, acrilonitrilo ¹⁴, butadieno ¹⁵ y estireno ¹⁶, por ello se denomina terpolímero. Es decir, es un polímero que se ha sintetizado a partir de tres monómeros diferentes.

Entre las características principales del ABS se encuentran:

Resistencia al impacto, es resistente a golpes o tensiones, incluso en ambientes con temperaturas bajas.

Resistente a bajas temperaturas, este material resiste temperaturas bajo cero; es especialmente interesante su aplicación para entornos fríos ya que mantiene su estructura inalterable mientras que otros se vuelven quebradizos.

Resistencia a químicos, es resistente a ciertos químicos, absorbe poca agua y es fácilmente recubierto por capas metálicas ya que es muy receptivo a baños de metales.

Resistente a altas temperaturas, resiste temperaturas elevadas de hasta 100°C.

PLA.

El ácido poliláctico o PLA, es el material más elegido para hacer impresión 3D basadas en extrusión ya que es un termoplástico que no requiere altas temperaturas para imprimirse y no requiere calentar la cama. Es uno de los filamentos más ecológicos en el mercado, además de ser muy económico.

Entre sus particularidades se encuentran:

Biodegradable, es un material hecho a base de caña de azúcar y cultivos de maíz, lo que permite que se renovable y sobretodo biodegradable.

Seguridad alimentaria, este material es seguro cuando entra en contacto con comestibles, por ello puede usarse en la fabricación de utensilios y envases de cocina biodegradables sin causar daños a la salud.

Adherencia, tiene una buena capacidad de adherencia a las superficie de impresión.

Baja temperatura de impresión, no se necesita elevar demasiado la temperatura para la extrusión; es decir, se imprime a baja temperatura y no necesita de una cámara cerrada para imprimir con éxito.

3.2. Diseño experimental.

El presente proyecto consta de tres fases, la primera debida a la descripción de materiales, posteriormente dos análogas para el diseño de los fantasmas; la segunda corresponde al desarrollo del fantoma plano y finalmente la tercera al desarrollo del fantoma antropomorfo.

Todas las pruebas (a excepción de alguna que se indicará en el texto) se hicieron con las siguientes consideraciones: se utilizó el mastógrafo *Hologic Lorad series M-IV* (Ver Fig. 3.2) a tres

¹⁴Líquido sintético incoloro, con un fuerte olor a cebolla o ajo; se usa principalmente para hacer plásticos, fibras acrílicas y caucho sintético.

¹⁵Gas incoloro con un leve olor parecido a la gasolina. Aproximadamente el 60% del 1,3 – *butadieno* se usa para fabricar caucho sintético, que se usa principalmente en neumáticos de automóviles y camiones.

¹⁶Hydrocarburo aromático que se utiliza en la fabricación de plásticos, cauchos, materiales aislantes, cañerías, partes de automóviles, envases de alimentos y revestimiento de alfombras.



Figura 3.2: Mastógrafo Hologic Lorad series M-IV

diferentes voltajes: 25, 27 y 30 keV y un amperaje fijo de 75 mAs, estos valores se usaron debido a que los voltajes bajos tienen una mayor probabilidad de ser absorbidos por el tejido mamario mejorando así el contraste de los tejidos, las dosis de radiación son menores y producen menos dispersión de rayos X en el cuerpo, produciendo imágenes más detalladas y nítidas.

Respecto a la impresión de fantasmas, cada uno de los diseños fueron hechos en software de modelación 3D y en cada modelo se especificará en qué software se realizó el diseño del que se hable; en cuanto a las impresiones 3D fueron realizadas mediante la técnica de modelación por deposición fundida en una impresora *Bambu Lab X1 carbon* .

Bambu Lab X1 Carbon.

Esta impresora se considera de alta gama, utiliza una tecnología de impresión CoreXY de alta velocidad lo que le permite una aceleración de hasta $20m/s$ y velocidades de impresión de hasta 500 mm/s . Tiene un espacio de impresión de $256 \times 256 \times 256\text{ mm}$.

Está equipada con un sistema de gestión de materiales automático permitiendo hacer impresiones multi-material y/o multicolor de hasta 4 filamentos. Casi todos sus sistemas operan de forma automática, como su sistema de nivelación de cama , la elección de materiales y colores (como ya se ha mencionado), detección de errores en el funcionamiento de impresión, calentamiento automático del extrusor y velocidad de impresión (dependiendo del material), etc.

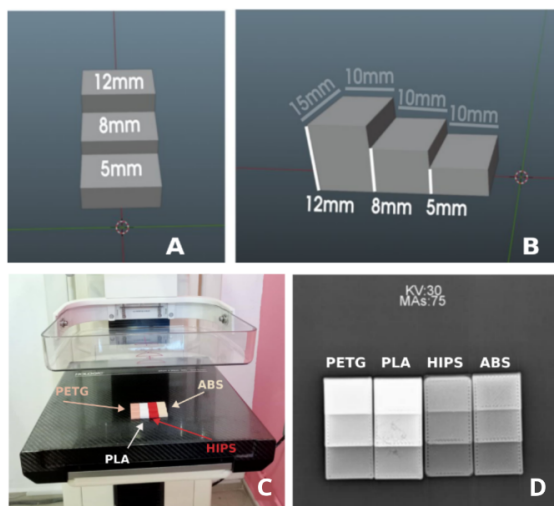


Figura 3.3: *A.* Cuña impresa para cada uno de los materiales (PETG, PLA, HIPS & ABS), en esta toma se observa la vista frontal de cada uno de los escalones y sus respectivos grosores; mientras que en *B* se muestra la vista lateral de estos mismos. *C.* Montaje de las cuñas sobre la placa compresora en el equipo de mamografía previo a la obtención de imágenes mastográficas. *D.* Imagen mastográfica resultante.

3.2.1. Descripción de la interacción de la radiación con los materiales.

Comparación de densidades entre materiales.

Inicialmente se diseñaron cuñas en el software de diseño *Blender*, con las siguientes características: cuña con tres escalones de grosores 5, 8 y 12 mm (véase la Fig. 3.3-A y 3.3-B). En la imagen se muestran dos tomas del diseño de la cuña con sus respectivas medidas, en 3.3-A se muestra la toma frontal de la figura y en 3.3-B la toma lateral. Estas cuñas se imprimieron con cada uno de los materiales mencionados en la tabla 3.1.

Posteriormente se les realizó una prueba mastográfica (Fig. 3.3); esta prueba se hizo a un voltaje de 30 keV y un amperaje de 75 mAs. En 3.3-C se muestran las cuñas formadas en el siguiente orden: PETG, PLA, HIPS & ABS; mientras que en 3.3-D se muestra la imagen mastográfica resultante. El objetivo de esta verificación era corroborar mediante el programa *imageJ* que la diferencia de atenuación fuera consecuente con los datos registrados respecto a las densidades de los materiales mencionadas en la tabla 3.1.

Cálculo del coeficiente de atenuación lineal.

Se calculó el coeficiente de atenuación lineal respecto al grosor del material para cada uno de los materiales; para ello se diseñaron nuevamente cuñas de distintos grosores en el software de diseño *Blender*. Las cuñas tenían las siguientes medidas: 15 mm ancho, 90 mm de largo 45 mm de alto, cada escalón tenía un grosor de 5 mm (ver Fig. 3.4).

Las cuñas se imprimieron en la impresora ya mencionada y al mismo tiempo se hizo una prueba de impresión de dos materiales, para ello se diseñaron en el software *Freecad* la sobre-posición de dos figuras un cilindro dentro de un cubo, para identificar las limitaciones de la impresora, dicho de otro modo, verificar si era posible para la máquina mezclar dos materiales de impresión a distintas profundidades.

Al revisar las impresiones se notaron unas ligeras deformaciones en las esquinas de dos de las cuñas (PETG y HIPS); estos defectos se encontraban únicamente en los escalones de mayor grosor,

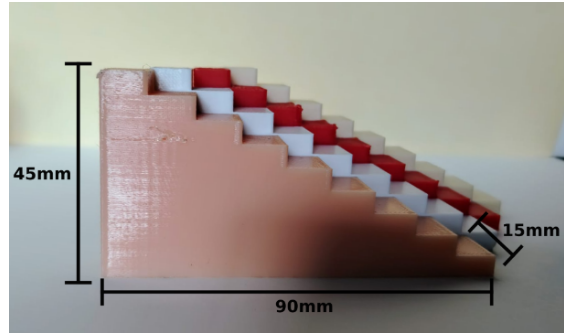


Figura 3.4: Cuñas escalonadas de los distintos materiales: PETG, PLA, HIPS & ABS respectivamente.

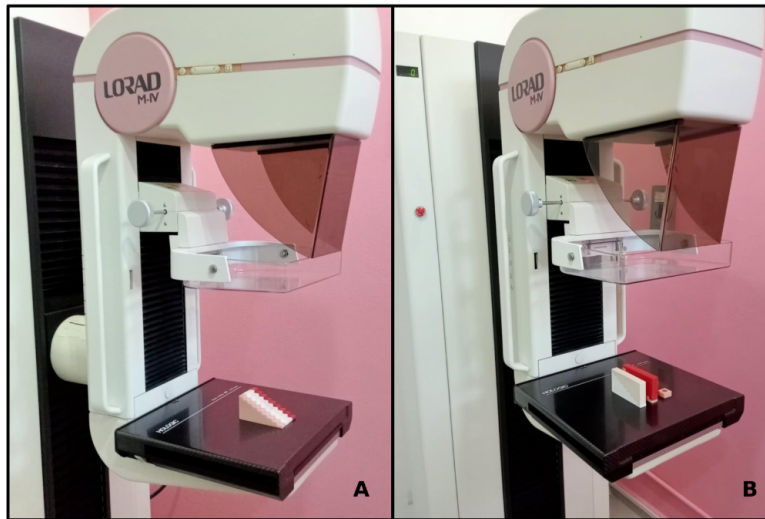


Figura 3.5: Cuñas escalonadas. A. Cuñas separadas en la placa de compresión. B. Cuñas superpuestas, ABS/PLA y HIPS/PETG.

sin embargo debido a que únicamente se considerarían ciertas regiones de interés en el análisis, no representaría ningún problema tomarlos en cuenta siempre y cuando la región de interés que se tomase fuese menor al área del escalón tomada de la vista superior. Después se colocaron las cuñas en la paleta de compresión (Ver Fig. 3.5-A) y se realizaron las diferentes impresiones de imagen a los voltajes y amperaje mencionados con anterioridad.

Se hicieron dos tipos de mediciones, la primera consistió en colocar las cuñas mencionadas con anterioridad sobre la placa de compresión en el mastógrafo, una al lado de otra. Después, a los voltajes y amperaje mencionados al inicio del capítulo, se tomaron tres imágenes respectivamente. La segunda prueba constaba en superponer dos cuñas (una encima de otra) dependiendo de su cercanía entre densidades del material y del tejido a reproducir. La cuña base debía tener una densidad distinta a la de la cuña superpuesta, es decir, las cuñas cuya densidad es similar HIPS y ABS se superpusieron sobre las cuñas de PETG y PLA respectivamente (Ver Fig. 3.5-B), con la intención de “recrear” el grado de atenuación del tejido adiposo (HIPS y ABS) y glandular (PETG y PLA).

Usando las imágenes resultantes en formato *.dcm* y mediante la ley de Lambert-Beer se calculó el coeficiente de atenuación lineal. Para ello primero se midieron las intensidades resultantes en

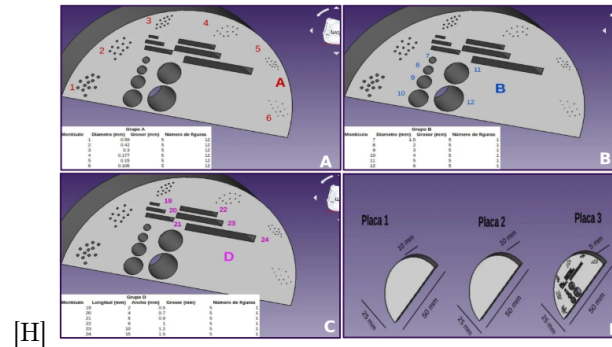


Figura 3.6: En **A** se muestran 3 grupos distintos de figuras geométricas; la primera marcada con *A* representa cúmulos de microcalcificaciones y están representadas por esferas de distintos diámetros. En **B**, el conjunto de figuras marcadas con *B* representan masas y son reproducidas por cilindros. Finalmente en **C** se representan lesiones fibrosas que pertenecen al grupo *D*, representados por prismas rectangulares. En **D** es posible observar el conjunto completo de placas, la placa 3 se colocó en medio de las placas 1 y 2.

cierta región de interés (ROI) de las imágenes (en cada uno de los escalones de cada una de las cuñas) mediante el software *ImageJ*, posteriormente los datos fueron tratados en hojas de cálculo en *LibreOfficeCalc* y se analizaron al igual que en *Python*. En estos software se calculó cada una de las intensidades de entrada I_0 , posteriormente y a partir de estos datos se calculó el coeficiente de atenuación lineal de cada material. Este procedimiento se repitió también para hacer el análisis de las cuñas escalonadas superpuestas.

3.2.2. Desarrollo del fantoma plano.

Inicialmente se trabajó en el diseño del fantoma plano, mediante el uso de los software de diseño 3D *Freecad* y *Blender*; se hicieron prototipos de acuerdo con las pruebas que se querían cubrir: tasa de detección de objetos, distorsiones geométricas, etc. Se decidió trabajar con filamento de PETG y HIPS debido a que tienen densidades similares a los del PLA y ABS respectivamente ya que se ha reportado el uso de PLA y ABS en la literatura para la construcción de fantomas [8, 9, 16, 52] que reproducen los coeficientes de atenuación de los tejidos glandular y adiposo respectivamente.

En la Fig. 3.6 se muestran uno de los diseños primarios.

Sin embargo este fantoma plano no contaba con superposición de figuras, que era uno de los objetivos secundarios; además se encontró similitudes con algunos fantomas de la literatura, por ello se modificó el diseño ajustándolo a un modelo que incluyera sobre-posición de distintas estructuras interiores y de forma que el material contenedor de estas figuras fuera de un material y las figuras interiores de otro, para crear distintos grados de atenuación. El objetivo principal, hacer pruebas de identificación de objetos y distorsiones geométricas. Se hicieron dos maniqués o fantomas y se eligió trabajar con PETG y HIPS en el primer fantoma, el contenedor se imprimió de PETG y las figuras interiores se imprimieron con HIPS (en la Fig. 3.7 puede notarse el proceso de impresión de dicho fantoma) y en el segundo fantoma el contenedor se imprimió de HIPS y las figuras interiores de PETG. La forma del fantoma se decidió como estándar, medio cilindro, cuyo diámetro es de 90 mm. y su altura de 45 mm. Cada uno de estos fantomas contenía un total de 23 objetos interiores, de los cuáles 10 eran prismas cilíndricos con distintos diámetros. De estos primas 4 de ellos eran prismas, es decir sus ángulos no eran de 360° . Otros 2 de los 23 objetos eran esferas, una completa y la otra media esfera y por último 11 primas rectangulares de distintas longitudes.

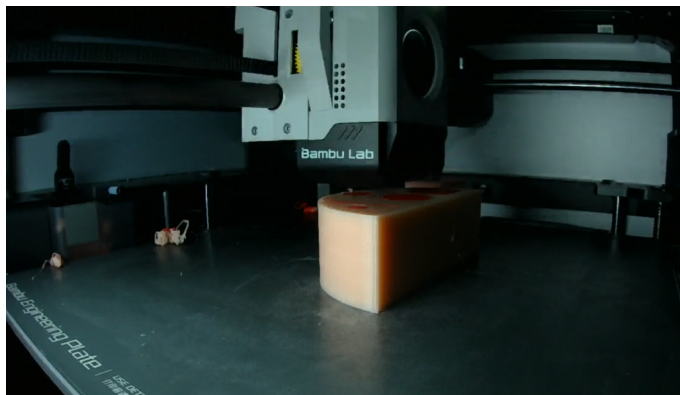


Figura 3.7: Impresión del fantoma plano para verificación de identificación de artefactos y distorsiones geométricas.

Otro de los diseños de fantoma plano se realizó también en *FreeCAD*, este se creó para contener estructuras milimétricas que simularan distintos tipos de microcalcificaciones. Para ello se estableció nuevamente diseño de medio cilindro (Ver Fig. 3.8) con un relleno del 100 %, las medidas de este fantoma fueron las siguientes: $radio = 30mm$ y $altura = 40mm$.

Inicialmente se generó una estructura de medio cilindro que contenía “burbujas” con diámetros menores a 0,5 mm dónde a medida que se imprimiera se colocaría una micro-calcificación en el espacio de la burbuja. Sin embargo el slicer o software de impresión 3D no reconocía dichas estructuras debido a sus pequeños tamaños e imprimía una estructura completamente sólida, por ello se optó por introducir manualmente las estructuras conforme se iba realizando la impresión 3D.

Las estructuras fueron hechas con barita¹⁷ y resina para recrear las microcalcificaciones. Estas impresiones fueron hechas mediante la técnica de impresión 3D estereolitografía de pantalla (LCD SLA) en una impresora Creality Ld-002h y se crearon distintos tipos de ellas; las figuras que se introdujeron en el fantoma fueron representaciones de calcificaciones y microcalcificaciones, estas eran tipo “Pop corn”, redondas y cutáneas; todas ellas tenían tamaños variados menores a 5 mm.

¹⁷Mineral que se encuentra en la naturaleza como masas cristalinas de color blanco, verdosas, grisáceas o rojizas. Absorbe radiación gama y puede reemplazar la carga en escudos nucleares.

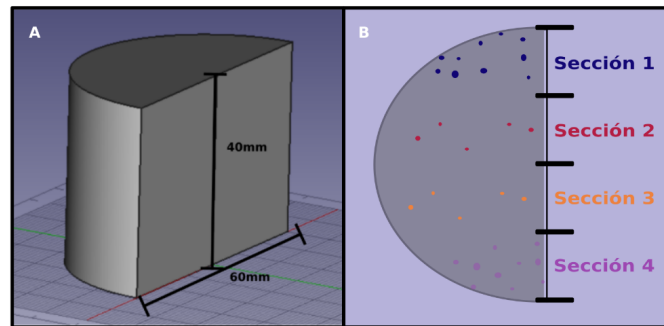


Figura 3.8: *A.* Segundo diseño de fantoma plano, el cual contiene resina fotosensible para recreación de microcalcificaciones. *B.* Diagrama del fantoma seccionado en 4 regiones, con una representación de la colocación de las estructuras de barita con resina.

La forma en que se realizaba la colocación de estructuras fue la siguiente:

1. Se hizo un dibujo con forma de medio círculo y se seccionó en 4 partes (ver Fig. 3.8-B).
2. A la sección 1 y 4 se les designó colocar un número de 10 estructuras (microcalcificaciones de barita), mientras que a las secciones 2 y 3 se le colocaron únicamente 5 a cada una, eligiendo para estas zonas las estructuras de menor diámetro (ver Fig. 3.8-B).
3. Las estructuras se les iban colocando en capas aleatorias en cada una de las secciones a lo largo del proceso de impresión del medio cilindro (el material que se eligió fue PETG).
4. Para la colocación de estos objetos primero se pausaba la impresión, luego con ayuda de un soplete se calentaba el material de la zona elegida de cada una de las secciones (este lugar era elegido aleatoriamente) y posteriormente se colocaba una de las estructuras (microcalcificaciones), después con unas pinzas se presionaba la estructura de resina para que quedara hundida en el material a la altura de la última capa hecha por la impresora. Posteriormente reanudaba la impresión.

3.3. Desarrollo del fantoma antropomorfo.

Para el desarrollo del fantoma mamario antropomorfo se utilizó un software de código abierto llamado VICTRE, en el cuál es posible crear simulaciones digitales de imágenes de mamografía y tomosíntesis; este software está disponible como repositorio de código abierto en GitHub. El software tanto como su documentación fueron desarrollados por la FDA por empleados del gobierno federal de los Estados Unidos [53].

El modelo de fantoma fue desarrollado utilizando un entorno computacional limitado pero funcional, adecuado para simulaciones básicas. Se empleó un equipo Lenovo IdeaPad 110-15ACL, equipada con un procesador AMD A6-7310 de cuatro núcleos y gráficos integrados AMD Radeon R4, este equipo fue modificado con un disco duro de estado sólido SSD marca Kingston de 960GB. Las especificaciones técnicas se describen a continuación:

1. Procesador.
Modelo AMD A6-7310, con una frecuencia base de 2.0 GHz y frecuencia máxima de 2.4 GHz, de 4 núcleos.
2. Memoria RAM.
Capacidad instalada de 4 GB DDR3L.

3. Gráficos.
AMD Radeon R4 (integrado).
4. Disco duro.
Velocidad de lectura de 500 MB/s y velocidad de escritura de 450 MB/s. Una interfaz SATA III, que proporciona un ancho de banda máximo de 6 Gbps. Consumo energético en estado inactivo: 0.195 W, promedio: 0.279 W., de lectura: 0.642 W. y escritura: 1.535 W.
5. Pantalla.
Tamaño y resolución de 15.6 pulgadas, HD (1366 x 768).

Mientras que la lectura y procesamiento de la imagen se realizó en un equipo Lenovo IdeaPad Flex 5 (16ALC7). A continuación se describen las especificaciones relevantes del hardware y cómo estas impactaron en el procesamiento del modelo.

1. Procesador.
AMD Ryzen 7 5700U de 8 núcleos y 16 hilos, con velocidad de procesamiento (frecuencia base) de 1.8 GHz, con un máximo de 4.3 GHz.
2. Memoria RAM.
Capacidad de 16 GB LPDDR4X y velocidad: 4266 MHz.
3. Gráficos.
Tarjeta gráfica AMD Radeon RX Vega 8 integrada.
4. Disco duro.
Disco duro de estado sólido (SSD) PCIe de 512 GB, con velocidades estimadas de: Lectura de ≈ 3000 MB/s y escritura de ≈ 2500 MB/s.
5. Pantalla.
Tamaño y resolución de 16 pulgadas, WUXGA (1920 x 1200 px).

En el primer equipo descrito (Lenovo IdeaPad 110-15ACL) se instaló el sistema operativo Ubuntu 16.04 por sugerencia de los desarrolladores de VICTRE, debido a que dicho software fue desarrollado y probado en distribuciones de Linux basadas en Debian y Red Hat [53].

Se sugiere dicho sistema y versión debido a la compatibilidad con las bibliotecas necesarias, ya que se da un gran soporte para herramientas de compilación como CMake, además de la estabilidad de estas distribuciones para este tipo de tareas.

Se instalaron las dependencias necesarias para la compilación y ejecución del software, estas dependencias fueron: CMake, VTK, BLAS y LAPACK, Boost, zlib y libproj.

- CMake.
Cross platform make o CMake, es una herramienta de software de código abierto y multiplataforma para generación o automatización de código utilizando un método independiente del compilador; es capaz de soportar distintas jerarquías de directorios y múltiples bibliotecas de las cuáles dependen algunas aplicaciones. Usa dependencias mínimas, requiere únicamente un compilador C++ en su propio sistema de construcción y está diseñada para construir, probar y empaquetar software. Esta herramienta se usa para controlar ficheros de configuración sencillos e independientes a la plataforma. CMake genera archivos o makefiles que pueden usarse en distintos entornos.

Dicho de otro modo, CMake se utiliza para gestionar el proceso de compilación de distintos sistemas operativos y entornos para generar archivos específicos de configuración para herramientas de compilación. Se utiliza en entornos de construcción como Xcode de Apple o proyectos de Visual Studio (Microsoft). Todo ello se realiza a partir de un conjunto de definiciones comunes escritas en un archivo de configuración *CMakeLists.txt*.

- VTK.

Visualization Toolkit (VTK) es una biblioteca de software de código abierto disponible para la creación por computadora de gráficos 3D, procesamiento de imágenes, visualización y análisis de datos en 2D y 3D . Esta biblioteca es de clases de C++ y varias capas de interfaz.

VTK soporta una gran variedad de algoritmos de visualización como escalar vector Euclides, tensor, textura y métodos volumétricos. También distintas y avanzadas técnicas de modelado como modelado implícito, reducción de polígonos, suavizado de malla (mesh smoothing), corte, contorneado y triangulación de Delaunay. Entre los datos volumétricos que soporta se encuentran imágenes médicas como de tomografía computarizada o resonancia magnética. Sus técnicas de malla pueden ser usadas en simulaciones físicas, análisis estructural o simplemente modelado computacional. Es capaz de presentar datos vectoriales y escalares mediante diagramas de flujo, isosuperficies, mapas de calor, etc.

VTK tiene además soporte multiplataforma (Windows, Linux y MacOS). Ofrece procesamiento de datos, permitiendo herramientas para filtrar, transformar y analizar grandes conjuntos de datos. Su estructura funcional se organiza en distintos módulos: Pipeline¹⁸ de procesamiento, donde la información incluye la importación de datos desde archivos o fuentes en tiempo real. Filtros: aquí se modifican, procesan o transforman los datos. Finalmente, renderización, que es el proceso de generar una imagen, video o representación visual interactiva a partir de un modelo tridimensional o de datos computacionales.

- BLAS y LAPACK.

Basic Linear Algebra Subprograms (BLAS) y Linear Algebra Package (LAPACK) son bibliotecas matemáticas ampliamente utilizadas en computación científica y análisis numérico, especialmente para realizar operaciones de álgebra lineal de forma eficiente. El tipo de operaciones que se realiza en estas bibliotecas son operaciones vectoriales de suma, multiplicación y escala vectorial; operaciones matriciales, que incluyen producto matriz-matriz y matriz-vector. Y por último normas y métricas, que comprende el cálculo de normas y magnitudes.

- Boost.

Colección de bibliotecas de código abierto hechas para ampliar la funcionalidad de C++ y proporcionar herramientas avanzadas que no están incluidas en la biblioteca estándar del lenguaje. Dichas bibliotecas se enfocan en resolver problemas comunes y mejorar la eficiencia y desarrollo del software. Está diseñada para integrarse con C++ y su biblioteca estándar (STL), tiene una alta portabilidad es decir que funciona en windows, Linux o macOS.

- zlib.

Biblioteca de software de código abierto enfocada en la compresión y descompresión de datos. Es ligera y eficiente, se basa en el algoritmo de compresión DEFLATE ¹⁹ que también se utiliza en formatos como ZIP y gzip.

- libproj.

Biblioteca de código abierto, también conocida como PROJ, es utilizada para realizar transformaciones de coordenadas geográficas y proyecciones cartográficas. En VICTRE se utiliza para manejar transformaciones y proyecciones de coordenadas espaciales que son esenciales en la simulación y visualización de modelos 3D, como los fantomas mamarios generados en este proyecto. Aunque también puede cumplir varias funciones importantes relacionadas con el manejo de datos espaciales y geométricos.

¹⁸Flujo de datos.

¹⁹Algoritmo de compresión sin pérdida de datos.

Posteriormente se hizo una copia del repositorio de GitHub, el cual contenía el código fuente; después se hicieron los ajustes necesarios de acuerdo a las características del fantoma que se quería reproducir.

Las consideraciones que se tomaron para la creación de dicho modelo se mencionan a adelante. Se considero la mama derecha de una mujer de 50 años aproximadamente, postmenopáusica, nulípara y saludable, a continuación se describen algunos de los comandos y parámetros utilizados que sustentan la descripción de la mama hecha previamente:

Se eligió un tamaño de voxel de 0,05 mm para la construcción del fantoma para evitar sobrecargar los recursos computacionales y mediar la calidad de la imagen. Se utilizó un grosor de piel de 1,55 mm, se tomó este dato del artículo titulado *In vivo measurement of breast skin elasticity and breast skin thickness* de los autores Sutradhar & Miller, en él se menciona “el grosor promedio de la piel de la mama es de 1.55 ± 0.25 mm” [54]. La longitud del pezón (altura) y su radio se eligieron de 5,5 mm y 6,0 mm respectivamente, la proyección del pezón (altura) en mujeres de 41 a 50 años es de 5 mm, mientras que el diámetro horizontal del pezón derecho en promedio es de 13 mm (radio de 6,5 mm) y el izquierdo es de 10 mm (5 mm de radio) [55]. Por último la medida usada para el radio de la areola fue de 15 mm. El diámetro horizontal de la areola es de 35 mm en mujeres nulíparas [55]. En el apéndice A se encontrará información más detallada de este modelo, encontrando cada uno de los parámetros designados.

La creación del modelo se hace por partes, CMake se encarga de generar los scripts para compilar el software; como se mencionó con anterioridad estos scripts de construcción se generan en función de un archivo de configuración CMakeLists.txt. Primero se hace una identificación del compilador, para ello se detectan los compiladores disponibles y se verifican sus capacidades (CMakeCompilerId.c y CMakeCXXCompilerId.cpp), además de configurar las bibliotecas requeridas, como los módulos de VTK. A razón de esto se generan CMakefiles y otros datos auxiliares necesarios para la construcción (createDuct o createVein), como dependencias (que además hayan correlación entre los distintos códigos) y configuraciones específicas indicadas en archivos donde se establecen las variables necesarias establecidas en un proyecto de almacenamiento extensión *.cfg*.

El archivo *.cfg* contiene información de configuración específica del proyecto, es decir información sobre el directorio de salida y en particular los parámetros de configuración o la información de construcción que ajusta el comportamiento del modelo.

La estructura general se divide en secciones, cada una de ellas agrupada según las variables específicas relacionadas con un componente específico o característica del modelo, este archivo sirve como *entrada* de configuración para el programa de simulación.

Posteriormente se hace la ejecución del Makefile, donde se leen las condiciones de construcción del proyecto y dependencias, o archivos con las características de los compiladores (feature_tests.c y feature_tests.cxx).

Por otro lado también se generan archivos de dependencia que contienen información sobre qué archivos fuente dependen de otros archivos, lo que permite al sistema de construcción solo recompilar partes del proyecto que se modifiquen en vez de recompilar el proyecto por completo, aquí se compilan cada uno de los códigos cuyas características sean modificadas, generando archivos *.vti* correspondientes a cada parte de la estructura de la mama, por ejemplo el “*artery fill*” o “*vein fill*”; dado sea el caso también se genera la compilación de cada módulo o submódulo especificado. Por último se al estar hecha la vinculación, se generan los archivos ejecutables.

Pasos para la creación del modelo digital *p_326668340*.

1. Creación del *p_326668340.cfg*.
Contiene configuraciones de los parámetros de procesamiento, el archivo *.cfg* incluye datos de configuración para la generación y conversión de volúmenes.
2. Generación del *p_326668340.loc*.
Se genera al principio del flujo como un archivo auxiliar de localización para almacenar coordenadas de puntos o regiones específicas en el volumen de las estructuras (arterias, venas, grasa, etc) o áreas de interés. Es decir, define las bases del volumen o del área de interés a procesar.
3. Desarrollo de *p_326668340_arteryfill.vti*.
Aquí se representa una segmentación o modelado específico de arterias dentro del fantoma. Este formato volumétrico contiene información de las arterias segmentadas a partir de los datos brutos iniciales. Se crea tras la identificación o segmentación de las arterias en los datos.
4. Formación de *p_326668340_veinfill.vti*.
Similar al archivo anterior, este archivo contiene la segmentación o modelado específico de las venas. Se utiliza para diferenciar estructuras venosas del resto del volumen (o arterias) y su creación ocurre después del archivo de relleno de arterias (*p_326668340_arteryfill.vti*), ya que los pasos de segmentación suelen realizarse para cada estructura por separado.
5. Creación de *p_326668340.mhd* y *p_326668340.vti*.
El primer archivo hace la representación volumétrica. Este contiene metadatos (dimensiones, espaciado, formato, etc.) sobre los datos almacenados en el archivo *.raw.gz*. Mientras *p_326668340.vti*, es archivo volumétrico completo que combina y/o procesa las estructuras (arterias, venas, glándulas, grasa, etc.) y la información bruta en un solo volumen interpretable. Ambos se crean después de las segmentaciones porque consolidan los datos segmentados y crudos en un formato listo para la visualización o procesamiento volumétrico total.
6. Generación de *p_326668340.raw.gz*.
Este archivo de datos brutos comprimidos contiene las intensidades volumétricas asociadas al fantoma. Almacena directamente los datos sin procesar en formato binario y es referenciado por el archivo *p_326668340.mhd*. Es el último archivo generado porque representa los datos exportados en un formato eficiente para almacenamiento o procesamiento adicional.

Lectura y procesamiento de la imagen.

Para la reproducción y procesamiento de la imagen se instaló *VTK7* y *Paraview* ²⁰.

Archivo *.mhd*.

Archivo de cabecera utilizado en el formato *MetaImage* (*MetaImage Header File* o *mhd*); este se emplea en aplicaciones para almacenar datos volumétricos. Este formato consta de dos componentes: el *.mhd* el cual contiene metadatos sobre el volumen, dimensiones, espaciado entre píxeles, tipo de datos y el nombre del archivo que almacena los datos binarios. Y el archivo de datos binarios asociado, el cual almacena la información volumétrica real, con extensiones como *.raw* o *.zraw*.

Al obtenerse todos los archivos anteriormente nombrados, pero en particular el archivo *p_326668340.mhd* estos se colocaron en una carpeta contenedora perfectamente ubicada dónde se ejecutaba el software *Paraview*, ahí se le colocaron filtros necesarios para su correcta visualización.

²⁰Software de código abierto diseñado para la visualización y el análisis de datos volumétricos, estructurales o multidimensionales.

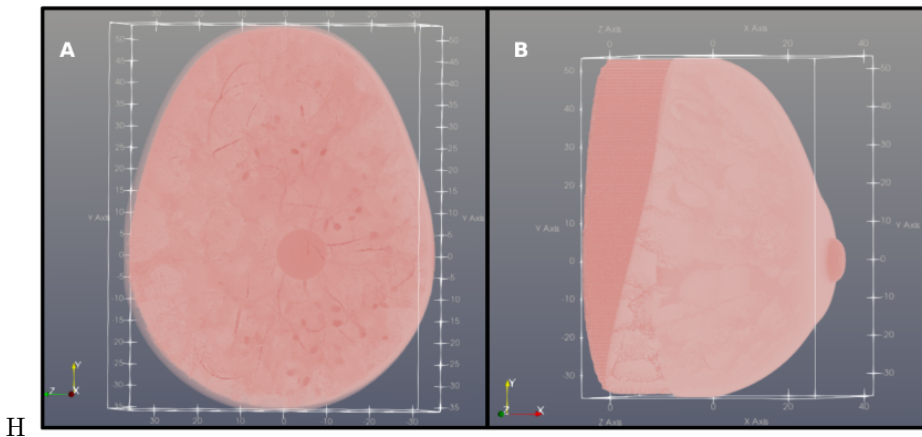


Figura 3.9: *A* Modelo digitalizado de fantoma antropomorfo creado vóxel a vóxel. En *B* se puede observar el mismo fantoma pero además es notoria una capa de tejido muscular (en color rosa oscuro) que representa el músculo pectoral mayor.

Los filtros fueron necesarios debido a que el modelo producido ocupaba una alta capacidad de memoria RAM del equipo IdeaPad-Flex-5-16ALC7 al usarse Paraview, se consumía cerca del 80% de memoria para la lectura del modelo, por ello se tuvo que hacer una extracción de datos utilizando un filtro el cual se encargaba de separar una subregión específica del conjunto de datos volumétricos permitiendo definir los límites de la región de interés (ROI) en términos de los índices I , J , K dentro del volumen de datos, donde cada índice representaba una dimensión en el espacio: $\mathbf{I} \rightarrow$ Eje X, $\mathbf{J} \rightarrow$ Eje Y y $\mathbf{K} \rightarrow$ Eje Z, de modo que los valores de entrada definen el rango que será extraído. Para este modelo en particular se conservaron 1/3 de los datos iniciales en cada uno de los ejes, esto con la intención de no comprometer demasiado la resolución espacial y poder mediar el gasto computacional para que el equipo continuara siendo eficiente en esta y otras tareas.

Al disminuir la resolución o características extraídas el procesamiento de la imagen el gasto computacional disminuyó y el procesamiento fue se volvió más agilizado, obteniéndose así el fantoma modelo $p_326668340$ al que de ahora en adelante se le nombrará *fantoma antropomorfo* la Fig.3.9. En la Fig. 3.9-A es posible observar los lobulillos, algunos conductos lactíferos y una capa en el extremo inferior izquierdo donde se observa la capa de piel, mientras que en 3.9-B se observa una vista lateral de la mama, donde es posible visualizar el tejido adiposo de manera segmentada ya que como se ha mencionado, este tejido rodea y recubre algunas estructuras, como lóbulos y lobulillos, conductos lactíferos, ligamentos de Cooper, etc. Además es posible observar en la parte posterior de la mama en un tono rosado más intenso el músculo pectoral mayor.

Tratamiento de la imagen digital para la creación de mallas.

Posteriormente a la extracción de características, en el mismo programa (*Paraview*) se hizo un ajuste de umbralización o thresholding, que se encargó de distinguir tejidos según valores de intensidad, para ello primero se trató la imagen con un ajuste de sombra o *shape* para resaltar los límites de la figura y brindar profundidad, para de esta manera generar un objeto bien delimitado y “cerrado” en la mayor medida posible; ya que el modelo digital se generó como una *nube de puntos*²¹.

Después se modificó la opacidad de la figura con *Scalar Opacity Unit Distance* para controlar la transparencia aplicada al volumen total, para ello se modificaron sus valores casi a 0 para obtener

²¹Modelo digital de un objeto o espacio que se compone de millones de puntos posicionados en el espacio tridimensional

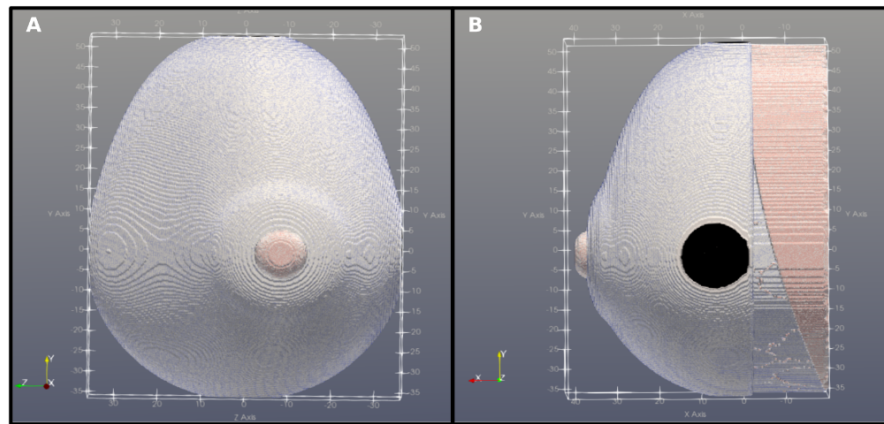


Figura 3.10: A. Fantoma umbralizado, sombreado y opaco. B. Toma a 90° del mismo fantoma, se puede observar un defecto en la estructura debido a la pérdida de información durante la lectura y procesamiento del mismo.

detalles más resaltados del volumen. Estas modificaciones permitieron crear un objeto volumétrico completo similar a una “carcasa” a partir de los vóxeles generados como se ilustra en Fig. 3.10-A.

Sin embargo, debido a que el fantoma digital se creó a base de vóxeles y se redujo la cantidad de datos para su procesamiento, se perdió información generando espacios “huecos” en el volumen como se puede observar en la Fig. 3.10-B.

Análogamente al paso anterior, se dio tratamiento a las estructuras internas de la mama (ver Fig. 3.11)-A, para ello únicamente se modificó la opacidad con valores cercanos al rango máximo (130 en este caso) para que el volumen disminuyera hasta quedar únicamente las estructuras internas más “sólidas”; por último se ajustó la sombra 3.11-B.

Es posible ver en la Fig. 3.11-A que existen muchos vóxeles que quedan suspendidos y no tienen relación con el objeto uniforme, en procesos posteriores esos vóxeles deben ser eliminados.

Una vez hechos estos ajustes, los documentos se exportaron a formato .OBJ para poder crear una superficie 3D, sin embargo al exportar una nube de puntos el formato .OBJ incluyó únicamente los vértices sin conectar los puntos. Posteriormente los modelos se modificaron en el software de edición *FreeCAD* para la unión de puntos en polígonos.

Para el tratamiento del fantoma umbralizado cuyas áreas huecas se rellenaron usando la técnica de unión booleana para fusionar objetos y rellenar espacios. Consiguientemente se creó una malla a partir de esta, la razón fue eliminar irregularidades en la superficie y optimizar el número de triángulos para facilitar la impresión posterior sin perder detalle, los resultados de mallado pueden verse en las dos distintas estructuras exportadas, estas se pueden observar en la Fig. 3.12.

Creación de sólidos.

Después de la creación de mallas en *FreeCAD* se exportaron los archivos al software de edición *Meshmixer* para la creación de sólidos. En este programa se repararon cada uno de los defectos creados por las mallas; inicialmente se hicieron los ajustes para la malla 3.12-B, dicha estructura representa el tejido fibro-glandular.

Inicialmente se verificaron los puntos abiertos o defectos que pudiera contener dicho diseño, se cerraron los puntos abiertos y se repararon los defectos, después se escupieron algunos detalles para la correcta conversión a sólido. Sin embargo el grosor de varios conductos y el tamaño de algunas estructuras que componían el tejido glandular completo eran demasiado pequeños o delgados que el software de diseño detectaba como puntos flotantes o defectos, así que se eliminaron para

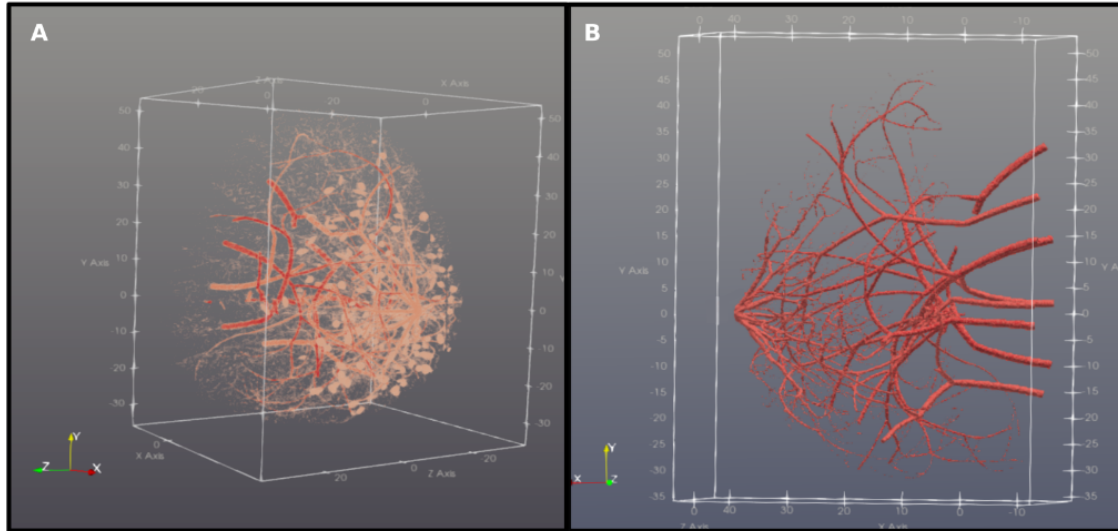


Figura 3.11: *A*, fantoma con opacidad. *B*, conductos del fantoma antropomorfo.

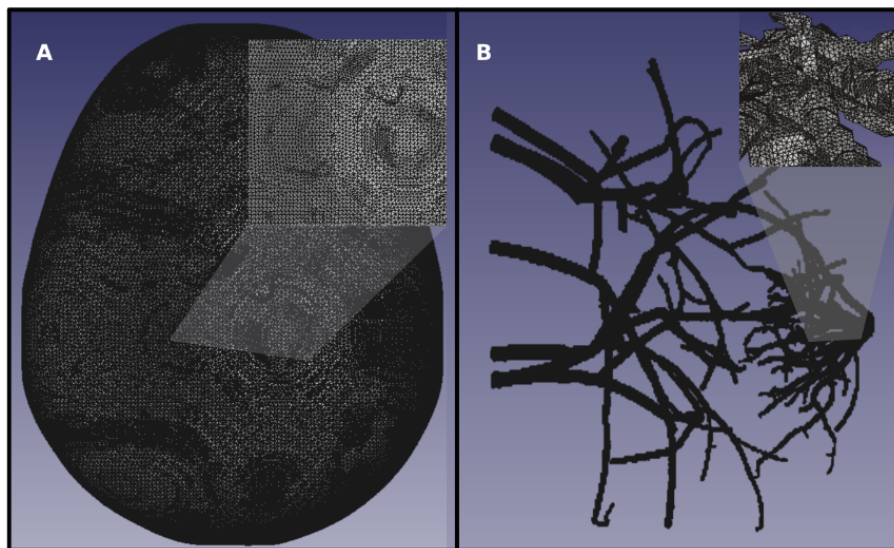


Figura 3.12: *A*. Malla del fantoma antropomorfo que representará la piel, en la esquina superior derecha se puede observar una ampliación de la imagen dónde es posible visualizar los triángulos que conforman el mallado, este objeto se visualizaba hueco por la parte inferior. *B*, malla de las estructuras internas del fantoma antropomorfo que representan el tejido fibro-glandular, en la esquina superior derecha es posible ver la ampliación del mallado.

facilitar la creación del archivo de exportación para tratamiento en el software de diseño de la impresora 3D, se hizo la conversión a sólido y la figura resultante se puede observar en 3.13-A. Se hizo la exportación como un documento tipo .3mf para hacer una prueba de impresión en el slicer o software de laminado (*Bambu Studio*). Sin embargo el tamaño de impresión superaba el tamaño de muchas estructuras y el slicer no era capaz de detectar la mayoría de ramificaciones que componían el objeto así que se regresó a trabajar en *Meshmixer*, se agrandaron los diámetros de las estructuras y se repitió el proceso anterior obteniendo la Fig. 3.13-B. Se volvió a exportar en .3mf y el slicer siguió sin reconocer las estructuras, de modo que se repitió el proceso por tercera ocasión siendo el resultado la Fig. 3.13-C la cuál ya fue reconocida por el software de impresión.

Después se le dio tratamiento a la malla 3.12-A, este objeto se encargó de representar el tejido cutáneo en el fantoma antropomorfo, para ello se requirió dar algunos ajustes similares a los que se le hicieron al objeto que representó el tejido fibro-glandular. Primero se analizaron cada uno de los defectos que contenía la malla, se corrigieron haciendo ajustes de suavizado (ver Fig. 3.13-G), esculpido y alguna operaciones booleanas, principalmente para homogeneizar el defecto que se generó desde el diseño digital (Fig. 3.13-H) Posteriormente se le hicieron ajustes con la herramienta *offset*, con ella se cambió el grosor de la malla previamente tratada, agregando material en las paredes de la “*carcasa*” para reforzar las paredes de la malla de manera uniforme ya que el grosor aumentó el mismo grosor en todas direcciones, el grosor se determinó en 1,5 mm. Finalmente se hizo una conversión a objeto sólido pero sin cerrar la superficie (Fig. 3.13-I).

En el último paso, el sólido 3.13-I se duplicó y se generó un nuevo sólido pero completamente cerrado y relleno, esto se observa en las figuras 3.13-D, 3.13-E y 3.13-F.

Obteniendo así cada una de las partes para conformar el fantoma antropomorfo listo para exportarse al Slicer de Bambu-Studio; todos los objetos se sobrepusieron en Meshmixer y se exportaron en un mismo archivo .3mf pero seleccionado cada pieza independientemente.

Bambu Studio e impresión 3D del fantoma antropomorfo.

Al importar los archivos .3mf al Slicer: Bambu Studio se tuvieron que reajustar distintos parámetros para que el software pudiera reconocer cada objeto independiente de otro (ver Fig. 3.14-A), ya que es usual que el ajuste de preparación del software no conserve la estructura de la impresión interior ya que el objetivo es crear piezas cuya forma y estado visual externo sea lo más certero posible, sin embargo con el relleno interior no sucede lo mismo, ya que el diseño interior lo realiza de manera más aleatoria, es decir lo único que busca el software es mantener la forma exterior, ver Fig. 3.14-B.

Finalmente en el software *Bambu Studio* se hizo la simulación de compresión ajustando los parámetros de longitud sobre el eje Z a un grosor de 45 mm para simular una compresión en el plano Cráneo Caudal. Además se realizaron algunos cortes transversales al fantoma para agilizar su impresión. El fantoma se imprimió con tres materiales distintos: PLA que representa el tejido cutáneo, HIPS que representa el tejido adiposo y PETG que representa el tejido glandular.

Parámetros generales de la configuración para la impresión:

1. Altura de capa:

Este parámetro detalla la resolución vertical y se refleja en la calidad de la superficie y el tiempo de impresión; en el caso del fantoma antropomorfo se utilizó una altura de capa de 0,2 mm

2. Velocidad de impresión:

La velocidad de extrusión de la capa inicial fue de 50 mm/s, de la pared interior fue de 300 mm/s y de la exterior de 200 mm/s. Sin embargo este parámetro depende de qué tipo de material se esté imprimiendo, por ejemplo la velocidad usual para imprimir PETG es de

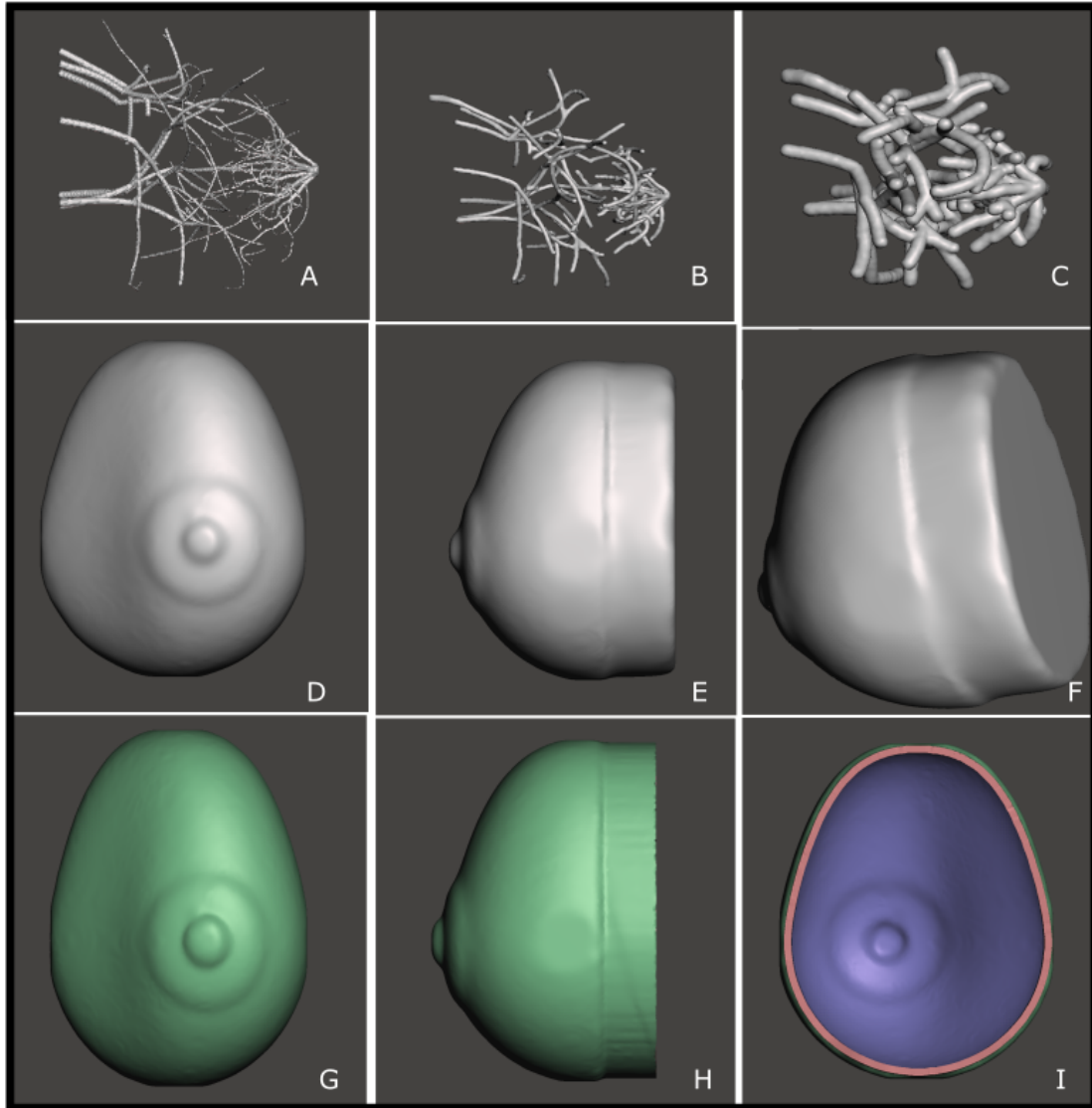


Figura 3.13: *A* Sólido de tejido fibro-glandular primer ajuste. *B* Sólido de tejido fibro-glandular con diámetros aumentados. *C* Sólido final de tejido fibro-glandular, *D* Sólido que representa el tejido adiposo, *E* Sólido de tejido adiposo con deformación en un costado. *F* Sólido de tejido adiposo completamente cerrado. *G* Carcasa final que representa el tejido cutáneo, *H*, Carcasa de tejido cutáneo de costado. *I* Carcasa sólida que representa el tejido cutáneo con la parte posterior abierta.

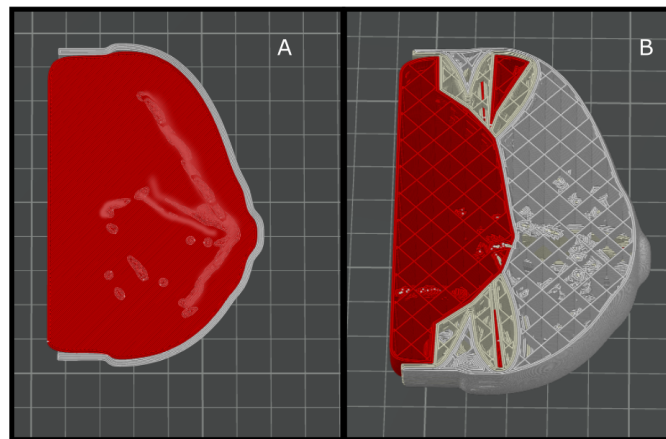


Figura 3.14: *A*, preparación de la impresión del fantoma antropomorfo bien ajustado en Bambu Studio. *B*, preparación de impresión del fantoma antropomorfo con interior de la pieza sin ajuste.

aproximadamente 40 m/s, la del PLA es de 50 – 60m/s y la del HIPS de 50 m/s. En este caso la impresora lo ajustaba automáticamente.

3. Temperatura del extrusor:

La temperatura del extrusor depende del material que se quiera imprimir. La impresora automáticamente controla este parámetro identificando qué capa está imprimiendo y de qué material es, en el caso del PETG la temperatura de impresión es de 220 – 250°C, la del PLA es de 190 – 220°C y la del HIPS 220 – 240°C.

4. Patrón de relleno:

Se utilizó un patrón de relleno rectilíneo para obtener una optimización en el tiempo de impresión al generar trazos directos y reduciendo los movimientos innecesarios. Además de brindar un acabado con mayor grado de continuidad en la textura.

5. Porcentaje de relleno:

Se definió una densidad de relleno del 100 %.

6. Tipo de cama:

Se utilizó una cama llamada placa de ingeniería, la cual garantiza una buena adherencia y un fácil desprendimiento del modelo, además reduce el riesgo de deformaciones y brinda un acabado texturizado a la base del modelo. Esta base es ideal para materiales que necesitan alta adherencia inicial como lo es el HIPS.

7. Método de adhesión:

El método utilizado fue skirt; el equipo imprimió algunas líneas cerca del modelo sin tocarlo antes de iniciar el proceso de impresión.

En la Fig. 3.15 puede observarse el resultado de la impresión del modelo antropomorfo en varias tomas, la simulación de la mama derecha se encuentra comprimida en una proyección cráneo-caudal. Los materiales usados fueron: capa exterior que simula la piel, fabricada a partir de PLA en color blanco, relleno o capa intermedia impresa en HIPS de color rojo y finalmente las estructuras interiores que representan el tejido fibro-glandular impresas en PETG de color rosa; la impresora 3D utilizada fue la Bambu Lab X1 Carbon de cuatro filamentos.

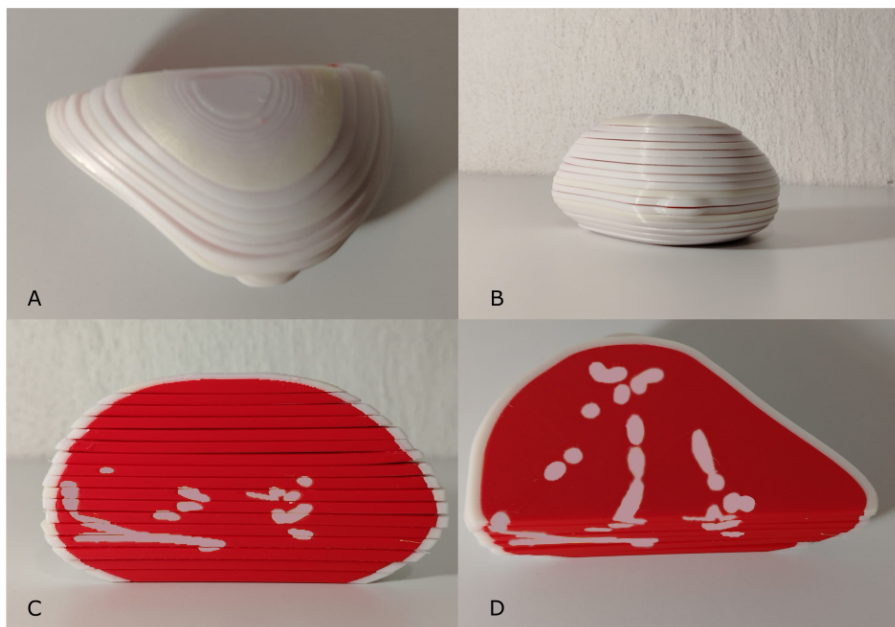


Figura 3.15: *A.* Toma superior del fantoma antropomorfo. *B.* Toma frontal del fantoma, dónde es posible observar la construcción por capas del mismo, de esta manera se observa frontalmente cuando se coloca y comprime la mama durante una mastografía. *C.* Toma posterior del fantoma dónde se observan las terminaciones de algunos conductos impresos en PETG y que simulan el tejido glandular; en rojo se observa el HIPS que representa el tejido adiposo que rodea la mama y en las orillas se observa el PLA en color blanco que reproduce el tejido cutáneo. *D.* Vista interior de una de las capas en la que es posible observar los tres tipos de tejidos simulados.

Capítulo 4

Análisis y Resultados.

4.0.1. Descripción de la interacción de la radiación con los materiales.

Es posible ver en las tablas 4.1, 4.2, 4.3 & 4.4 la relación del grosor del material, la intensidad y el coeficiente de variación. Nótese que para cada una de estas tablas el coeficiente de variación está por debajo del 15 % lo que generalmente se considera como una variabilidad baja o moderada. Es decir que los datos están bastante cerca de la media y que la dispersión es relativamente pequeña en comparación con la media; además indica que el proceso de medición es estable y que los resultados son confiables.

<i>PETG (30 keV y 75 mAs)</i>					
Grosor (mm)	Mean	StdDev	Área	Intensidad	Coefficiente de variación (%)
5	152.024	2.647	6580	102.976	1.741
8	209.816	13.108	6580	45.184	6.247
12	245.595	19.497	6580	9.405	7.938

Tabla 4.1: Datos de PETG, reporte del coeficiente de variación porcentual.

<i>PLA (30 keV y 75 mAs)</i>					
Grosor (mm)	Mean	StdDev	Área	Intensidad	Coefficiente de variación (%)
5	163.222	19.624	6580	91.778	12.022
8	225.15	11.256	6580	29.85	4.999
12	250.157	19.624	6580	4.843	7.844

Tabla 4.2: Datos de PLA, reporte del coeficiente de variación porcentual.

<i>HIPS (30 keV y 75 mAs)</i>					
Grosor (mm)	Mean	StdDev	Área	Intensidad	Coefficiente de variación (%)
5	112.689	13.386	6580	142.311	11.878
8	146.58	11.931	6580	108.42	8.139
12	183.41	15.848	6580	71.59	8.64

Tabla 4.3: Datos de HIPS, reporte del coeficiente de variación porcentual.

Estos datos se visualizan de mejor manera en la gráfica 4.1, en la cual se observa la relación entre intensidad contra grosor a un voltaje y amperaje fijos de 30 keV y 75 mAs; es posible

ABS (30 keV y 75 mAs)					
Grosor (mm)	Mean	StdDev	Área	Intensidad	Coefficiente de variación (%)
5	122.67	13.975	6580	132.33	11.392
8	160.282	13.742	6580	94.718	8.573
12	193.363	15.915	6580	61.637	8.23

Tabla 4.4: Datos de ABS, reporte del coeficiente de variación porcentual.

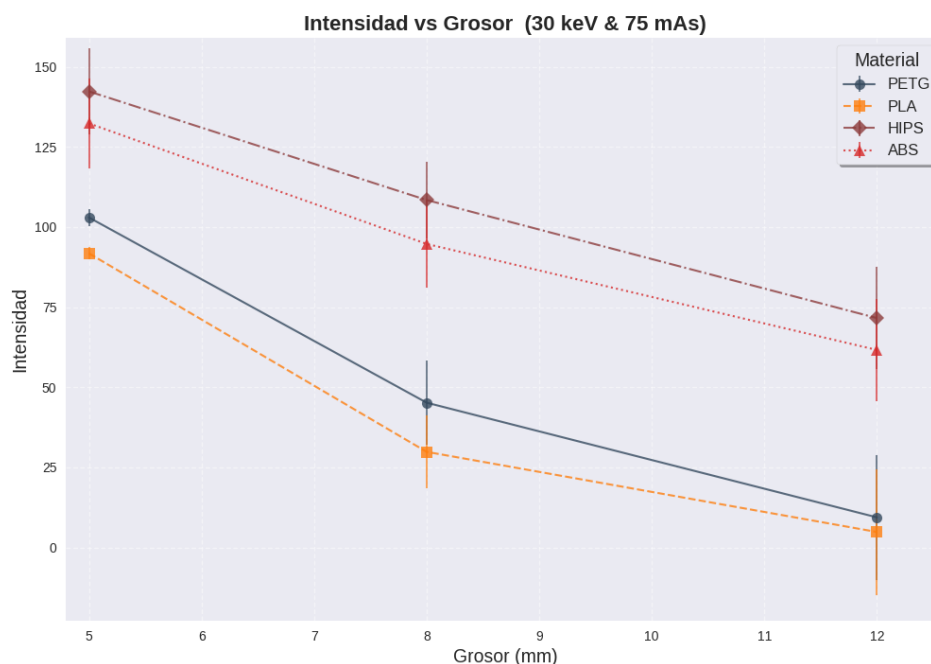


Figura 4.1: Análisis de densidad contra grosor a un voltaje y amperaje fijos de 30 kV y 75 mAs.

notar que para cada material, a medida que aumenta el grosor (eje X), la intensidad (eje Y) disminuye. Esto es consistente con la teoría de atenuación, donde a mayor grosor es más radiación es absorbida o dispersada, resultando en menor intensidad que llega al detector.

En análisis de densidad en comparación con la tabla 3.1 muestra que hay diferencias entre el PLA y el PETG, debido a que según lo reportado en dicha tabla el material más denso es el PETG ($\rho = 1,25 \pm 0,05$) mientras que el PLA es ligeramente menos denso ($\rho = 1,24 \pm 0,05$), en 4.1 se puede observar que ambos tienen pendientes mucho más pronunciadas que los otros dos materiales, lo que indica una caída rápida de la intensidad y en consecuencia una mayor absorción de radiación la curva del PLA se encuentra ligeramente por debajo del PETG, sin embargo la curva del PLA se encuentra ligeramente por debajo del PETG lo que indica que el PLA tiene una mayor densidad que el PETG. Esto se adjudica al color del material, debido a que en las fichas técnicas de los materiales se reportó la densidad del filamento debido al material y no señalan cambio en la densidad de este respecto al color. Sin embargo, en el artículo *Attenuation coefficient in the energy range 14–36 keV of 3D printing materials for physical breast phantoms* de Mettievier et al. (2022), se reportan diferencias porcentuales entre el coeficiente de atenuación lineal del PLA blanco y el PLA naranja, dependiendo de la energía del fotón en la región analizada.

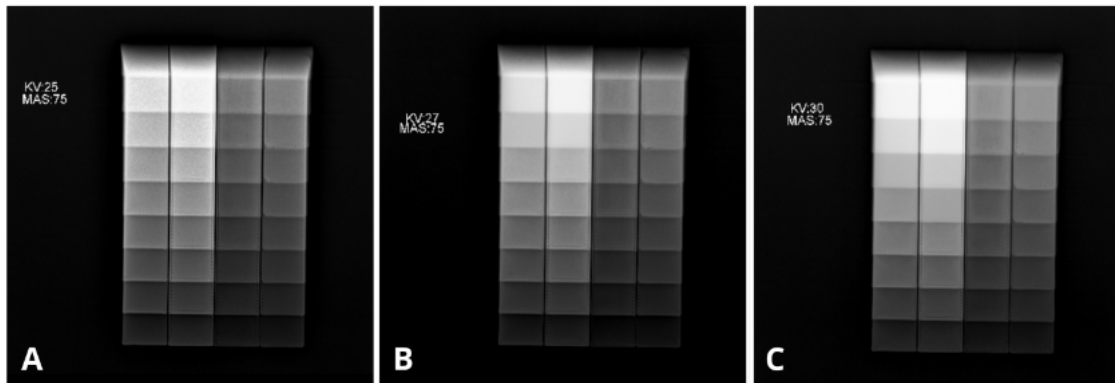


Figura 4.2: Mamografías de cuñas escalonadas. *A* La energía usada en esta imagen fue de 25 keV y 75 mAs constantes, las cuñas fueron organizadas de la forma: PETG, PLA, ABS y HIPS. *B*, la energía usada para la captura de esta imagen fue de 27 keV y 75 mAs. con el mismo orden de cuñas que en *A*. *C*, esta imagen refleja las cuñas con el mismo orden que las anteriores pero fueron adquiridas a una energía de 30 keV y con 75 mAs.

Respecto al HIPS y ABS: nótese que el HIPS tiene mayor intensidad transmitida que todos los materiales, lo que significa que absorbe menos radiación y en consecuencia es el material menos denso, seguido por el ABS que sería el segundo menos denso, lo cual tiene concordancia con las densidades registradas en la tabla 3.1.

4.0.2. Coeficiente de atenuación lineal.

En el análisis de las cuñas escalonadas, como se menciona en la sección 3.2.1, se notaron unas ligeras deformaciones en las esquinas de los escalones con mayor grosor (45 mm) de las cuñas de PETG y HIPS, sin embargo se les consideraría en cuenta.

En la Fig. 4.2 se pueden observar las imágenes obtenidas a partir de la toma de mastografía a los voltajes y amperaje establecidos (25, 27 y 30 keV y 75 mAs), en ellas se observan distorsiones geométricas en el borde superior correspondiente al escalón de grosor de 45 mm; lo que en consecuencia causó pérdida de resolución espacial y resolución de contraste, por ello para el análisis subsecuente se consideraron únicamente los grosores que van de 5-40 mm. De esta forma, además se elimina cualquier error que pudiese haber resultado de medir los escalones con la ligera deformación.

La distorsión geométrica observada en el escalón de mayor grosor en todas las cuñas y a todos los voltajes puede deberse a diversos factores como la colocación del objeto, el diseño del sistema del mamógrafo o el procesamiento de la imagen. Si las cuñas están mal colocadas, es decir, si no se encuentran perfectamente alineadas o planas sobre la placa, las regiones superiores de las cuñas pueden estar más cerca o más lejos de la fuente de rayos X. Dicho sea el caso, esto causaría una distorsión proyectiva provocando una distorsión persistente en todas las imágenes.

Sin embargo, de manera consistente con la Fig. 3.5-A es posible descartar esta opción ya que las placas se se encontraban paralelas al detector y colocadas de manera plana.

Si la causa fuese debida al diseño del sistema del mastógrafo existen distintas situaciones:

- Divergencia del haz.

El mastógrafo *Hologic Lorad Serie M-IV* cuenta con un tubo de rayos X cuyo haz tiene una forma cónica o divergente, lo que implica que los rayos se expanden desde el punto focal del tubo de rayos X en forma de un cono tridimensional en consecuencia los rayos del haz no son

paralelos y se separan a medida que viajan desde la fuente. Esta divergencia puede causar distorsiones geométricas en las imágenes, especialmente en las regiones periféricas del campo de visión.

Es decir, en el caso de las cuñas, los rayos que atraviesan las regiones laterales del escalón superior tienen un ángulo más inclinado en comparación con los rayos perpendiculares en el centro, causando una distorsión que se hace más evidente en los escalones superiores porque están más cerca de los bordes del haz.

- **Dispersión de rayos X en las capas superiores.**

Inicialmente se creía que esta podría ser la causa, sin embargo para aceptar esta hipótesis los escalones superiores tendrían que ser más delgados, de esta forma la dispersión de rayos X aumenta, ya que los rayos atravesarían menos material (escalones de menor grosor) antes de alcanzar el detector. A medida que aumenta el grosor del material, más fotones son absorbidos o atenuados (efecto fotoeléctrico), incluso también dispersados pero dentro del material mismo. Esto limita la cantidad de fotones dispersos que escapan hacia el detector. En materiales delgados, menos fotones son absorbidos o atenuados, aumentándose así la cantidad de fotones dispersados que escapan del material hacia el detector, aumentando la percepción de la dispersión.

La dispersión pudiera causar una pérdida de definición y distorsión en la representación geométrica de estas áreas pero además esta distorsión sería más pronunciada a mayor voltaje, lo cual no ocurre.

- **Limitaciones del diseño del detector.**

El mastógrafo Hologic Lorad Serie M-IV es un sistema analógico, en estos sistemas las pantallas intensificadoras convierten los rayos X en luz visible para impresionar la película y no toda la energía de los rayos X es convertida en luz útil, lo que afecta la calidad de la imagen. Puede ocurrir dispersión interna, es decir que la luz generada en la pantalla puede dispersarse dentro del material, ya que cuando la luz es generada dentro de la pantalla no siempre viaja en línea recta hacia la película, ocurriendo así una dispersión interna de luz, lo que produciría un efecto de “desenfoque” o “halo” alrededor de los bordes de las estructuras.

En materiales delgados, la dispersión de los rayos X amplificaría este desenfoque, ya que más fotones dispersos alcanzarían la pantalla y generarían mas “luz no deseada”, en consecuencia habría desenfoque en los escalones de menor grosor simultáneamente, lo cual no ocurre.

Si esta distorsión se debiera al procesamiento de la imagen tendría que hablarse de que la mastografía se realizó en un equipo digital, ya que estas causas son atribuibles al software de reconstrucción o post-procesamiento que el sistema del mastógrafo aplica automáticamente a las imágenes, lo cuál se descarta inmediatamente.

Es posible observar también en ciertas áreas de las tres imágenes de la Fig.4.2, pero sobre todo en 4.2-C, segunda cuña, que hay un aumento de intensidad en escalones inferiores al escalón más grueso, es decir el escalón de 35 mm de grosor. El aumento de contraste observado se asocia a la dispersión que alcanza el detector, haciendo que ciertas zonas parezcan más brillantes (este tipo de detalles se tomaron en cuenta durante la interpretación de los datos).

A partir de la Fig. 4.2 se obtuvieron distintas gráficas dónde se relacionó la disminución de la intensidad transmitida respecto al grosor del material y se realizaron ecuaciones de ajuste para mejorar la presentación de los datos y solucionar detalles como el mencionado en el párrafo anterior.

En la gráfica 4.3 se hace la comparación de los ajustes exponenciales para los cuatro materiales que se han mencionado con regularidad, la tabla 4.5 a su vez, proporciona la información complementaria de cada una de estas curvas de ajuste, además de brindar sus respectivos coeficientes de determinación R^2 . Cada una de las curvas de ajuste representa la disminución exponencial de la intensidad transmitida respecto al grosor del material (debido a la ley de Lambert-Beer). Cada

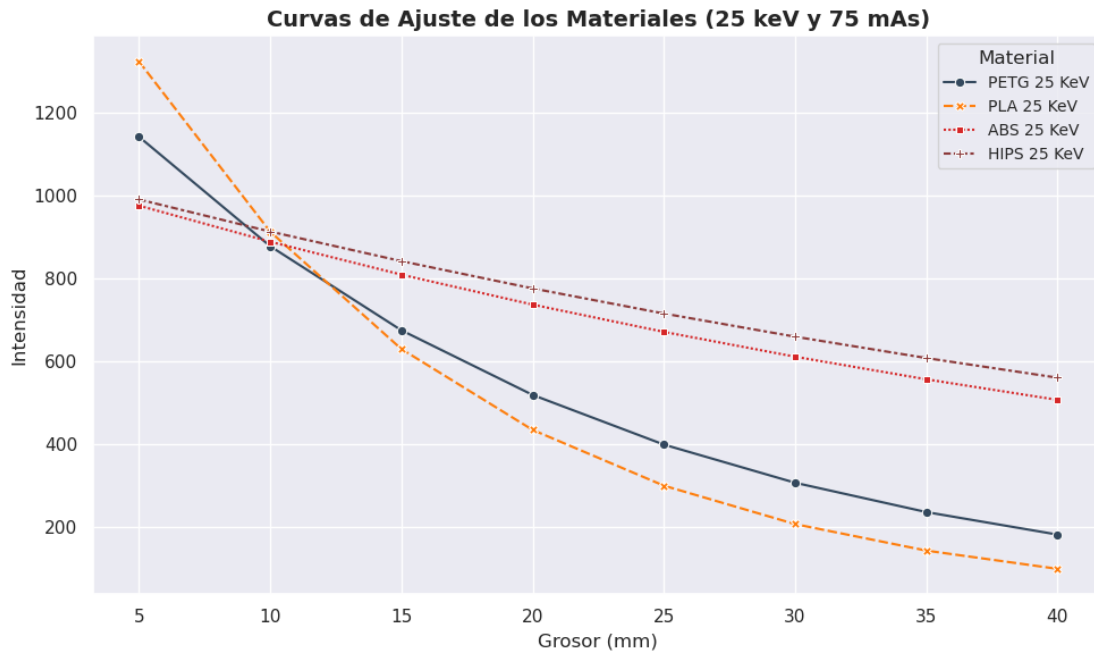


Figura 4.3: Gráfica de relación entre Intensidad vs Grosor a una energía de 25 keV y un amperaje de 75 mAs.

material atenúa o disminuye la intensidad de distinta manera y este comportamiento se refleja en las diferencias de los coeficientes de atenuación lineal μ , de lo cual se profundizará más adelante.

Consecuentemente con el análisis de densidad de los materiales de la gráfica 4.1 se sigue manteniendo el orden de densidades. Una observación notable en esta gráfica y las subsecuentes, es que los materiales se dividen notoriamente en dos grupos el PETG-PLA en uno y el HIPS-ABS en otro.

En la tabla 4.5, también se observa que las ecuaciones de ajuste son de la forma $y = ae^{-bx}$, es decir que se mantiene la forma de la ecuación de atenuación, con $y = I_t$, $a = I_0$ y $b = \mu$

Valores de configuración	Material	Ecuación de ajuste	Coefficiente de determinación R ²
25 keV 75 mAs	PETG	$y=1485.302\exp(-0.052x)$	0.89
25 keV 75 mAs	PLA	$y=1919.671 \exp(-0.074x)$	0.85
25 keV 75 mAs	HIPS	$y=1073.776 \exp(-0.186x)$	0.97
25 keV 75 mAs	ABS	$y=1070.602 \exp(-0.016x)$	0.96

Tabla 4.5: Ecuaciones de ajuste exponencial y coeficientes de determinación para cada material (25 keV y 75 mAs).

En la Fig. 4.4, es notorio que a medida que aumentó la intensidad la curva de atenuación del HIPS y del ABS se encuentran casi completamente sobrepuestas, lo que indica que sus coeficientes de atenuación son muy similares para esa energía específica. Tanto el HIPS como el ABS tienen densidades similares, lo que hace que su rango de atenuación sea consistente con esta relación; a esta energía uno de los materiales podría sustituir de manera muy acertada al otro, sin embargo como se observó en la Fig. 4.1 esta relación depende específicamente de la energía y no es posible generalizarla a cualquier rango de la misma (como a 25 keV), que si bien sus curvas no se encuen-

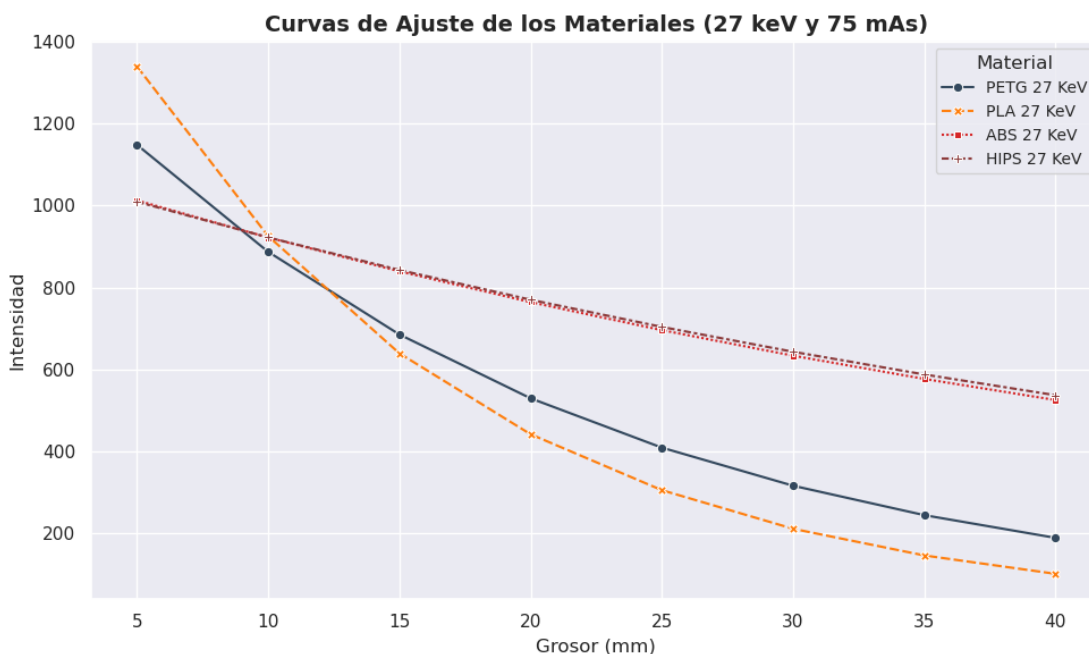


Figura 4.4: Gráfica de relación entre Intensidad vs Grosor a una energía de 27 keV y un amperaje de 75 mAs.

tran muy alejadas, las diferencias si sin notables. Este fenómeno depende del tipo de interacción predominante con el material específico.

Valores de configuración	Material	Ecuación de ajuste	Coefficiente de determinación R ²
27 keV 75 mAs	PETG	$y=1485.302 \exp(-0.052x)$	0.89
27 keV 75 mAs	PLA	$y=1941.272 \exp(-0.074x)$	0.85
25 keV 75 mAs	HIPS	$y=1105.002 \exp(-0.018x)$	0.97
27 keV 75 mAs	ABS	$y=1112.749 \exp(-0.017x)$	0.96

Tabla 4.6: Ecuaciones de ajuste exponencial y coeficientes de determinación para cada material (27 keV 75 mAs).

Respecto a la tabla 4.6, nuevamente los coeficientes de determinación más altos son los del HIPS y ABS, lo que indica una mejor correlación entre las curvas de ajuste a los datos crudos; en el caso del PLA e incluso el PETG, sus ecuaciones de ajuste se pueden considerar aceptables pero no óptimos.

En la gráfica 4.5, nuevamente ocurre que las curvas de HIPS y ABS se superponen, pero también ocurre que las gráficas del PETG y PLA se comienzan a acercar; es posible concluir a partir de ello, que ambos pares de materiales se parecen comportar de manera similar al aumentar la energía, es decir, a una mayor interacción del efecto Compton; esto se debe principalmente a la densidad electrónica del material ya que es similar en muchos de ellos, lo que provoca que estos interactúen de manera similar frente a los fotones de mayor energía, los cuales al tener energías más altas pasan más fácilmente sin discriminar demasiado los tipos de átomos del material. Nuevamente en la tabla 4.7 se observan coeficientes de determinación análogos a los presentados en las tablas anteriores.

En la gráfica 4.6 se presentan las relaciones para cada uno de los materiales a los distintos

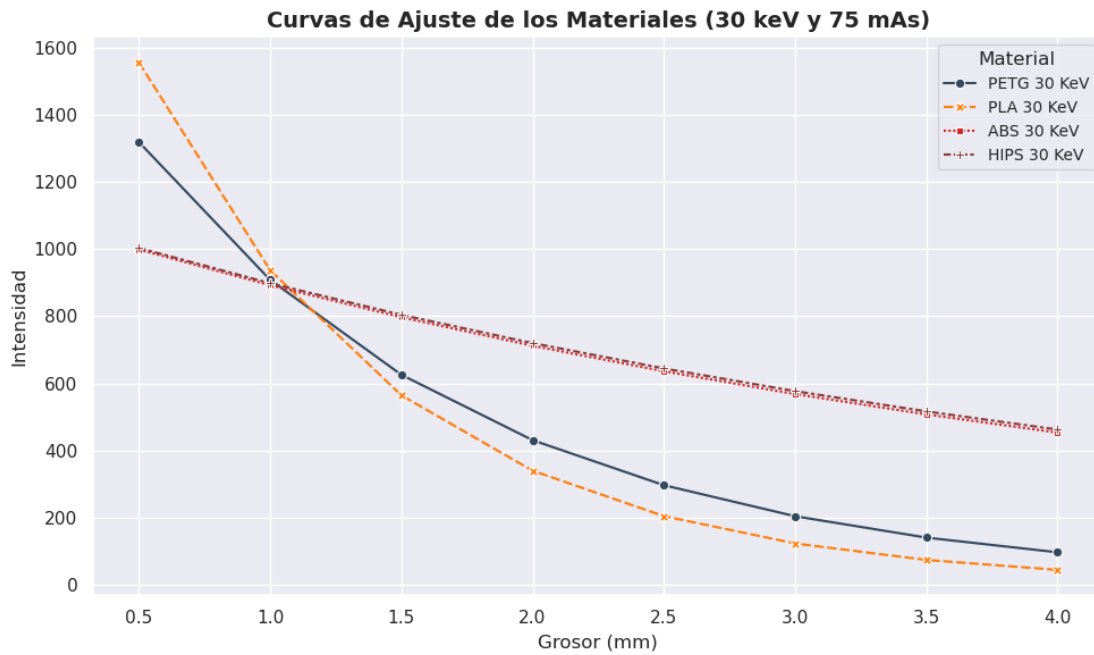


Figura 4.5: Gráfica de relación entre Intensidad vs Grosor a una energía de 30 keV y un amperaje de 75 mAs.

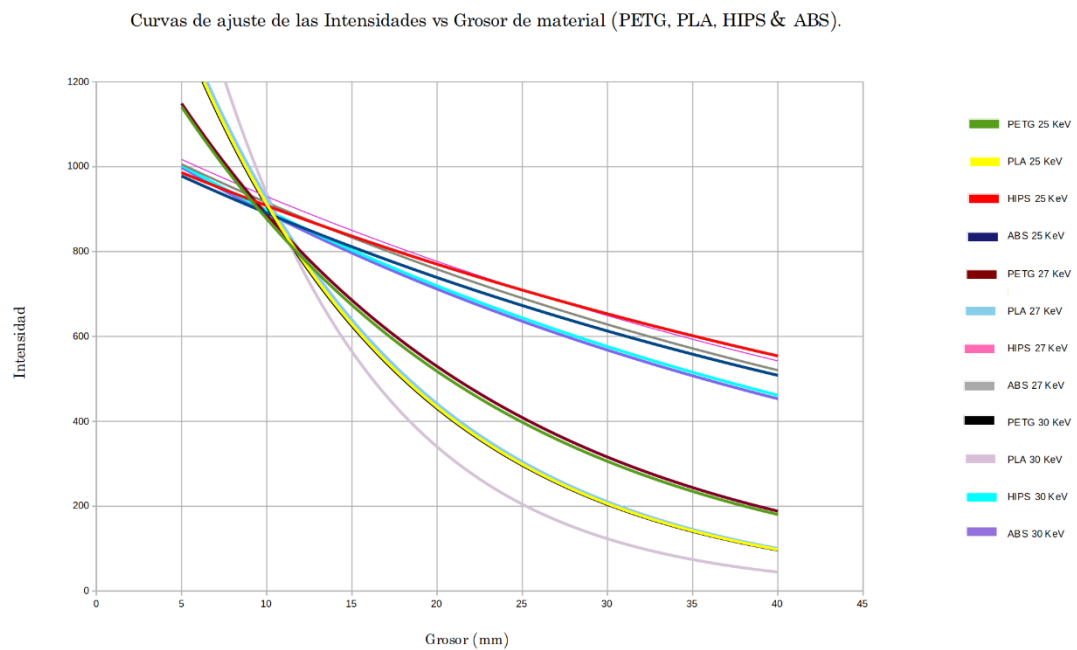


Figura 4.6: Curvas de ajuste exponencial de cada material a determinada energía.

Valores de configuración	Material	Ecuación de ajuste	Coefficiente de determinación R ²
30 keV 75 mAs	PETG	$y=1912.949 \exp(-0.074x)$	0.85
30 keV 75 mAs	PLA	$y=2582.81 \exp(-0.101x)$	0.85
30 keV 75 mAs	HIPS	$y=1117.526 \exp(-0.022x)$	0.97
30 keV 75 mAs	ABS	$y=1120.376 \exp(-0.022x)$	0.96

Tabla 4.7: Ecuaciones de ajuste exponencial y coeficientes de determinación para cada material (30 keV y 75 mAs).

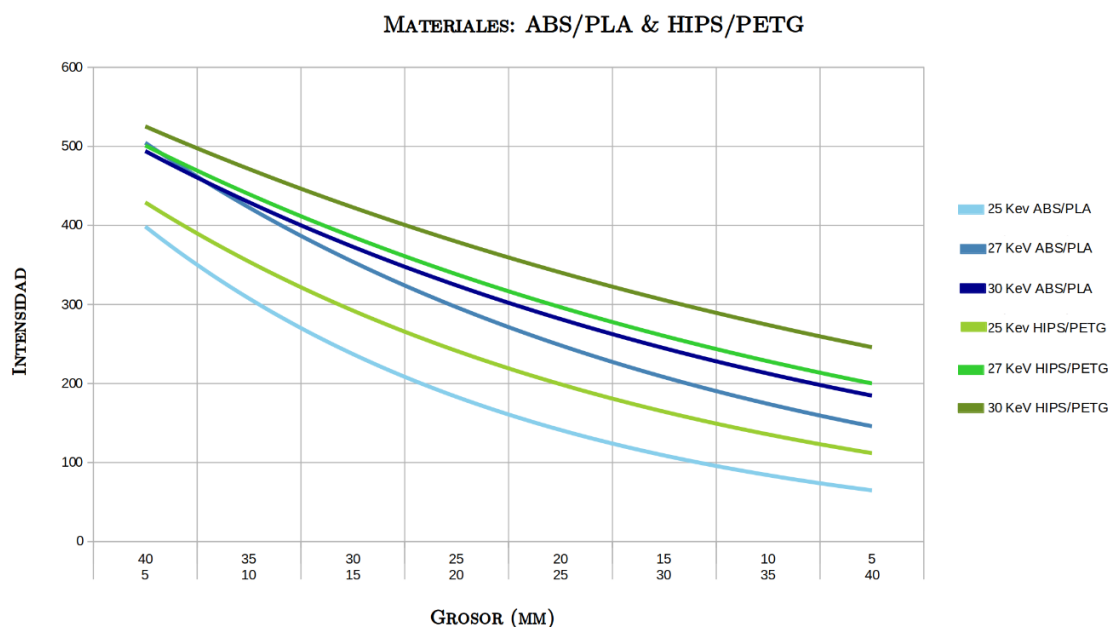


Figura 4.7: Sobre-posición de cuñas escalonadas.

voltajes y con un amperaje fijo. Se observa que los gráficos se dividen en dos grupos, el primero en la parte superior de la gráfica pertenece a los materiales HIPS y ABS, mientras que el segundo grupo con una curva más pronunciada corresponde a los materiales PETG y PLA, esto ocurre debido a que el PETG y PLA tienen densidades mayores a las del HIPS y ABS, que como se mencionó con anterioridad tienen densidades muy parecidas entre sí. Es decir que las curvas de HIPS y ABS decrecen de manera más lenta.

En la gráfica 4.7 se presentan las curvas de ajuste exponencial de la superposición de las cuñas de ABS sobre PLA y HIPS sobre PETG (como se mostró en la Fig. 3.5-B). Se puede observar que la combinación de cuñas HIPS/PETG muestra una menor disminución de la intensidad con el aumento del grosor del PET en comparación con ABS/PLA (cuando el PLA tiene mayor grosor), lo que indica que esta sobre-posición de materiales es menos absorbente.

Ya que la superposición de todas las cuñas poseen el mismo grosor, la gráfica 4.7 muestra cómo cambia la intensidad de la radiación transmitida y cómo depende únicamente de las propiedades de atenuación de los materiales y no del grosor total del prisma rectangular que se forma de dicha sobre-posición.

Se puede observar que a mayor grosor de la cuña superior, mayor intensidad, lo que sugiere que el material superpuesto es menos absorbente, lo que es consecuente con lo que se ha mencionado respecto a las densidades menores tanto del HIPS como del ABS, que en ambos casos se posicionan

como las cuñas superiores. Mientras que cuando la cuña con mayor densidad se encuentra debajo permite más la absorción de energía.

Nótese que a energías medias (27 keV) las gráficas de ambas cuñas HIPS/PETG y ABS/PLA se encuentran casi superpuestas al inicio, intuitivamente se podría pensar que debido a las similitudes en las densidades del PETG-PLA y HIPS-ABS, las otras dos curvas correspondientes a 25 keV tendrían que superponerse al igual que las dos restantes a 30 keV, sin embargo esto no ocurre debido a las diferencias en composición química de los materiales y cómo esta composición favorece o no más cierto efecto que otro.

Energía	Material	Ecuación de ajuste	Coefficiente de determinación R ²
25 keV	ABS/PLA	$y=516.68 \exp(-0.259x)$	0.98
	HIPS/PETG	$y=519.934 \exp(-0.192x)$	0.97
27 keV	ABS/PLA	$y=602.404 \exp(-0.177x)$	0.97
	HIPS/PETG	$y=571.288 \exp(-0.131x)$	0.98
30 keV	ABS/PLA	$y=568.582 \exp(-0.14x)$	0.99
	HIPS/PETG	$y=585.433 \exp(-0.108x)$	0.98

Tabla 4.8: Ecuaciones de ajuste exponencial y coeficientes de determinación para cada material (30 keV y 75 mAs).

En la tabla 4.8 se encuentran registrados los coeficientes de determinación de la superposición de cuñas escalonadas y sus respectivas ecuaciones de ajuste, todos los coeficientes tienen un valor altamente relacionado con los datos crudos.

Comparación de materiales con los tejidos mamarios.

A partir de las intensidades obtenidas para cada material a distintos los distintos grosores, se hizo el cálculo del coeficiente de atenuación lineal μ a partir linealización de la ecuación de Lambert-Beer mediante el uso de logaritmos, poniendo $\ln I_t$ en términos del logaritmo de la intensidad de entrada $\ln I_0$, el grosor x y el coeficiente de atenuación lineal μ además de ello también se calculó I_0 y se relaciono el cociente de las intensidades $\frac{I_t}{I_0}$ versus el grosor. Además también se hizo el cálculo de los coeficientes de atenuación lineal del tejido fibro-glandular, adiposo y cutáneo. Estos cálculos estuvieron basados en los artículos de Mettievier et al. (2022), Boone (1999) y Hammerstein et al. (1979), en sus artículos: *Attenuation coefficient in the energy range 14–36 keV of 3D printing materials for physical breast phantoms*, *Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-ray Beams: Monte Carlo Assessment* y *Absorbed Radiation Dose in Mammography* respectivamente. A partir de ello se obtuvieron las siguientes gráficas:

Debido a los artículos encontrados en la literatura se relacionó el PETG al tejido fibro-glandular (a partir de ahora se nombrará como glandular), el PETG al tejido cutáneo, el HIPS y ABS al tejido adiposo, de modo que en la Fig. 4.8 se registró el comportamiento de absorción de las curvas de tejido glandular y PETG.

En la tabla 4.9 se registraron los valores numéricos de cada coeficiente. Es notorio que los coeficientes de atenuación de los tejidos mamarios y los coeficientes de atenuación de los materiales, son distintos en muchos casos, se analizará uno por uno.

En 4.8-(a), ambas curvas (tejido glandular y PETG) tienen una forma casi idéntica, lo cual indica que sus coeficientes de atenuación lineal μ son muy similares en este rango de energía y grosores, esto también se puede comprobar en la tabla 4.9. A pesar de que las curvas son muy cercanas, la del tejido glandular se encuentra ligeramente por encima de la del PETG a 25 keV; esto indica que el tejido glandular tiene un coeficiente de atenuación μ ligeramente menor que el del PETG.

El caso de 4.8-(b), es muy parecido al anterior, ambas tienen un coeficiente μ cercano al del otro material; pero en este caso hay un punto de corte donde se observa una mayor discrepancia (en el

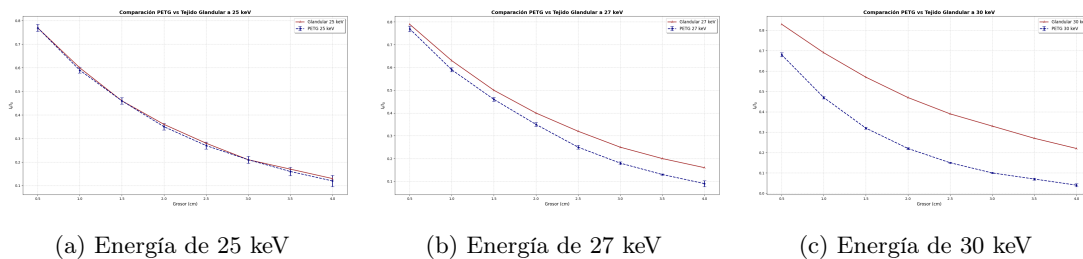


Figura 4.8: Coeficiente de Atenuación Lineal del Tejido Glandular vs Grosor del material (Cociente de las intensidades I_t/I_0 vs Grosor).

grosor $2,5\text{cm}$). A 27 keV, el efecto fotoeléctrico sigue siendo significativo, pero el efecto Compton comienza a ganar relevancia. Esto podría explicar por qué el PETG atenúa más que el tejido glandular. En 4.8-(c) las curvas están mucho más alejadas, de hecho cuentan con una diferencia porcentual muy elevada.

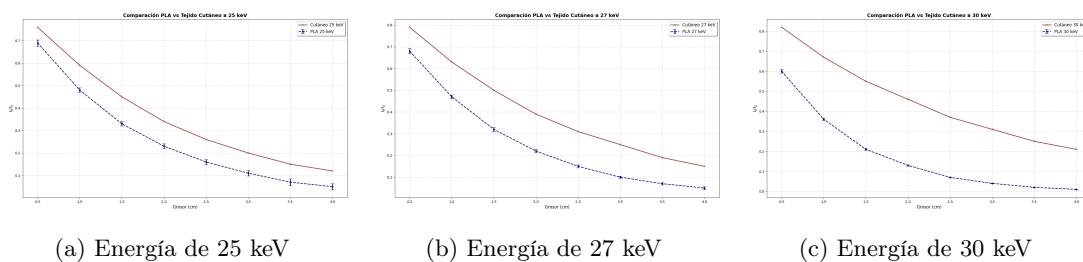


Figura 4.9: Coeficiente de Atenuación Lineal del Tejido Cutáneo vs Grosor del material (Cociente de las intensidades I_t/I_0 vs Grosor).

El caso de 4.9-(a) el PLA atenúa más la radiación que el tejido cutáneo, lo que sugiere que a esta energía el PLA no es un material equivalente al tejido cutáneo en términos de atenuación. En 4.9-(b) es posible observar que la curva del PLA se aproxima más a la curva del tejido cutáneo, sin embargo al igual que en el caso anterior y el subsecuente (4.9-(c)) en definitiva el PLA no reproduce el grado de atenuación del tejido cutáneo. En los tres casos, la curva que representa el tejido cutáneo muestra una atenuación más lenta, mientras que la de PLA decae de forma mas acelerada, indicando que tiene un mayor coeficiente de atenuación, lo que se puede verificar en la tabla 4.9.

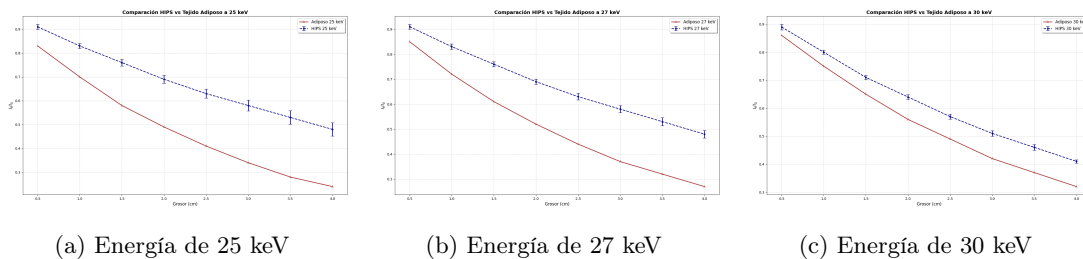


Figura 4.10: Coeficiente de Atenuación Lineal del Tejido Adiposo vs Grosor de material, HIPS. (Cociente de las intensidades I_t/I_0 vs Grosor).

En la gráfica 4.10-(a) se puede visualizar que el tejido adiposo tiene un mayor coeficiente de atenuación lineal que el HIPS (también se puede observar la tabla 4.9), por ello se encuentra

posicionada debajo de la curva de HIPS. En 4.10-(b), el efecto fotoeléctrico comienza a disminuir y aumenta el efecto Compton. Se puede notar en 4.10-(c) que las curvas se acercan mas indicando que la diferencia de sus coeficientes de atenuación es menor como se puede verificar en la tabla 4.9.

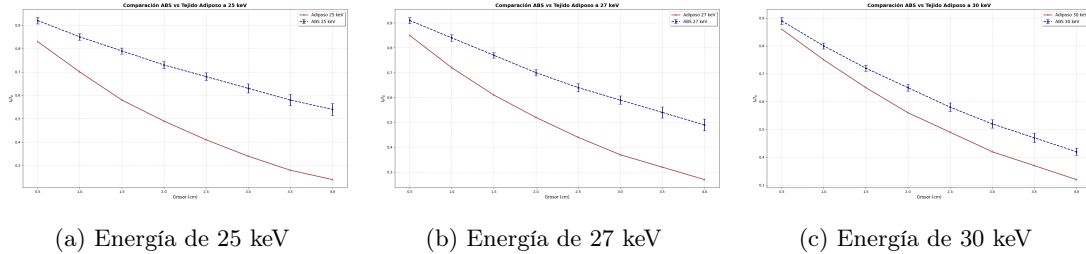


Figura 4.11: Coeficiente de Atenuación Lineal del Tejido Adiposo vs Grosor de material, ABS. (Cociente de las intensidades I_t/I_0 vs Grosor).

En 4.11-(a), (b) y (c), la curva de ABS está más elevada indicando una menor atenuación de radiación que el tejido adiposo. Ambas curvas (del tejido adiposo y el ABS) se acercan a medida que aumenta la energía sin embargo el tejido adiposo muestra una caída más pronunciada en todas las energías lo que indica que su coeficiente de atenuación lineal siempre es mayor que el del ABS, lo cual se puede verificar en 4.9.

Tabla 4.9: Coeficientes de atenuación lineal (μ) de los tejidos mamarios principales y los materiales (PETG, PLA, HIPS y ABS).

Energía	(μ) Tejido (cm^{-1})	(μ) Material (cm^{-1})
(keV)	Glandular	PETG
25	0.505	0.52
27	0.450	0.51
30	0.369	0.74
(keV)	Cutáneo	PLA
25	0.526	0.74
27	0.462	0.74
30	0.388	1.01
(keV)	Adiposo	HIPS
25	0.354	0.18
27	0.325	0.18
30	0.283	0.22
(keV)	Adiposo	ABS
25	0.354	0.16
27	0.325	0.18
30	0.283	0.22

Respecto a la gran discrepancia entre los coeficientes de atenuación lineal μ calculados experimentalmente como teóricamente pueden existir distintas causas que hayan generado estas diferencias en los coeficientes entre ellas: es posible que los autores de los distintos artículos mencionados anteriormente (de donde se tomaron los datos para el cálculo teórico) hayan utilizado materiales con especificaciones distintas, empezando por el color lo que suma parte del error en la diferencia significativa de los coeficientes.

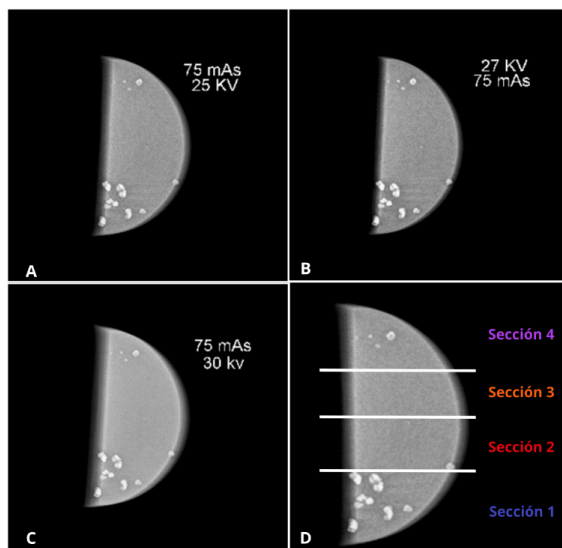


Figura 4.12: Fantoma plano con inserciones de barita que simulan microcalcificaciones *A*, imagen mastográfica capturada a 25 keV y 25 mAs. *B*, imagen mastográfica capturada a 27 keV, , *C*, imagen mastográfica capturada a 27 keV. *D* Posicionamiento para la segmentación de las 3 imágenes y sus respectivas secciones.

Otro error probable se pudo haber originado durante la medición experimental, desde la colocación de las cuñas, el manejo del equipo de mastografía y muy probablemente debido a la calibración del equipo, la falta de repeticiones en la adquisición de datos, etc.

También pudo ocurrir que en uno de los artículos se emplearon simulaciones para derivar los coeficientes [57] y mientras que el método usado en el presente trabajo fue puramente experimental lo que agrega discrepancias debido a simplificaciones en el modelo. Además de la diferencia durante la interpolación de datos debidos al ajuste exponencial, el tamaño de las imágenes analizadas y el tipo de equipos utilizados, etc.

4.1. Análisis fantoma plano.

Fantoma plano con insertos de resina fotosensible (resina combinada con barita)

En la fig. 4.12-A, B y C, es posible ver cada una de las imágenes mastográficas capturadas a partir del fantoma plano con insertos de resina combinada con barita. La adquisición de imágenes se hizo a tres voltajes de tubo de rayos X distintos y amperaje fijo.

Es posible notar que en la Fig. 4.12-A, B y C, se observa una buena diferenciación de las estructuras, en *A* y *C* (adquisición a menor y mayor voltaje, respectivamente) los bordes de los fantasmas tienen un efecto de borrado que en *B*. A bajo voltaje (Fig. 4.12-A) los rayos X tienen menor energía y mayor absorción por el material, lo que aumenta el efecto de dispersión secundaria; esto puede generar distorsión en las orillas donde la radiación dispersa contribuye más al ruido. A alto voltaje (Fig. 4.12-C), aunque los rayos X penetran de mejor manera también hay un aumento en la producción de radiación dispersa (debido a la mayor energía del haz), lo que puede ocasionar un efecto de “blurring”¹ en las orillas.

¹Desenfoque o pérdida de nitidez en una imagen, donde los bordes o detalles finos de las estructuras se ven difusos o menos definidos.

En 4.12-B, el voltaje suministrado al tubo de rayos X, representa un balance entre penetración y dispersión, reduciendo el efecto de distorsión en las orillas.

A partir de este fantoma, se hizo un análisis de la comparación entre las intensidades de cada una de las microcalcificaciones de resina vs las intensidades de microcalcificaciones reales. La adquisición de imágenes de las microcalcificaciones reales fue tomadas de la base de datos [59].

Se realizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov para evaluar las diferencias en las distribuciones de las intensidades normalizadas entre las calcificaciones reales y simuladas; además, se utilizó la prueba de Levene para verificar la homogeneidad de las varianzas y la prueba t de Student para comparar las medias de las dos muestras, en la tabla 4.10 se pueden ver los resultados obtenidos.

Tabla 4.10: **Resultados de Pruebas Estadísticas.**

Prueba	Estadístico	P-value	Conclusión
Kolmogorov-Smirnov	0.4226	$7,82 \times 10^{-14}$	Diferencias significativas
Levene	41.764	$3,64 \times 10^{-10}$	Varianzas significativamente diferentes
t de Student	-9.813	$3,83 \times 10^{-20}$	Medias significativamente diferentes

La prueba Kolmogorov-Smirnov compara dos distribuciones de datos para determinar si provienen de la misma población; examina la mayor diferencia absoluta entre las funciones de distribución acumulativa ² de ambas muestras, pero además formula una hipótesis nula (H_0), que indica si los datos siguen la distribución teórica.

El resultado estadístico *Kolmogorov – Smirnov* = 0,4226 indica entonces la diferencia absoluta entre las funciones de distribución acumulativa de las intensidades normalizadas de las microcalcificaciones reales y las simuladas a partir de resina, mientras que *P – value* determina si se puede rechazar o no la hipótesis nula. En este caso la hipótesis nula se considera de la siguiente manera, H_0 : las calcificaciones reales y las simuladas son estadísticamente similares en términos de distribución, varianza y media. Si *P – value* < 0,05 es pequeño entonces hay evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula, en el caso contrario *P – value* ≥ 0,05 hay suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula.

En este caso el valor de *P – value* = $7,82 \times 10^{-14}$ es extremadamente bajo lo que significa que hay evidencia muy fuerte para rechazar la hipótesis nula H_0 , es decir que para la bondad de ajuste ³, los datos no siguen la distribución teórica y las dos muestras no provienen de la misma distribución. Dicho de otro modo indica que las distribuciones de las intensidades normalizadas de las calcificaciones reales y las simuladas son significativamente diferentes; esto sugiere en términos de la distribución general de las intensidades que el material (resina fotosensible) no replica exactamente el comportamiento de las microcalcificaciones reales.

El test de Levene es una prueba estadística que evalúa si dos o más grupos tienen varianzas iguales para ello calcula la distancia de cada dato con respecto a la mediana, la media o la media truncada del grupo al que pertenece. Luego, compara las dispersiones de estos valores absolutos entre los grupos. Si se toma la hipótesis nula H_0 como: las varianzas entre las intensidades normalizadas de las clasificaciones reales y simuladas son iguales; el estadístico Levene (tabla 4.10) *Levene* = 41,764 indica la magnitud de la diferencia entre las varianzas y *P – value* = $3,64 \times 10^{-10}$ evalúa la significancia de esta diferencia.

Esto implica que hay diferencias significativas entre las varianzas lo cual indica que las calcificaciones de resina no reproducen la misma dispersión de intensidades que las reales. Este resultado puede indicar que aunque las medias puedan ser similares, las intensidades normalizadas de las

²Función que describe la probabilidad de que una variable aleatoria X tome un valor menor o igual a un cierto valor x .

³Medida que indica lo bien que se ajusta un conjunto de observaciones a un modelo estadístico.

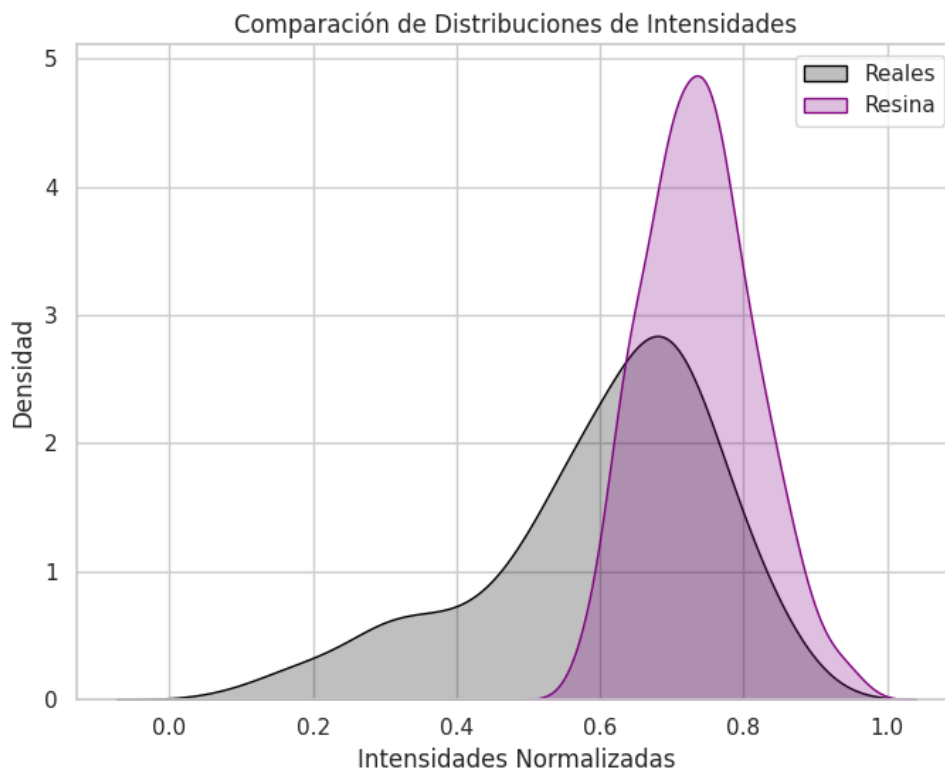


Figura 4.13: Distribución de intensidades normalizadas de microcalcificaciones reales y de resina.

calcificaciones reales y simuladas no están distribuidas de manera consistente en términos de su dispersión.

La prueba t de Student compara las medias de dos grupos (ya sean independientes o relacionados) para determinar si las diferencias observadas son estadísticamente significativas. La hipótesis nula H_0 en este caso, sería que no hay diferencias significativas entre las medias de los grupos. Un valor negativo del estadístico t indica que la media del primer grupo es menor que la del segundo grupo, un valor positivo indicaría que la media del primer grupo es mayor que la media del segundo grupo, finalmente un estadístico cercano a cero indicaría que las medias de ambos grupos son aproximadamente iguales.

El valor $P - value$ asociado a t, expresa si la diferencia observada entre las medias es estadísticamente significativa $P - value < 0,05$ determina que la diferencia entre las medias es significativa, mientras que $P - value \geq 0,05$ indica que no hay evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula, es decir, las medias podrían ser iguales. Según la tabla 4.10 el valor de $t - student = -9,813$ sugiere que la media del segundo grupo (microcalcificaciones de resina) es mayor que la media del primer grupo (microcalcificaciones reales), es decir que en promedio, las intensidades normalizadas de las calcificaciones simuladas son más altas que las de las calcificaciones reales. Mientras que $P - value = 3,93 \times 10^{-20}$ el P-valor extremadamente bajo, lo que indica que las medias de los dos grupos son significativamente diferentes; esto muestra que, en promedio, las intensidades normalizadas de las microcalcificaciones simuladas no coinciden con las de las microcalcificaciones reales.

El gráfico de densidades (Fig.4.13) ilustra las distribuciones de las intensidades normalizadas

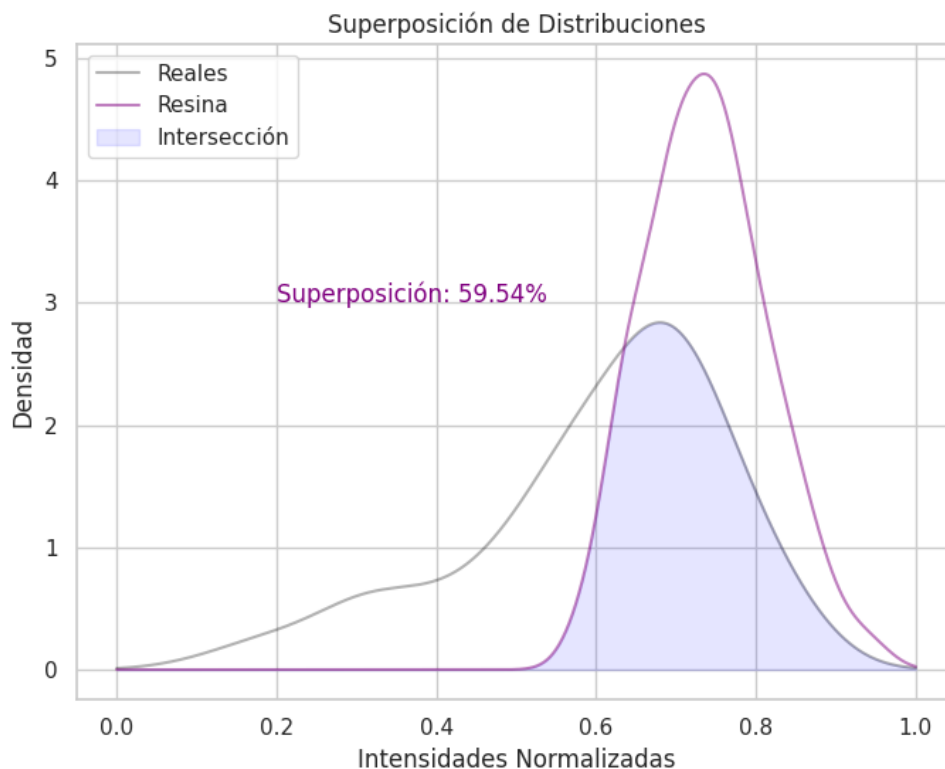


Figura 4.14: Gráfico de densidad dónde se observa el porcentaje en la superposición de las curvas de intensidad normalizadas de las microcalcificaciones reales y de las creadas a partir de resina.

de las microcalcificaciones reales y las resina contra la densidad (Kernel Density Estimation)⁴; en ambas curvas se muestra una distribución unimodal (una sola moda o pico), lo que sugiere que ambas tienen un patrón general bien definido. La curva de las microcalcificaciones de resina es más estrecha y tiene un pico más alto, lo que sugiere que los datos están más concentrados alrededor de la media, es decir que hay menor dispersión de los datos, mientras que la curva de las microcalcificaciones reales es más ancha, indicando una mayor variabilidad en las intensidades.

El pico de la distribución de intensidades de resina crece hacia valores más altos en comparación con las microcalcificaciones reales, lo que implica que las intensidades normalizadas de la resina tienden a ser mayores que las de las calcificaciones reales, lo cual coincide con los resultados de las pruebas estadísticas (por ejemplo, la prueba t de Student que mostró diferencias significativas entre las medias).

Es fácil observar que existe cierta superposición entre ambas distribuciones, lo que indica que hay algunos valores de intensidad que son similares entre las calcificaciones reales y las de resina. Sin embargo, la superposición no es completa, lo que refuerza las diferencias significativas entre las dos poblaciones que fueron detectadas por las pruebas estadísticas.

En la Fig. 4.14 se muestra nuevamente la comparación visual de las distribuciones de las

⁴Representación visual de la densidad de probabilidad de una variable continua. Es una manera de suavizar un histograma para estimar la forma de la distribución subyacente de un conjunto de datos.

intensidades normalizadas para los conjuntos de datos: microcalcificaciones reales y de resina. El área sombreada en azul representa la superposición entre ambas distribuciones. Las curvas representan las estimaciones de densidad de las intensidades normalizadas para los datos de las microcalcificaciones Reales y Resina". Su área de superposición es la fracción de área donde se da una intersección entre la curva de intensidades de microcalcificaciones de resina y la curva de intensidades de microcalcificaciones reales, esta área indica el grado de similitud entre las distribuciones.

Una similitud del 59,54% de superposición es moderado, esto implica que más de la mitad de la densidad de probabilidad entre ambos conjuntos de datos es compartida, pero hay diferencias significativas en las regiones no superpuestas. Si el porcentaje de superposición fuese cercano al 100%, las distribuciones serían prácticamente idénticas, indicando que las intensidades producidas por la resina imitan casi perfectamente a los datos reales. Dado que el objetivo es que las microcalcificaciones de resina simule el grado de atenuación en las imágenes mastográficas y en conclusión iguale las intensidades de las microcalcificaciones reales, este porcentaje de superposición muestra que los datos de resina se aproximan ligeramente a lo esperado.

Respecto a la detección de microcalcificaciones de resina: el fantoma se dividió en 4 secciones, en la sección 1 se colocaron 10 objetos con diámetros de entre 3 a 5 mm. En la sección 2 y 3 se colocaron objetos con diámetros menores a 0.5 mm; en la región 4 se colocaron 4 objetos con diámetros entre 1 y 3.5 mm y finalmente 6 objetos con diámetros menores a 0.5 mm.

En la gráfica 4.15 se pueden observar la media del número de objetos identificados (NOI) respecto a la sección a las diferentes energías (25, 27 y 30 keV) y las barras representan las medias del error relativo de cada sección. Nótese que en la sección 2 es donde hubo mayor rango de error de identificación, es decir para los objetos con diámetros menores a 0.5 mm, mientras que en la sección 1 para los objetos de diámetros entre 3-5 mm no hubo ninguna figura que no se pudiese localizar, es decir la capacidad de detección fue perfecta.

En la sección 3, la detección mejora respecto a la Sección 2 y el error relativo es menor, pero aún muy significativo. Finalmente en la sección 4, la detección es relativamente alta y el error relativo es moderado, sin embargo es importante resaltar que al menos 4 objetos tenían diámetros "grandes" en comparación con los diámetros de los objetos de la sección 2. La efectividad de detección disminuye a la energía de 30 keV, lo que hace sentido con la teoría, debido que a mayor voltaje el contraste disminuye volviendo la imagen mastográfica a tonos más grisáceos haciendo en consecuencia que los objetos más pequeños sean menos distinguibles.

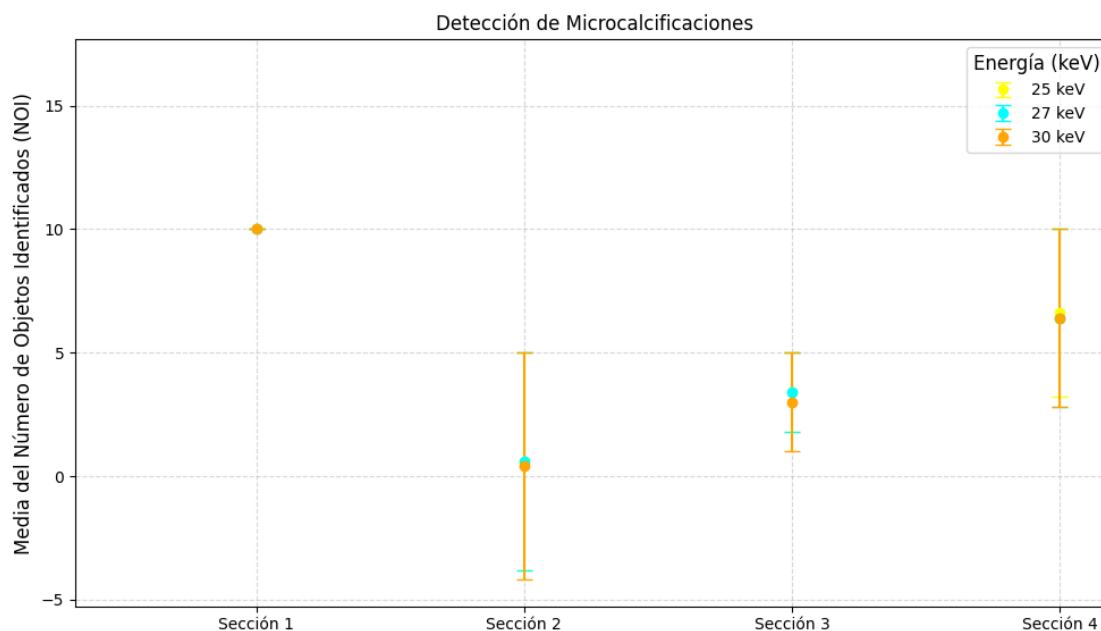


Figura 4.15: Gráfico dónde se representan las secciones vs la media del número de objetos identificados.

Fantoma plano con prismas interiores.

- Fantoma del lado izquierdo (todas las energías), prisma cilíndrico impreso en PETG con figuras internas en HIPS.
El uso de PETG para la estructura externa del fantoma ofrece una mayor durabilidad y resistencia a la humedad, lo que podría ser ventajoso si se utilizara para hacer pruebas que impliquen múltiples ciclos de exposición a rayos X. El cambio de material de los prismas internos ofrece un buen contraste con las intensidades del primer material, permitiendo medir las longitudes de los prismas interiores.
- Fantoma del lado derecho (en todas las energías), prisma cilíndrico impreso en HIPS con figuras internas en PETG).

Al invertir los materiales, el HIPS ahora forma la estructura externa del fantoma, puede observarse en 4.16-A, B y C, que en todas las energías el material mantiene una buena simetría en cuanto a la absorción de rayos X a lo largo de todo su volumen, lo que se demuestra ya que su forma pareciera más detallada respecto a la del PETG como estructura contenedora, ya que no muestra grandes variaciones en la forma en que absorbe los rayos X.

Otra ventaja es que el HIPS es muy duradero además de presentar una buena resistencia al impacto y desgaste mecánico, lo que lo hace adecuado para objetos que se someten a manipulación constante.

En cuanto a la percepción de distintos tamaños de ambos fantomas en la imagen (considerando que ambos tienen las mismas medidas de impresión) los materiales PETG y HIPS tienen diferentes niveles de absorción de los rayos X, lo que se traduce en diferentes contrastes en la imagen. El contraste más alto puede hacer que uno de los prismas se vea más “delimitado” o “definido”, mientras que el otro podría parecer más difuso debido a que la radiación se dispersa, lo que afecta

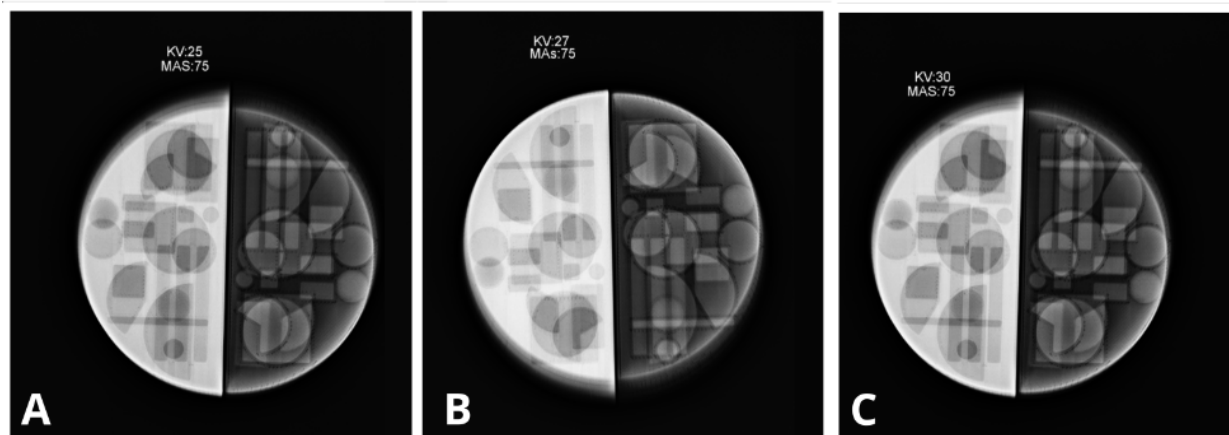


Figura 4.16: En esta imagen se observa una impresión mastográfica hecha a uno de los modelos de fantoma plano. En cada uno de los cuadros en el lado izquierdo de la imagen, se observa el prisma cilíndrico contenedor impreso a partir de PETG y los prismas interiores impresos con HIPS; mientras que del lado derecho se encuentra impreso en HIPS el prisma cilíndrico contenedor y los prismas interiores impresos con PETG. A, esta imagen se capturó a 25 keV y 75 mAs. B, mismos objetos en el mismo orden con una toma de captura a 27 keV y 75 mAs. C, toma de captura a 30 keV y 75 mAs.

la percepción visual de las proporciones, creando una ilusión de tamaños distintos. Otro factor que puede influir es el posicionamiento de los objetos, ya que esto puede generar una distorsión visual relacionada con la perspectiva.

Tasa de detección de objetos.

En la Fig. 4.17 se observa la tasa de detección de objetos totales de cada una de las figuras interiores impresas en HIPS en el fantoma de PETG: los prismas rectangulares son perfectamente detectables a los tres voltajes distintos, lo que indica que el contraste entre los materiales es adecuado para mostrar visibilidad entre objetos distintos, lo mismo ocurre con los cilindros y la esfera completa; sin embargo para el caso de la identificación de la media esfera, es más problemático distinguirla, esto podría estar influenciado por su geometría curva, lo que afecta como los rayos X interactúan en ella. Éste comportamiento se da de la misma manera a las 3 distintas energías.

Al invertir la forma de fabricación del fantoma, es decir, al fabricar el fantoma de HIPS y los objetos interiores de PETG se obtuvo el siguiente gráfico 4.18. Análogamente al caso anterior, todas las figuras son perfectamente distinguibles a excepción de la media esfera.

Para representar estos datos de forma más global, se presentan los gráficos 4.19 para el caso donde el fantoma se fabrica a partir de PETG y las geometrías interiores de HIPS. Aquí se muestra la media del número de objetos identificados para este caso y también el error de detección (Fig. 4.19-(a)).

Análogamente en el gráfico 4.20 se muestra la media del número de objetos identificados pero ahora para el fantoma fabricado a partir de HIPS con geometrías interiores de PETG con su respectivo error, que en ambos casos fue el mismo (Fig. 4.20-(a)). Nótese que en ambos casos de la Fig. 4.19-(b) como la Fig. 4.20-(b) la tasa de detección de objetos es del 97%.

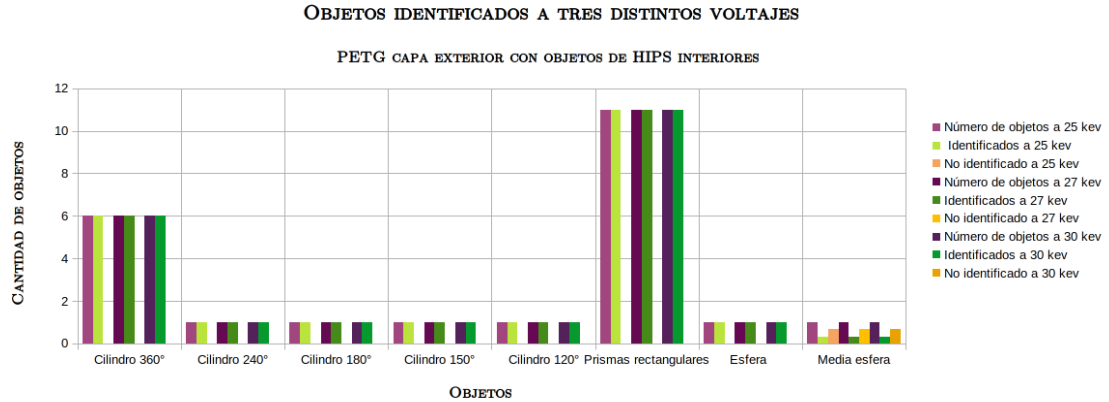


Figura 4.17: Identificación de objetos a las distintas energías para el fantoma de PETG con figuras interiores impresas en HIPS

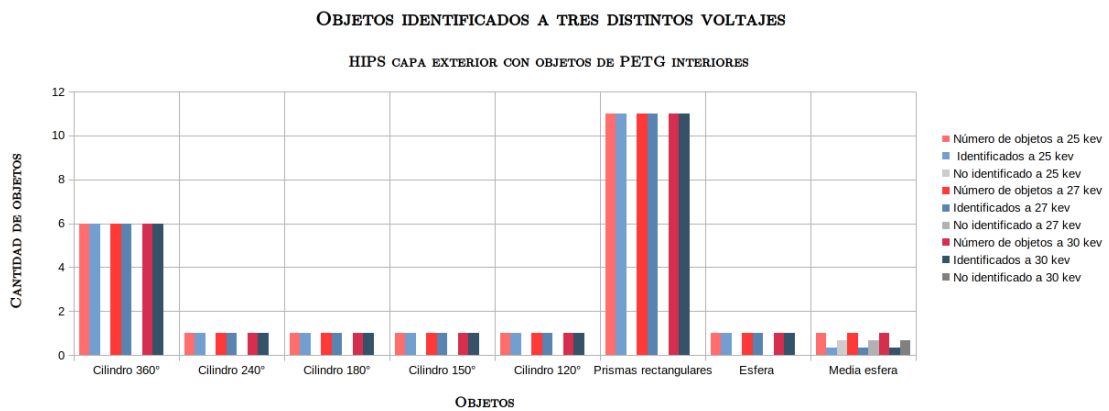


Figura 4.18: Identificación de objetos a las distintas energías para el fantoma de HIPS con figuras interiores impresas en PETG

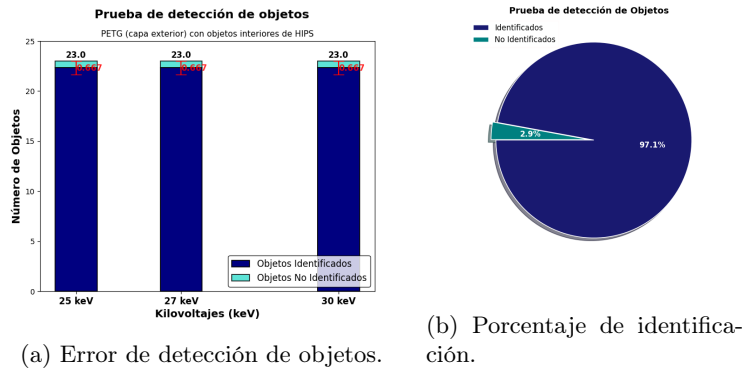


Figura 4.19: Medias de la tasa de objetos identificados a partir de Fantoma de PETG con geometrías interiores de HIPS.

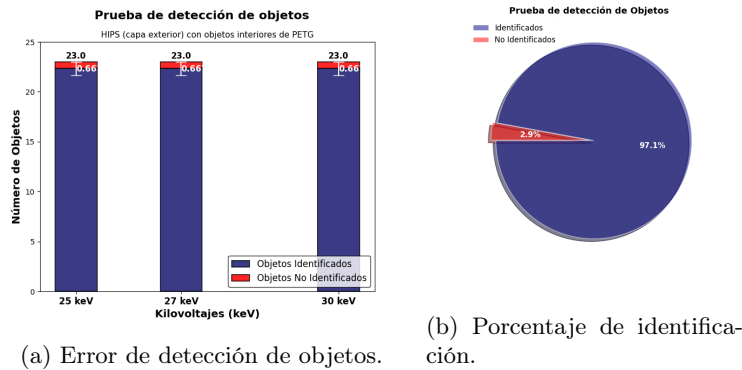


Figura 4.20: Medias de la tasa de objetos identificados a partir de Fantoma de HIPS con geometrías interiores de PETG.

Distorsiones geométricas.

En cada una de las imágenes obtenidas de los fantasmas de PETG con geometrías interiores de HIPS y viceversa se hicieron las mediciones de cada una de las geometrías de HIPS para el primer caso y PETG para el segundo. A partir de ella se calculó el error absoluto entre las medidas de impresión y las adquiridas mediante el software ImageJ, para posteriormente calcular el error relativo.

El contenido total de geometrías interiores fue de 23 figuras, de las cuales: 11 eran prismas rectangulares, 10 eran cilindros con distintos grados de corte (240°, 180°, 150°, 120° y 360°) y dos esferas (una a 360° y una a 180°). Para el caso de los cilindros se calculó también el error relativo de los ángulos (que fueron medidos mediante la ImageJ). En la Fig. 4.21 se muestra el error relativo respecto al perímetro del cilindro como el error relativo respecto al ángulo para el fantoma de PETG con figuras interiores de HIPS.

Así mismo en la Fig. 4.22 se muestra el error relativo respecto al ángulo como al perímetro pero para el fantoma de HIPS con figuras interiores de PETG.

Observe que en ambos casos el error relativo es menor al 15 % lo que sugiere que las mediciones están cercanas al valor esperado, lo que a su vez es indicativo de que el fantoma es confiable. Además note que las mediciones de las Fig. 4.21 y 4.22 tienen comportamientos aleatorios respecto a las energías que se utilizan, lo que podría sugerir que el equipo dónde se hizo la adquisición de

Análisis y Resultados.
4.1 Análisis fantoma plano.

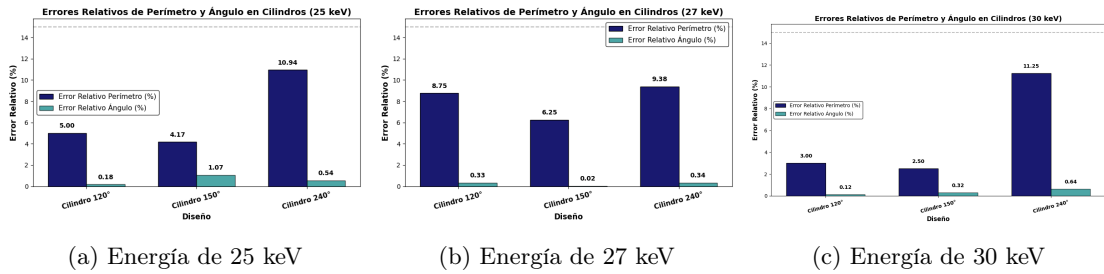


Figura 4.21: Errores relativos del fantoma fabricado a partir de PETG con figuras interiores de HIPS.

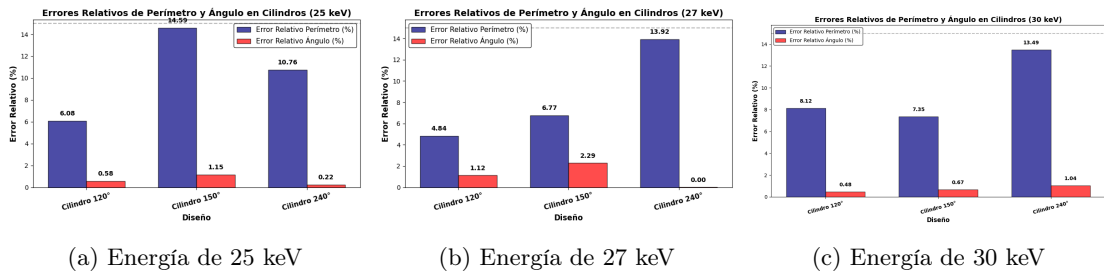


Figura 4.22: Errores relativos del fantoma fabricado a partir de HIPS con figuras interiores de PETG.

imágenes está descalibrado.

Finalmente en los gráficos 4.23-(a) y (b), se muestran las medias de los errores relativos de cada una de las figuras. En este caso (y consecuentemente con los resultados anteriores) también ocurre que las medias globales de los errores relativos son inferiores al 15% para ambos fantomas.

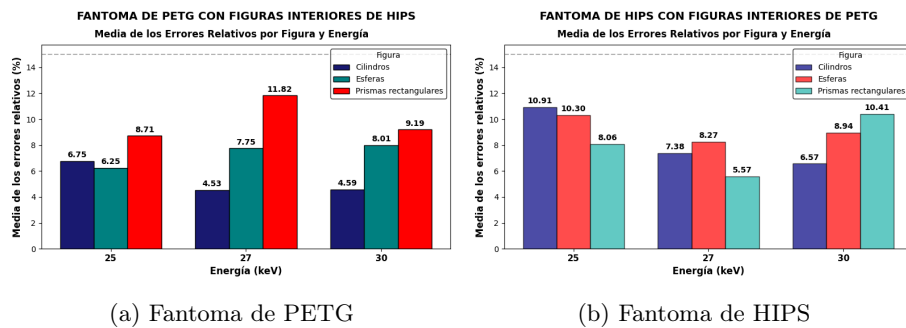


Figura 4.23: Medias de los errores relativos de cada figura a las distintas energías para los fantomas: PETG con geometrías interiores de HIPS y viceversa (HIPS con geometrías interiores de PETG).

4.2. Análisis fantoma antropomorfo.

Según las características del equipo encargado de procesamiento y cómputo del modelo de fantoma VICTRE, se encontraron las siguientes limitaciones y aciertos:

1. Se encontró una capacidad de procesamiento limitado en comparación con equipos de cómputo más modernos, lo que influyó directamente en el tiempo de cálculo y procesamiento del modelo.
2. La memoria RAM disponible fue suficiente para la creación de simulaciones básicas; sin embargo restringió el manejo de modelos con mayor complejidad de procesamiento, es decir, modelos con mayor grado de detalle respecto a la construcción de datos volumétricos.
3. La falta de tarjeta gráfica (GPU) separada, es decir para el manejo específico de cálculos gráficos o computacionales intensivos limitó drásticamente la capacidad de aceleración de los ya mencionados y la simulación.
4. El cambio del disco duro mecánico (HDD) por un disco duro de estado sólido (SSD) mejoró la velocidad de acceso a los datos mejorando los tiempos de lectura y escritura durante las simulaciones, es decir mejorando el almacenamiento de los datos volumétricos de gran tamaño necesarios para la creación de la imagen. Además al carecer de partes móviles, el SSD es menos susceptible a fallos mecánicos, un factor crítico para trabajos largos y exigentes como las simulaciones.

El uso de la interfaz ⁵ SATA III ⁶, que proporciona un ancho de banda máximo ⁷ de 6 Gbps, permitió aprovechar completamente las capacidades del SSD; finalmente su bajo consumo energético en computadoras con fuentes de alimentación limitadas, (como es el caso) permitió largos periodos de simulación sin generar exceso de calor ni consumo energético elevado.

En cuanto al equipo de lectura y procesamiento de la imagen:

1. Su unidad de procesamiento permitió un rendimiento multitarea óptimo, reduciendo tiempos de ejecución en tareas de análisis de imágenes y datos volumétricos.
2. Su memoria concedió una alta capacidad y velocidad, lo cual permitió manejar simultáneamente múltiples archivos grandes evitando interrupciones, así como permitió el procesamiento de datos a la misma velocidad que otras partes del sistema.
3. La GPU permitió una adecuada visualización de imágenes procesadas en alta resolución. Sin embargo la GPU Radeon RX Vega 8 no es adecuada para cálculos gráficos intensivos o simulaciones que requieran procesamiento paralelo masivo.
4. Su disco duro toleró adecuadamente la carga y guardado de archivos de entrada y salida, optimizando los tiempos de lectura y escritura.

⁵Conjunto de conexiones físicas y estándares que permiten la comunicación entre dispositivos.

⁶Conexión que vincula los discos duros o SSD con la placa base de una computadora.

⁷Cantidad máxima de datos que pueden transferirse entre dos puntos en un sistema en un periodo de tiempo específico, se mide generalmente en bits por segundo (bps) o en sus múltiplos como Gbps (gigabits por segundo).

Capítulo 5

Conclusiones.

Tal como se ha mostrado a lo largo de los capítulos anteriores, se logró evaluar las propiedades de los materiales (PETG, PLA, HIPS, y ABS), en particular se hizo uso de tres de ellos (PETG, PLA y HIPS) para la fabricación final del fantoma antropomorfo, los resultados obtenidos acerca de los coeficientes de atenuación lineal para estos materiales no fue el esperado, sin embargo como se ha mencionado con anterioridad, esta razón se adjudica a diversas causas: desde la reproducción del experimento, el color de los materiales utilizados en otros artículos, el uso de distintos equipos en la adquisición de datos para el cálculo de los coeficientes (algunos artículos usan sincrotrones, aceleradores lineales de alta frecuencia, equipos digitales de mastografía, etc), la falta de repeticiones del experimento (por falta de la disponibilidad del equipo), el error generado mediante el cálculo teórico de los coeficientes de atenuación por medio de los ajustes exponenciales para la interpolación de datos, el tamaño de las imágenes analizadas (ya que no todos los artículos mencionaron este tipo de datos) y de acuerdo a los resultados de los errores relativos, por ello existe la posibilidad de que el equipo esté mal calibrado.

El PETG muestra una buena correlación con el tejido fibro-glandular al menos en dos de las tres energías a las que se expuso dicho material (25 y 27 keV). Las curvas producidas por el HIPS y el ABS se comportan de manera muy similar, en ambos materiales a una energía de 30 keV el coeficiente de atenuación lineal del tejido adiposo se aproxima a ellos de forma significativa. Así mismo el coeficiente de atenuación lineal del PLA a una energía de 25 keV se aproxima al tejido cutáneo; sin embargo, en términos generales los materiales no replican exactamente las propiedades de los tejidos reales, aunque en algunos casos como los mencionados se aproximan razonablemente a sus características.

Respecto a la fiabilidad de los materiales, estos muestran coeficientes de atenuación bajos, lo que indican un proceso de medición estable y refuerzan la idea de la falta de calibración del equipo. Los coeficientes de atenuación lineal y las curvas de ajuste exponencial (con sus respectivos coeficientes de determinación) permiten distinguir claramente los comportamientos de absorción de radiación entre los materiales y estos resultados se refuerzan debido al comportamiento “adecuado” (según se espera) de la aplicación de la ley de Lambert-Beer con lo que existen resultados ampliamente consistentes. También se observaron distorsiones geométricas en los escalones más gruesos de las cuñas posiblemente atribuibles a la divergencia del haz de rayos X, la dispersión y el posicionamiento de las cuñas.

Los coeficientes de determinación más cercanos a la unidad se dan a un voltaje de 27 KeV, lo que sugiere que en la práctica clínica puede ser un valor de interés al momento de obtener imágenes. En el caso de la superposición de materiales, a un voltaje de 30 KeV y amperaje fijo de 75 mAs ya que su coeficiente de determinación es alto para las curvas de ajuste exponencial, lo que indica que la exactitud de correlación entre variables es mayor. La combinación de cuñas de

los materiales HIPS/PETG es menos absorbente que la de las cuñas de ABS/PLA ya que permite una mayor transmisión de intensidad, especialmente a energías más altas. La energía del haz también influye, ya que energías más altas resultan en una menor absorción y mayor intensidad transmitida para un mismo grosor de material.

Los fantasmas de PETG y HIPS con geometrías internas para ambos casos (fantoma de PETG con geometrías de HIPS y viceversa), demostraron ser efectivos para evaluar contrastes y detectar objetos de diferentes tamaños. Sin embargo, la detección de geometrías como semiesferas, fue más problemática. Los errores relativos en las mediciones de geometrías estuvieron por debajo del 15 %, lo que indica confiabilidad, aunque se identificaron posibles problemas de calibración en el equipo. Esto demostró la factibilidad de utilizar materiales de impresión 3D en la simulación de propiedades de absorción y dispersión de tejidos mamarios. Cuidando con mas detalle los materiales y la metodología empleada para su fabricación.

Las microcalcificaciones simuladas con resina combinada con barita no replicaron con precisión las propiedades de las reales, presentando diferencias significativas en las distribuciones de intensidad, dispersión y medias (tienen diferencias significativas tanto en la distribución de las intensidades como en la variabilidad de estas). Aunque hubo una superposición muy limitada (59,54 %) en las distribuciones de intensidades, se concluye que las simulaciones de dichas microcalcificaciones se pueden mejorar e incrementar la fiabilidad entre las características de las microcalcificaciones reales y las mencionadas.

Como el objetivo del experimento consistía en replicar las propiedades de las microcalcificaciones reales, las gráficas sugieren que aunque hay cierta similitud entre las distribuciones, existen diferencias significativas tanto en la dispersión como en los valores medios. Además la mayor dispersión en las calcificaciones reales podría deberse a la mayor heterogeneidad en las propiedades físicas y químicas de las calcificaciones en muestras humanas comparadas con las simuladas, esto debido a que dependiendo del tipo de calcificación de que se hable (benigna o maligna) tiene una composición química distinta y en consecuencia densidades distintas, lo que agrega incertidumbre a los datos ya que se puede inferir a partir de esto que se intentan reproducir distintos coeficientes de atenuación lineal dependiendo el tipo de calcificación.

Se identificó la necesidad de una calibración más precisa del mamógrafo y mejoras en la elección de los materiales de simulación para acercarse mejor a las propiedades de los tejidos reales, entre estas mejoras se encuentran hacer pruebas de densidad a los filamentos, elegir materiales translucidos para no agregar densidad mediante los aditivos que se les incorporan mediante la coloración de estos.

Respecto a la simulación del fantoma mamario antropomorfo, los equipos utilizados para su procesamiento así como su simulación presentaron limitaciones significativas; en el caso del equipo encargado del procesamiento de la imagen, este contaba como una GPU de baja capacidad y memoria RAM suficiente solo para simulaciones básicas.

Este trabajo representa un avance en la simulación de tejidos mamarios utilizando materiales accesibles y técnicas de impresión 3D. Si bien existen áreas de mejora, los resultados obtenidos son una base sólida para el desarrollo de fantasmas más precisos y útiles para evaluar la calidad de imagen y la eficacia de los equipos de mastografía. Esto tiene un impacto directo en la detección temprana de patologías mamarias, mejorando potencialmente los resultados de salud en pacientes.

Apéndice A

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

1. `base ImgRes` (tamano de voxel):
Se refiere a la resolución de la imagen determinando cada tamaño de voxel.
2. `base.outputDir`:
Directorio donde guardar los archivos producidos.
3. `base.skinThick`:
Comando para establecer el grosor de la piel.
4. `base.nippleLen`:
Comando para establecer la longitud del pezón.
5. `base.nippledRad`:
Comando para establecer el radio del pezón.
6. `base.areolaRad`:
Establece el radio de la areola.
7. `base.leftBreast`:
Define que pecho se usara (derecho o izquierdo).
8. `base.targetFatFrac`:
Define que la fracción deseada del volumen inferior de la mama que contiene grasa del modelo simulado.
9. `base.Seed` (numero de Semillas):
Se refiere al valor inicial utilizado para iniciar un generador de numero aleatorios en simulaciones o algoritmos que dependen de la aleatoriedad. Se usan con el propósito de establecer el punto de partida para la generación de números aleatorios para asegurar que los resultados puedan ser replicados y verificados en diferentes ejecuciones del mismo algoritmo.
10. `shape.ures`:
Resolución de la malla flotante en u (forma de la mama).
11. `shape.vres`:
Resolución de la malla flotante en v (forma de la mama).

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

13. Shape.pontSep:
Separación mínima entre puntos.
14. Shape.ringWidth:
Espesor de la capa de soporte muscular.
15. Shape.a21:
Control de la forma lateral, modifica la escala del lado izquierdo del pecho, valor estándar: (1.0) no hay alteraciones.
16. Shape.a2r:
Control de la forma lateral (lado derecho de la mama), valor estándar: (1.0):
17. Shape.a3:
Modela la curvatura general.
18. Shape.eps1:
Modifica la forma y/o curvatura del modelo en dirección u, permitiendo una manipulación detallada de la geometría facilitando efectos como: abultamiento, hundimiento y torsión.
19. Shape.eps2:
Permite modificaciones de abultamiento, hundimiento y torsión en dirección v.
20. Compartments.minFracRadialDist:
Configura el límite mínimo que un compartimiento debe alcanzar antes de que pueda considerarse como parte del tejido mamario efectivo en el modelo.
21. Compartments.minScaleNippleDir:
Establece el grado mínimo al que un compartimiento puede contraerse o expandirse.
22. Compartments.maxScaleNiplerDir:
Establece el límite superior al que se pueden expandir los compartimientos en esta dirección.
23. CompartmentsminSacle:
Establece la escala mínima de los compartimientos en todas direcciones.
24. Compartments.max.Scale:
Determina cuan grande puede ser un compartimiento.
25. Compartments.minGlandStrength:
Define la resistencia mínima que puede tener el tejido.
26. Compartments.maxGlandStrength:
Establece la rigidez.
27. TDLU.maxWidth:
Define el ancho máximo que puede alcanzar una TDLU.
28. TDLU.minWidth:
Establece el ancho min de una TDLU.
29. Perlin.maxDeviaton: Este parámetro de generación de ruido.
30. Perlin.frequency:
Controla la frecuencia del ruido de Perlin.

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

31. Perlin.Lacunarity:
Afecta el espaciado del ruido.

32. Perlin.persistence:
Determina cuanto contribuye cada octava sucesiva al resultado final del ruido.

33. Perlin.numOctaves:
Especifica el numero de capas de ruido.

34. Perlin.xNoiseGen, Perlin.yNoiseGen, Perlin.zNoiseGen:
Definen semillas de ruidos específicos para las direcciones x,y,z respectivamente.

35. Perlin.seedNoiseGen:
Semilla general que controla la generación aleatoria del ruido de Perlin.

36. Perlin.shiftNoisegen:
Controla el desplazamiento en la generación de ruido.

37. Boundary.maxDeviation:
Controla cuanto pueden variar los bordes de su trayectoria.

38. Boundary.frecuency:
Controla la frecuencia de las variaciones a lo largo de un borde.

39. Duct.Seg.maxCurvFrac:
Define la longitud max del segmento como una función del radio de curvatura.

40. DuctSeg.ductSeg.minEndRad, DuctSeg.ductSeg.maxEndRad:
Controlan el radio min y max al final de cada segmento.

41. DuctSeg.angelWt, DuctSeg.densutyWt:
Funciones de costo que ponderan la importancia del ángulo preferencial y la densidad de los segmentos.

42. DuctSeg.numTry, DuctSeg.maxtry, DuctSeg.ductSeg.absMaxTry:
Controla en n de intentos para generar segmentos ductales.

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

```
Welcome  fantoma1 ●
home > gsm > Documentos > fantoma1
1 #####
2 #Mujer de 50, sin hijos, postmenopáusica, buena salud y cuya mama pudiera ser comprimida a 45 mm.
3 #####
4
5
6 #####
7 # basic variables
8 #####
9 [base]
10 # output directory
11 outputDir=.
12 # phantom voxel size (mm)
13 imgRes=0.05
14 # thickness of breast skin (mm)
15 skinThick=1.55
16 # nipple length (mm)
17 nippleLen=5.5
18 # nipple radius (mm)
19 nippleRad=6.0
20 # nipple radius (mm)
21 areolaRad=15.0
22 # left breast - select left or right breast (boolean)
23 leftBreast=false
24 # desired fat fraction
25 targetFatFrac=0.6
26 # random number seed (unsigned int)
27 # chosen randomly if not set
28 #seed=12345
29
30 #####
31 # breast surface shape
32 #####
33 [shape]
34 # u resolution of base shape
35 ures=0.005
36 # v resolution of base shape
37 vres=0.005
38 # minimum point separation (mm)
39 pointSep=0.005
40 # back ring thickness (mm)
41 ringWidth=20.0
42 # back ring step size (mm)
```

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

```
Welcome  fantoma1 x
home > gsm > Documentos > fantoma1
40 # back ring thickness (mm)
41 ringWidth=20.0
42 # back ring step size (mm)
43 ringSep=0.5
44 # angle to preserve while smoothing (degrees)
45 featureAngle=20.0
46 # fraction of triangles to decimate
47 targetReduction=0.1
48 # bottom scale
49 alb=1.0
50 # top scale
51 alt=1.0
52 # left scale
53 a2l=1.0
54 # right scale
55 a2r=1.0
56 # outward scale
57 a3=1.0
58 # u quadric exponent
59 eps1=1.0
60 # v quadric exponent
61 eps2=1.0
62 # do ptosis deformation (boolean)
63 doPtosis=true
64 ptosisB0=0.2
65 ptosisB1=0.05
66 # do turn deformation (boolean)
67 doTurn=false
68 turnC0=-0.498
69 turnC1=0.213
70 # do top shape deformation (boolean)
71 doTopShape=true
72 topShapeS0=0.0
73 topShapeS1=0.0
74 topShapeT0=-12.0
75 topShapeT1=-5.0
76 # do flatten size deformation (boolean)
77 doFlattenSide=true
78 flattenSideG0=1.5
79 flattenSideG1=-0.5
80 # do turn top deformation (boolean)
81 doTurnTop=false
```

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

```
Welcome fantoma1 x
home > gsm > Documentos > fantoma1
80 # do turn top deformation (boolean)
81 doTurnTop=false
82 turnTopH0=0.1
83 turnTopH1=-0.372
84
85 #####
86 # breast compartment
87 #####
88 [compartments]
89 # number of breast compartments
90 num=10
91 # distance along nipple line of compartment seed base (mm)
92 seedBaseDist=10
93 # fraction of phantom in nipple direction forced to be fat
94 backFatBufferFrac=0.008
95 # number of backplane seed points
96 numBackSeeds=250
97 # maximum seed jitter (fraction of subtended angle)
98 angularJitter=0.125
99 # maximum seed jitter in nipple direction (mm)
100 zJitter=5.0
101 # maximum radial distance from base seed as a fraction of distance to breast surface
102 maxFracRadialDist=0.5
103 # minimum radial distance from base seed as a fraction of distance to breast surface
104 minFracRadialDist=0.25
105 # minimum scale in nipple direction
106 minScaleNippleDir=0.01
107 # maximum scale in nipple direction
108 maxScaleNippleDir=0.01
109 # minimum scale in non-nipple direction
110 minScale=30.0
111 # maximum scale in non-nipple direction
112 maxScale=40.0
113 # minimum gland strength
114 minGlandStrength=30.0
115 # maximum gland strength
116 maxGlandStrength=30.0
117 # maximum compartment deflection angle from pointing towards nipple (fraction of pi)
118 maxDeflect=0.01
119 # minimum scale skin seeds in nipple direction
120 minSkinScaleNippleDir=10.0
```

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

```
Welcome fantoma1 x
home > gsm > Documentos > fantoma1
119 # minimum scale skin seeds in nipple direction
120 minSkinScaleNippleDir=10.0
121 # maximum scale skin seeds in nipple direction
122 maxSkinScaleNippleDir=20.0
123 # minimum scale skin in non-nipple direction
124 minSkinScale=200.0
125 # maximum scale skin in non-nipple direction
126 maxSkinScale=400.0
127 # skin strength
128 skinStrength=0.5
129 # back scale
130 backScale=60.0
131 # back strength
132 backStrength=1.0
133 # nipple scale
134 nippleScale=5.0
135 # nipple strength
136 nippleStrength=10.0
137 # check seeds within radius (mm)
138 voronSeedRadius=100.0
139
140 #####
141 # TDLU variables
142 #####
143 [TDLU]
144 # maximum TDLU length
145 maxLength=2.0
146 # minimum TDLU length
147 minLength=1.0
148 # maximum TDLU width
149 maxWidth=1.0
150 # minimum TDLU width
151 minWidth=0.5
152
153 #####
154 # Perlin noise variables
155 #####
156 [perlin]
157 # maximum fraction of radius deviation
158 maxDeviation=0.1
159 # starting frequency
160 frequency=0.1
```

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

```
Welcome | fantoma1 x
home > gsm > Documentos > fantoma1
161 # octave frequency multiplier
162 lacunarity=2.0
163 # octave signal decay
164 persistence=0.5
165 # number of frequency octaves
166 numOctaves=6
167 # x direction noise generation seed
168 xNoiseGen=683
169 # y direction noise generation seed
170 yNoiseGen=4933
171 # z direction noise generation seed
172 zNoiseGen=23
173 # seed noise generation
174 seedNoiseGen=3095
175 # shift noise generation seed
176 shiftNoiseGen=11
177
178 #####
179 # Compartment boundary noise
180 #####
181 [boundary]
182 # maximum fraction of distance deviation
183 maxDeviation=0.1
184 # starting frequency
185 frequency=0.15
186 # octave frequency multiplier
187 lacunarity=1.5
188 # octave signal decay
189 persistence=0.5
190
191 #####
192 # Lobule boundary perturbation noise
193 #####
194 [perturb]
195 # maximum fraction of distance deviation
196 maxDeviation=0.25
197 # starting frequency
198 frequency=0.09
199 # octave frequency multiplier
200 lacunarity=2.0
201 # octave signal decay
202 persistence=0.4
```

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

```
Welcome | fantoma1 x
home > gsm > Documentos > fantoma1
204 #####
205 # Lobule glandular buffer noise
206 #####
207 [buffer]
208 # maximum fraction of distance deviation
209 maxDeviation=0.15
210 # starting frequency
211 frequency=0.05
212 # octave frequency multiplier
213 lacunarity=1.5
214 # octave signal decay
215 persistence=0.5
216
217 #####
218 # Voronoi segmentation variables
219 #####
220 [voronoi]
221 # fat voronoi seed density (mm^-3)
222 fatInFatSeedDensity=0.001
223 # fat voronoi seed in glandular tissue density (mm^-3)
224 fatInGlandSeedDensity=0.001
225 # glandular voronoi seed density (mm^-3)
226 glandInGlandSeedDensity=0.0005
227 # maximum deflection (fraction of pi)
228 TDLUDeflectMax=0.15
229 # minimum length scale
230 minScaleLenTDLU=0.1
231 # maximum length scale
232 maxScaleLenTDLU=0.2
233 # minimum width scale
234 minScaleWidTDLU=40.0
235 # maximum width scale
236 maxScaleWidTDLU=45.0
237 # minimum strength
238 minStrTDLU=20.0
239 # maximum strength
240 maxStrTDLU=22.0
241 # maximum deflection (fraction of pi)
242 fatInFatDeflectMax=0.15
243 # minimum length scale
244 minScaleLenFatInFat=5.0
```

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

```
Welcome | fantoma1 x
home > gsm > Documentos > fantoma1
243 # minimum length scale
244 minScaleLenFatInFat=5.0
245 # maximum length scale
246 maxScaleLenFatInFat=10.0
247 # minimum width scale
248 minScaleWidFatInFat=50.0
249 # maximum width scale
250 maxScaleWidFatInFat=60.0
251 # minimum strength
252 minStrFatInFat=40.0
253 # maximum strength
254 maxStrFatInFat=50.0
255 # maximum deflection (fraction of pi)
256 fatInGlandDeflectMax=0.15
257 # minimum length scale
258 minScaleLenFatInGland=1.0
259 # maximum length scale
260 maxScaleLenFatInGland=2.0
261 # minimum width scale
262 minScaleWidFatInGland=30.0
263 # maximum width scale
264 maxScaleWidFatInGland=40.0
265 # minimum strength
266 minStrFatInGland=20.0
267 # maximum strength
268 maxStrFatInGland=22.0
269 # maximum deflection (fraction of pi)
270 glandInGlandDeflectMax=0.15
271 # minimum length scale
272 minScaleLenGlandInGland=1.0
273 # maximum length scale
274 maxScaleLenGlandInGland=2.0
275 # minimum width scale
276 minScaleWidGlandInGland=30.0
277 # maximum width scale
278 maxScaleWidGlandInGland=40.0
279 # minimum strength
280 minStrGlandInGland=20.0
281 # maximum strength
282 maxStrGlandInGland=22.0
283 # check seeds in radius (mm)
284 seedRadius=40.0
```

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

```
Welcome | fantoma1 x
home > gsm > Documentos > fantoma1
282 # max number of lobules to try
283 # check seeds in radius (mm)
284 seedRadius=40.0
285
286 #####
287 # fat variables
288 #####
289 [fat]
290 # min lobule axis length (mm)
291 minLobuleAxis=20.0
292 # max lobule axis length (mm)
293 maxLobuleAxis=30.0
294 # axial ratio min
295 minAxialRatio=0.13
296 # axial ratio max
297 maxAxialRatio=0.75
298 # minimum ligament separation between lobules
299 minLobuleGap=0.15
300 # maximum of absolute value of Fourier coefficient as fraction of main radius
301 maxCoeffStr=0.1
302 # minimum of absolute value of Fourier coefficient as fraction of main radius
303 minCoeffStr=0.05
304 # maximum number of trial lobules
305 maxLobuleTry=401
306
307
308 #####
309 # ligament variables
310 #####
311 [lig]
312 thickness=0.1
313 targetFrac=0.85
314 maxTry=15000
315 minAxis=20.0
316 maxAxis=25.0
317 minAxialRatio=0.2
318 maxAxialRatio=0.3
319 maxPerturb=0.05
320 maxDeflect=0.12
321 scale=0.007
322 lacunarity=1.5
323 persistence=0.3
```

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

```
Welcome | fantoma1 x
home > gsm > Documentos > fantoma1
322 lacunarity=1.5
323 persistence=0.3
324 numOctaves=6
325
326 #####
327 # duct tree variables
328 #####
329 [ductTree]
330 # target number of branches (uint)
331 maxBranch=400
332 # maximum generation (uint)
333 maxGen=7
334 # initial radius of tree (mm)
335 initRad=0.5
336 # base Length of root duct at nipple (mm)
337 baseLength=7.6
338 # number of voxels for tree density tracking (uint)
339 nFillX=50
340 nFillY=50
341 nFillZ=50
342
343 #####
344 # duct branch variables
345 #####
346 [ductBr]
347 # minimum branch radius to have children (mm)
348 childMinRad=0.1
349 # minimum starting radius as a fraction of parent end radius
350 minRadFrac=0.65
351 # maximum starting radius as a fraction of parent end radius
352 maxRadFrac=0.99
353 # length reduction as fraction of parent length
354 lenShrink=0.5
355 # maximum jitter in branch length (fraction)
356 lenRange=0.1
357 # aximuthal angle noise (radians)
358 rotateJitter=0.1
359
360 #####
361 # duct segment variables
362 #####
363 [ductSeg]
```

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

```
Welcome | fantoma1 x
home > gsm > Documentos > fantoma1
359
360 #####
361 # duct segment variables
362 #####
363 [ductSeg]
364 # radius distribution shape parameters
365 radiusBetaA=6.0
366 radiusBetaB=10.0
367 # fraction of branch length per segment
368 segFrac=0.25
369 # maximum radius of curvature (mm)
370 maxCurvRad=10.0
371 # maximum length of segment based on
372 # curvature (fraction of pi radians)
373 maxCurvFrac=0.5
374 # min and max end radius as fraction of start radius
375 minEndRad=0.95
376 maxEndRad=1.0
377 # cost function preferential angle weighting
378 angleWt=1.0
379 # cost function density weighting
380 densityWt=20.0
381 # number of trial segments to generate (uint)
382 numTry=50
383 # maximum number of segments to generate before
384 # giving up and reducing length (uint)
385 maxTry=100
386 # total number of segment tries before completely giving up
387 absMaxTry=10000
388 # step size for checking segment is valid (mm)
389 roiStep=0.1
390
391
392 #####
393 # vessel tree variables
394 #####
395 [vesselTree]
396 # target number of branches (uint)
397 maxBranch=750
398 # maximum generation (uint)
399 maxGen=6
400 # initial radius of tree (mm)
```

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

```
Welcome  fantoma1 x
home > gsm > Documentos > fantoma1
396 # target number of branches (uint)
397 maxBranch=750
398 # maximum generation (uint)
399 maxGen=6
400 # initial radius of tree (mm)
401 initRad=0.75
402 # base length of root vessel (mm)
403 baseLength=15.0
404 # number of voxels for tree density tracking (uint)
405 nFillX=30
406 nFillY=69
407 nFillZ=69
408
409 #####
410 # vessel branch variables
411 #####
412 [vesselBr]
413 # minimum branch radius to have children (mm)
414 childMinRad=0.1
415 # minimum starting radius as a fraction of parent end radius
416 minRadFrac=0.65
417 # maximum starting radius as a fraction of parent end radius
418 maxRadFrac=0.99
419 # length reduction as fraction of parent length
420 lenShrink=0.8
421 # maximum jitter in branch length (fraction)
422 lenRange=0.1
423 # aximuthal angle noise (radians)
424 rotateJitter=0.1
425
426 #####
427 # vessel segment variables
428 #####
429 [vesselSeg]
430 # radius distribution shape parameters
431 radiusBetaA=6.0
432 radiusBetaB=10.0
433 # fraction of branch length to segment
434 segFrac=0.25
435 # maximum radius of curvature (mm)
436 maxCurvRad=200.0
437
```

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

```
Welcome | fantoma1 x
home > gsm > Documentos > fantoma1
417 # maximum starting radius as a fraction of parent end radius
418 maxRadFrac=0.99
419 # length reduction as fraction of parent length
420 lenShrink=0.8
421 # maximum jitter in branch length (fraction)
422 lenRange=0.1
423 # aximuthal angle noise (radians)
424 rotateJitter=0.1
425
426 #####
427 # vessel segment variables
428 #####
429 [vesselSeg]
430 # radius distribution shape parameters
431 radiusBetaA=6.0
432 radiusBetaB=10.0
433 # fraction of branch length to segment
434 segFrac=0.25
435 # maximum radius of curvature (mm)
436 maxCurvRad=200.0
437 # maximum length of segment based on
438 # curvature (fraction of pi radians)
439 maxCurvFrac=0.5
440 # min and max end radius as fraction of start radius
441 minEndRad=0.95
442 maxEndRad=1.0
443 # cost function preferential angle weighting
444 angleWt=100.0
445 # cost function density weighting
446 densityWt=1.0
447 # cost function direction weighting
448 dirWt = 100.0
449 # number of trial segments to generate (uint)
450 numTry=100
451 # maximum number of segments to generate before
452 # giving up and reducing length (uint)
453 maxTry=300
454 # total number of segment tries before completely giving up
455 absMaxTry=100000
456 # step size for checking segment is valid (mm)
457 roiStep=0.1
```

Parámetros para la construcción del fantoma antropomorfo.

Para encontrar los archivos complementos editables y no editables se deja a continuación la dirección del repositorio para descarga e instalación de cada uno de ellos.

VICTRE: Virtual Imaging Clinical Trial for Regulatory Evaluation. GitHub [53].
<https://github.com/DIDSR/VICTRE>

Bibliografía

- [1] He Y; Liu Y; Dyer B. A; Boone J. M; Liu S; Chen T; Zheng F; Zhu Y; Sun Y; Rong Y. & Qiu J. (2019). 3D- printed breast phantom for multi-porpose and multi-modality. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery* 9(1):63-74. DOI: 10.21037/qims.2019.01.05
- [2] Balali, G.I., Yar, D.D., Dela, V.G.A., Effah-Yeboah, E., Asumang, P., Akoto, J.D. & Abdallah, F. (2020). Breast Cancer: A Review of Mammography and Clinical Breast Examination for Early Detection of Cancer. *Open Acces Library Journal*. 7, 7-19. Doi:10.4236/oalib.1106866.
- [3] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (2020). ESTADÍSTICAS A PROPÓSITO DEL DÍA MUNDIAL DE LA LUCHA CONTRA EL CÁNCER DE MAMA (19 DE OCTUBRE): COMUNICADO DE PRENSA (NÚM. 462/20). Comunicación social INEGI. [https : //www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2020/Cancermama20.pdf](https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2020/Cancermama20.pdf)
- [4] Instituto Mexicano del Seguro Social,(s.f.). [https : //www.imss.gob.mx/salud – en – linea/cancer – mama/mastografia](https://www.imss.gob.mx/salud-en-linea/cancer-mama-mastografia)
- [5] Aspron M; (2020). Mamografía. Analógica y digital. Historia, evolución. *Revista Argentina de Mastología*.39 (141):47-115.
- [6] Aguilar T. C.R; Cisneros C. M; Stener L. T; Pérez M. K. F; Parra A. H; Sáenz C. I. P & Ornelas F. C. (2021).Panorama actual del tamizaje para detección del cáncer de mama en el estado de Chihuahua, México. *Ginecol Obstet Mex*. 89 (2): 91-99. [https : //doi.org/10,24245/gom.v89i2,4466](https://doi.org/10,24245/gom.v89i2,4466)
- [7] Asua B.J. (2005).Mamografía y detección precoz del cáncer de mama. *Revista española de salud pública*. 79(5):517-520. ISSN 1135-5727
- [8] Di Franco F; Mettivier G; Sarno A; Varallo A. & Russo P. (2020) Manufacturing of physical breast phantoms with 3D printing technology for X-ray breast imaging. *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC)*, Manchester, UK, 2019, p. 1-5. doi: 10.1109/NSS/MIC42101.2019.9059986.
- [9] Varallo A; Sarno A; Castriconi R; Mazzilli A; D´Andria P; Bliznakova K; Ricciardi R; Mettivier G. & Russo P. (2022) Fabrication of 3D printed-derived anthropomorphic breast phantoms for mammography and digital breast tomosynthesis: Imaging assessment with clinical X-ray spectra. *European Journal of Medical Physics* 88:88-97 DOI: 10.1016/j.ejmp.2022.04.006
- [10] Carton A. K., Bakic P., Ullberg C., Derand H. & Maidment A.D. (2011). Development of aphysical 3D anthropomorphic breast phantom. *Medical Physics* 38(2): 891-896. <https://doi.org/10.1118/1.3533896>
- [11] DuBois C., Farnham J., Aaron E. & Radunskaya A. (2013) A multiple time-scale computational model of a tumor and its micro environment. *Math Biosci Eng*. 10(1):121-50. doi: 10.3934/mbe.2013.10.121.

- [12] Ruvio, Giuseppe, Raffaele Solimene, Antonio Cuccaro, Gaia Fiaschetti, Andrew J. Fagan, Sean Courneane, Jennie Cooke, Max J. Ammann, Jorge Tobon, and Jacinta E. Browne. 2020. "Multimodal Breast Phantoms for Microwave, Ultrasound, Mammography, Magnetic Resonance and Computed Tomography Imaging" *Sensors* 20, no. 8: 2400. <https://doi.org/10.3390/s20082400>
- [13] Prayugo, H. A., Tri, B. N., Suprijanto, S., Hoong, N. K., Haryanto, F. & Endarko, E. (2023) Evaluation of Physical Properties and Image of Polyvinyl Chloride as Breast Tissue Equivalence for Dual-Modality (Mammography and Ultrasound), (09 December 2022), PREPRINT (Version 1) available at Research Square <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-2351981/v1>
- [14] Bustos F. M. & Prata M. A. (20 de Septiembre-01 de Octubre 2021) Calidad de imagen con simulador de mama comprimida en mamografía DR. [Calidad de imagen en mastografía] Sociedad Mexicana de Irradiación y Dosimetría, Evento virtual. https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_public/53/024/53024764.pdf
- [15] Dukov N; Bliznakova K; Okkalidis N; Teneva T; Encheva E. & Bliznakov Z. (2022). Thermo-plastic 3D printing technology using a single filament for producing realistic patient-derived breast models. *Physics in Medicine & Biology*. 67(4):1-15.
- [16] Mettivier G; Sarno A; Varallo A. & Russo P. (2022). Attenuation coefficient in the energy range 14–36 keV of 3D printing materials for physical breast phantoms. *Physics in Medicine & Biology*. 67(17): 1-16. DOI 10.1088/1361-6560/ac8966
- [17] Gallivanone F; D´Ambrosio D; Carne I; D´Arcangelo M; Montagna P; Giroletti E; Poggi P; Vellani C; Moro L & Castignoli I. (2022). A tri-modal tissue-equivalent anthropomorphic phantom for PET, CT and multi-parametric MRI radiomics. *Physica medica. European of Medical Physics*. 98() 28-39. DOI: 10.1016/j.ejmp.2022.04.007
- [18] Ikejimba L. C; Graff C. G; Rosenthal S; Badal A; Ghamraoui B; Lo J. Y. & Glick S. J. (2016). A novel physical anthropomorphic breast phantom for 2D and 3D x-ray imaging. *Med Phys*; 44(2):407-416. doi: 10.1002/mp.12062.
- [18] Graff, C. G. (2016). A new, open-source, multi-modality digital breast phantom. *Physics of Medical Imaging*. 9783 978309(2): 978309-10 doi:10.1117/12.2216312
- [19] Zerrad, Fatima-Ezzahra and Taouzari, Mohamed and Makroum, El Mostafa and Ahmad, Sarosh and Alkurt, Fatih Ö. and Karaaslan, Muharrem and Islam, Md Tarikul & Hussein, Mousa I., Symmetrical and Asymmetrical Breast Phantoms With 3D-Printed Anatomical Structure for Microwave Imaging of Breast Cancer, in *IEEE Access*, vol. 10, pp. 96896-96908, 2022. doi: 10.1109/ACCESS.2022.3205004.
- [20] Ali A, Wahab R, Huynh J, Wake N, Mahoney M. Imaging properties of 3D printed breast phantoms for lesion localization and Core needle biopsy training. *3D Print Med*. 2020 Feb 18;6(1):4. doi: 10.1186/s41205-020-00058-5.
- [21] Leroy, C. & Rancoita, P.G. *Principles of Radiation Interaction In Matter and Detection*. World Scientific. Second edition.
- [22] Halliday, D., Resnick, R. & Krane, K. S. *Física Volumen 2. COMPAÑÍA EDITORIAL CONTINENTAL, S. A DE C. V. MÉXICO*. Cuarta edición. Sexta reimpresión. (1999)
- [23] Hecht, E. *Optics*. Pearson. Fifth edition, (2017).
- [24] Serway, R.A. & Jewett, J. W. Jr. *PHYSICS for Scientists and Engineers with Modern Physics*. Thompson Brookes/Cole. Seventh edition (2008).

- [25] Bushong, S. C. Manual de radiología para técnicos, física, biología y protección radiológica. Elsevier, Novena edición, (2012).
- [26] Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt Jr., E. M. & Boone, J. M. The essential physics of medical imaging. Lippincott Williams & Wilkins, Second edition
- [27] Ikeda, D.M. Breast Imaging. MOSBY ELSEVIER. Second edition.
- [28] Herbert, A. F. Radiological physics and radiation dosimetry. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA. Second edition.
- [29] Thayalan, K. The Physics of Radiology and Imaging. AYPEE BROTHERS MEDICAL PUBLISHERS (P) LTD. First edition.
- [30] Dance R. D. Physical principles of mammography. Physics for Medical Imaging Applications. Springer (2007).
- [31] Khal, S. M. & Vockelmann C. Basic Knowledge Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy with 215 Illustrations. Springer. First edition.
- [31] , M. & Torres, R. Mamografía digital. (2010). Rev. Física Médica. 11(1). p.p. 11-26.
- [32] Henrot, P., Boisserie-Lacroix, M., Boute, V., Trouffléau, P., Boyer, B., Lesanne, G., Gillon, V., Desandes, E., Netter, E., Saadate, M., Tardivon, A., Grentzinger, C., Salle-ron, J., & Oldrini, G. (2019). Self-compression technique vs standard compression in mammography: A randomized clinical trial. JAMA Internal Medicine, 179(2), 201-208. <https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2018.7169>
- [33] Perry, N., Broeders, M., de Wolf, C., Törnberg, S., Holland, R., & von Karsa, L. (Eds.). (2006). European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis (4th ed.). Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities.
- [34] Hendee, W. R., & Ritenour, R. E. (2002). Medical imaging physics (4th ed.). ohn Wiley & Sons, Inc.
- [35] Testut, L., & Latarjet, A. (2008). Tratado de anatomía humana (9a ed., Tomo 4). Barcelona: Salvat. ISBN 2834823.
- [36] Prieto Gómez, R., Aparicio Cea, V., Aguayo Arriagada, G., Bastidas Valenzuela, V., Moraga Poblete, F., Ottone, N. E., & Saavedra Sepúlveda, A. (2023). Aspectos morfológicos de la mama: Una revisión de la literatura. International Journal of Morphology, 41(6), 1802-1807. <http://dx.doi.org/10.4067/S0717-95022023000601802>
- [37] Moore, K. L., Agur, A. M., & Dalley, A. F. (2015). Fundamentos de anatomía con orientación clínica (5ª ed.). Wolters Kluwer.
- [38] Ramsay, D. T., Kent, J. C., Hartmann, R. A., & Hartmann, P. E. (2005). Anatomy of the lactating human breast redefined with ultrasound imaging. Journal of Anatomy, 206(6), 525-534. DOI: 10.1111/j.1469-7580.2005.00417.x
- [39] Buendía Eisman, A., Mazuecos Blanca, J., & Camacho Martínez, F. M. (2018). Anatomía y fisiología de la piel. En J. Conejo-Mir, J. C. Moreno, & F. M. Camacho, Manual de dermatología (2.ª ed., pp. 2-27). Grupo Aula Médica. ISBN 978-84-7885-627-5.
- [40] Sutradhar, A., & Miller, M. J. (2012). In vivo measurement of breast skin elasticity and breast skin thickness. Skin Research and Technology, 19(e191-e199). doi:10.1111/.1600-0846.2012.00627.x

- [41] Balleyguier, C., Ayadi, S., Van Nguyen, K., Vanel, D., Dromain, C., & Sigal, R. (2007). BIRADSTM classification in mammography. *European Journal of Radiology*, 61(2), 192–194. doi:10.1016/.ejrad.2006.08.033
- [42] Hodler, J., von Schulthess, G. K., & Zollikofer, C. L. (Eds.). (2007). Diseases of the heart, chest & breast: Diagnostic imaging and interventional techniques. 39th International Diagnostic Course in Davos (IDKD), Davos, March 25-30, 2007, including the Pediatric Satellite Course “Kangaroo,” Davos, March 24-25, 2007. Springer. ISBN: 978-88-470-0632-4
- [43] Spak, D. A., Plaxco, J. S., Santiago, L., Dryden, M. J., & Dogan, B. E. (2017). BI-RADS® fifth edition: A summary of changes. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 98(3), 179–190. <https://doi.org/10.1016/j.diii.2017.01.001>
- [44] Frappart, L., Boudeulle, M., Boumendil, J., Hu Chi Lin, I., Martinon, I., Palayer, C., Mallet-Guy, Y., Raudrant, D., Bremond, A., & Feroldi, J. (1984). Structure and composition of microcalcifications in benign and malignant lesions of the breast: Study by light microscopy, transmission and scanning electron microscopy, microprobe analysis, and X-ray diffraction. *Human Pathology*, 15(9), 880–889. DOI:10.1016/0046-8177(84)80150-1
- [45] Logullo, A. F., Prigenzi, K. C. K., Nimir, C. C. B. A., Franco, A. F. V., & Campos, M. S. D. A. (2022). Breast microcalcifications: Past, present and future. *Molecular and Clinical Oncology*, 16(1), 81. DOI: 10.3892/mco.2022.2514
- [46] Scimeca, M., Giannini, E., Antonacci, C., Pistolese, C. A., Spagnoli, L. G., & Bonanno, E. (2014). Microcalcifications in breast cancer: An active phenomenon mediated by epithelial cells with mesenchymal characteristics. *BMC Cancer*, 14, 286. DOI: 10.3892/mco.2022.2514
- [47] Arancibia H. P. L., Taub, E., T. López P. A., Díaz C. M. L., & Sáez T. C. (2016). Calcificaciones mamarias: Descripción y clasificación según la 5.a edición BI-RADS. *Radiología Mamaria, Hospital Clínico Universidad de Chile*. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rchira.2016.06.004>
- [48] D’Orsi, C. J., Sickles, E. A., Mendelson, E. B., & Morris, E. A. (2013). American College of Radiology (ACR) Breast Imaging Reporting and Data System Atlas (BI-RADS Atlas), 5th ed. American College of Radiology. DOI: 10.4236/oalib.1104582
- [49] Bent, C. K., Bassett, L. W., D’Orsi, C. J., & Sayre, J. W. (2010). The positive predictive value of BI-RADS microcalcifications descriptors and final assessment categories. *AJR American Journal of Roentgenology*, 194(5), 1378-1383. <https://doi.org/10.2214/AJR.09.3423>
- [50] Tack, P., Victor, J., Gemmel, P., & Annemans, L. (2016). 3D-printing techniques in a medical setting: A systematic literature review. *BioMedical Engineering OnLine*, 15, 115. DOI 10.1186/s12938-016-0236-4
- [51] Squelch, A. (2018). 3D printing and medical imaging. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 65(3), 171–172. doi: 10.1002/jmrs.300
- [52] Ivanov, D., Bliznakova, K., Buliev, I., Popov, P., Mettievier, G., Russo, P., Di Lillo, F., Sarno, A., Vignero, J., Bosmans, H., Bravin, A., & Bliznakov, Z. (2018). Suitability of low-density materials for 3D printing of physical breast phantoms. *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 63. DOI 10.1088/1361-6560/aad315
- [53] Food and Drug Administration. (n.d.). *VICTRE: Virtual Imaging Clinical Trials for Regulatory Evaluation* [Repositorio de código]. GitHub. <https://github.com/DIDSR/VICTRE>
- [54] Sutradhar, A., & Miller, M. J. (2012). In vivo measurement of breast skin elasticity and breast skin thickness. *Skin Research and Technology*, 19(e191-e199). doi: 10.1111/j.1600-0846.2012.00627.x

- [55] Park, Y., Kim, M. R., Jo, H. H., Lee, M. K., & Kim, M. J. (2014). Association of the nipple-areola complexes with age, parity, and breastfeeding in Korean premenopausal women. *Journal of Human Lactation*, 30(4), 474–479. DOI: 10.1177/0890334414549049
- [56] Hammerstein, G. R., Miller, D. W., White, D. R., Masterson, M. E., Woodard, H. Q., & Laughlin, J. S. (1979). Absorbed radiation dose in mammography. *Radiology*, 130(2), 485–491. DOI: 10.1148/130.2.485
- [57] Boone, J. M. (1999). Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray beams: Monte Carlo assessment. *Radiology*, 213(1), 23–37. DOI: 10.1148/radiology.213.1.r99oc3923
- [58] Secretaría de Salud. (1996). NOM-156-SSA1-1996, Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X. *Diario Oficial de la Federación*. https://dof.gob.mx/nota_detalle_popup.php?codigo=692092
- [59] Mammographic Image Analysis Society (MIAS). (1997). Mammographic Image Analysis Society Digital Mammogram Database (MIAS). Retrieved from <https://www.mammoimage.org/databases/>
- [60] Castro T. P. & Garayoa R. J. (2014). Medida y análisis del espectro de potencias del ruido en imágenes de tomografía computarizada. *Rev Fis Med*.15(1):37-48.
- [61] Chen L; Abbey C. K; Nosratieh A; Lindfors K. K. & Bone J. (2012). Anatomical Complexity in Breast Parenchyma and Its Implications for Optimal Breast Imaging Strategies. *Physics in Medicine and Biology* 58. p. 1663–1681 doi:10.1088/0031-9155/58/6/1663
- [62] Ducote L. J. & Molloy S. (2010). Quantification of breast density with dual energy mammography: An experimental feasibility study. *Medical physics*. 37(2):793-801. DOI: 10.1118/1.3284975
- [63] Huda W; Sajewicz M. A; Ogden M. K; Scalzetti M. E, & Dance D. R. (2002) How Good Is the ACR Accreditation Phantom for Assessing Image Quality in Digital Mammography?. *Academic Radiology*. 9(7):764 –772 Doi:10.1118/1.3284975
- [64] Li J; Gao W; Yu L-X; Zhu S-Y. & Cao, F-L. (2017) Breast-Related Stereotype Threat Contributes to a Symptom Cluster in Women with Breast Cancer. *Journal of Clinical Nursing* 26, 1395-1404. <https://doi.org/10.1111/jocn.13698>
- [65] Martínez A. D; Ruiz G. Y. & Pérez D. M. (2017) Comparación de calidad de imagen en Mamografía de Contraste de Fase vs. Mamografía Digital. *Revista Cubana de Ciencias Informáticas*. 11(1): 91-105. SSN: 2227-1899 | RNPS: 2301
- [66] Pisano E. D. & Yaffe M. J. (2005) Digital Mammography. *Radiology*. 234:353–362.