



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD MONTERREY

**Aplicaciones de la radiación dispersa direccional Compton en
mastografía y radioterapia mediada por agentes de contraste**

Tesis que presenta:

Oscar Leonardo Acuña Gómez

**para obtener el Grado de
DOCTOR EN CIENCIAS**

en Ingeniería y Física Biomédicas

Director de la Tesis:

Dr. Héctor Mauricio Garnica Garza

Apodaca, Nuevo León, México.

Agosto del 2023

Agradecimientos

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) y al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN (CINVESTAV) Unidad Monterrey por su generoso apoyo y patrocinio para la realización de mis estudios de Doctorado. Su ayuda ha sido fundamental en la consecución de mis objetivos académicos y profesionales.

Agradezco a mi asesor, el Dr. Héctor M. Garnica Garza, por su confianza en mí y por permitirme desarrollar este proyecto de tesis. También deseo agradecer a mis sinodales y a los profesores que contribuyeron en mi formación académica, su orientación y consejo han sido de gran valor en mi desarrollo como investigador.

Quiero extender mi agradecimiento a mis compañeros y amigos, quienes me brindaron su apoyo y aliento a lo largo de todo este camino.

Además, quiero destacar el apoyo incondicional de mi esposa, Oriana Chavez Pineda. Gracias por ser mi compañera de vida y por estar a mi lado en todo momento, por tu paciencia y comprensión durante los momentos de estrés y dedicación a mi tesis. Tu fe en mí y en mis capacidades me ha dado la fuerza y motivación para seguir adelante.

A mi madre, Rocío Gómez Rodríguez, le agradezco por darme la oportunidad de educarme y por estar siempre a mi lado, brindándome su amor incondicional. Y a mi hermana, Cindy Paola Acuña, por su apoyo y aliento a lo largo de mi carrera académica.

Resumen

La radiación dispersa es un fenómeno que se produce cuando un haz de rayos X interactúa con un medio, emitiendo radiación en múltiples direcciones. Esto puede provocar una degradación en las imágenes radiológicas, pero también puede contener información valiosa sobre el objeto dispersor. En el marco de esta tesis, se ha investigado el potencial de la radiación dispersa en técnicas de mamografía y radioterapia guiada por imágenes a través de simulaciones de Monte Carlo.

El estudio se propone dos objetivos. En primer lugar, se propone obtener imágenes adicionales de lesiones anormales en la mama utilizando radiación dispersa direccional, la cual se genera a partir de la interacción del haz principal con el tejido mamario durante una mamografía. Con este fin, se emplea una rejilla antidispersora que permite que la señal llegue al detector de radiación dispersa en una sola dirección. Además, empleamos estrategias de análisis de imágenes para reducir el ruido inherente a la imagen debido a la baja fluencia de fotones adquiridos en el detector de radiación dispersa direccional. Los resultados obtenidos mediante simulaciones de Monte Carlo han comprobado que es posible obtener imágenes adicionales de la posición y forma de las lesiones mamarias, incluso a una dosis glandular promedio equivalente a la utilizada en un examen de mamografía convencional.

En segundo lugar, estudiamos la señal obtenida en los detectores de un equipo de tomografía por la radiación dispersada que produce un haz de radioterapia de keV al interactuar con un paciente, con el propósito de monitorear durante el tratamiento de cáncer el haz de radioterapia y determinar la dosis absorbida en el volumen irradiado. Los resultados mostraron que la posición del haz de radiación en el paciente durante el tratamiento se puede determinar en tiempo real, combinando la señal de radiación dispersa del haz de radioterapia y la señal del equipo de TAC. También se demostró que es factible calcular la dosis absorbida en el volumen irradiado por el haz radioterapéutico, siempre que se utilicen detectores independientes de los utilizados convencionalmente en los equipos de TAC para detectar la radiación dispersa direccional del haz radioterapéutico.

Abstract

Scattered radiation is a phenomenon that occurs when an X-ray beam interacts with a medium, emitting radiation in multiple directions. This can degrade radiological images but can also contain valuable information about the scattering object. Within the scope of this thesis, the potential of scattered radiation in mammography and image-guided radiotherapy techniques has been investigated through Monte Carlo simulations.

The study aims to achieve two objectives. Firstly, the goal is to obtain additional images of abnormal breast lesions using directional scattered radiation, which is generated from the interaction of the primary beam with the breast tissue during mammography. To this end, an anti-scatter grid is used to allow the signal to reach the scattered radiation detector in a single direction. Additionally, image analysis strategies are employed to reduce inherent image noise due to the low photon fluence acquired in the directional scattered radiation detector. Monte Carlo simulations have demonstrated that it is possible to obtain additional images of the position and shape of breast lesions, even at an average glandular dose equivalent to that used in conventional mammography exams.

Secondly, we study the signal obtained in the detectors of a tomography system from the scattered radiation produced by a keV therapeutic radiation beam interacting with a patient, with the purpose of monitoring the radiation beam and determining the absorbed dose in the irradiated volume during cancer treatment. The results showed that the position of the radiation beam in the patient during treatment can be determined in real-time by combining the scattered radiation signal from the therapeutic beam and the signal from the CT equipment. It was also demonstrated that it is feasible to calculate the absorbed dose in the irradiated volume by the therapeutic beam, provided that detectors independent from those conventionally used in CT equipment are utilized to detect the directional scattered radiation from the therapeutic beam.

Tabla de Contenido

Tabla de Figuras	xi
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Detección del Cáncer de Seno	2
1.2. Análisis de Mamografías	4
1.3. Dosis en mamografía	5
1.4. Tratamiento de cáncer	6
1.5. Radiación Dispersa	10
1.6. Planteamiento del problema	16
1.7. Objetivos	17
1.8. Específicos	18
2. MARCO TEÓRICO	21
2.1. Producción de rayos X	21
2.2. Interacción de partículas cargadas con la materia	22
2.3. Interacción de los rayos X con el tejido	23
2.4. Calidad de imágenes radiológicas	29
2.5. Medida de la calidad de imagen	31
2.6. Tomografía axial computarizada	34
2.7. Simulación de transporte de radiación	38
2.8. PENELOPE	43
2.9. Resumen	45
3. METODOLOGÍA	47
3.1. Radiación DDC en Mamografía	47
3.2. Monitoreo del haz radioterapéutico en RMAC a través de DDC	55
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	71
4.1. Radiación DDC en Mamografía	71
4.2. Monitoreo del haz radioterapéutico en RMAC a través de DDC	97

5. CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO.	109
5.1. Conclusiones	109
5.2. Contribuciones	111
5.3. Limitaciones y trabajo a futuro.	112
Bibliografía	115

Tabla de Figuras

1.1.	Imágenes obtenidas de un examen de mamografía, en el eje craneo-caudal (a) y oblicua mediolateral (b) [18].	3
1.2.	Componentes del sistema CyberKnife. El sistema consta de un brazo robótico móvil que sostiene un acelerador lineal (LINAC) y se utiliza en combinación con dos fuentes de rayos X de kilovoltaje y dos paneles de detección para obtener imágenes en tiempo real.	8
1.3.	Rejilla antidispersora enfocada, que permite un mayor paso de la radiación primaria hacia el detector y atenúa gran parte de la radiación dispersa.	11
1.4.	A. Colimador estenopecico, con radio r , la imagen obtenida por la radiación dispersa es invertida con respecto al objeto. B. Colimador de láminas paralelas, con un grosor h y una abertura de las láminas de t . En la parte inferior la fuente de rayos X, incide sobre un cuerpo sobre el eje y a una distancia d_{so} (modificado de [50]).	13
1.5.	A la izquierda, se muestra un cilindro 3D digital que representa un material similar al tejido pulmonar, junto con esferas que simulan el tejido tumoral. A la derecha, se presenta una sección transversal del cilindro.	14
1.6.	En la parte superior, se muestran imágenes obtenidas mediante el colimador estenopecico con diferentes diámetros de 15 mm (a-1), 6 mm (b-1) y 3 mm (c-1). En la parte inferior, se presentan imágenes del colimador de láminas paralelas con diferentes grosores de 20 mm (a-2), 50 mm (b-2) y 100 mm.	15
1.7.	Sistema de radioterapia guiada por imágenes con un detector de radiación primaria de kV y un detector de radiación DDC (Modificado de [52]	16
1.8.	Izquierda la imagen de radiación dispersa direccional y a la derecha la imagen primaria obtenida del paciente.	16
2.1.	A la izquierda, diagrama de un tubo de rayos X de diagnóstico. A la derecha, espectro de rayos X generado por un blanco de Rodio a un potencial de 35 kVp.	22

2.2.	Emisión de fotones por radiación característica.	23
2.3.	Radiación de Bremsstrahlung.	23
2.4.	La intensidad de los rayos X antes de atravesar un objeto se representa como I_o , después de pasar a través de un material de espesor Δx con coeficiente de atenuación μ_n , se representa como I	24
2.5.	Probabilidad de interacción de los rayos X y la materia (Adaptado de [60]).	25
2.6.	A) Efecto fotoeléctrico y B) efecto Compton (Adaptado de [62]). . .	27
2.7.	Energía dispersada Compton y energía de fotones incidentes. En negro a 45° , en rojo a 90° y en azul a 180°	28
2.8.	Dependencia de la sección transversal de Klein-Nishina en función del ángulo de dispersión para la radiación primaria.	29
2.9.	Sistema de resolución donde se selecciona una región específica de la imagen para calcular el valor estándar (Std) de cada grupo de líneas pares y la media del fondo (M_{back}), así como la media de un área sin ninguna estructura (M_{air}).	32
2.10.	Esquema de Tomógrafo Computarizado Axial. Tubo de rayos X, conjunto de detectores que forman un arco móvil el cual recibe el haz de rayos X en forma de abanico y rotación completa del sistema tubo-detectores.	35
2.11.	a) Radiación obtenida de una proyección en un ángulo θ . b) Sinograma, en el eje horizontal número de detectores y en el eje vertical proyecciones realizadas en una vuelta.	36
2.12.	Imágenes axiales de tomografía computarizada de la cabeza desde la parte inferior hasta la superior [74]	37
2.13.	Diagrama del método de muestreo Inversa [72].	42
2.14.	Diagrama del método de muestreo Rechazo.	42
2.15.	Cambio de estados de la partícula por una interacción (Adaptado de [62])	44
3.1.	De izquierda a derecha, esquema de una toma de imagen con método de DDC y cuadrícula de la rejilla antidispersora (d_w Longitud de apertura de tungsteno y d_a longitud de apertura de aire).	48
3.2.	Esquema de un equipo de mamografía con detección de radiación DDC.	48
3.3.	Coefficiente de atenuación de tejidos mamarios en función de la energía de rayos X y espectros generados de blancos y filtros de Molibdeno.	50
3.4.	Diagrama esquemático de un fantoma CIRS.	51
3.5.	Fantoma antropomórfico de un seno con presencia de una masa. . .	53

3.6. a) Integración de la señal DDC por 4 haces abanico θ . b) Suma de la señal de 2x2 pixeles en imágenes de DDC.	56
3.7. Dimensiones geométricas del equipo TAC.	57
3.8. Geometría simulada del sistema de TAC, visualizada mediante gview2d.	58
3.9. Fantoma voxelizado Zubal en el área del tórax.	59
3.10. Las esferas son de A=500 UH, B=-1000 UH, C= 1800 UH y D= 0 UH.	60
3.11. Señales en conjunto, el haz proveniente de la fuente del TAC y la radiación dispersa generada por la interacción del haz radioterapéutico.	61
3.12. Resta de dos matrices A y B, dando como resultado una nueva matriz C.	62
3.13. Haz de radioterapia incidiendo en el tejido tumoral del paciente que se encuentra en (x, y, z) . Durante el proceso, parte de la radiación se dispersa y atraviesa las diferentes estructuras del paciente antes de llegar al detector con un área de detección ΔS y en un ángulo sólido $\Delta\Omega$	64
3.14. A través de la imagen tomográfica se realiza un trazado de rayos para determinar la ruta del haz de radioterapia hacia el tejido tumoral y la dirección en la que se desplaza la radiación dispersa hacia el detector.	66
4.1. Imagen DDC para un campo de haz abierto.	72
4.2. a) Esquema de mamografía de campo delgado sobre una calcificación e b) imagen ampliada obtenida de la señal al del detector de DDC.	72
4.3. Configuración de irradiación, detector de dispersión a 90^0 con respecto al eje central del haz. El campo de radiación se divide en una serie de haces en forma de abanico.	73
4.4. Imagen radiográfica del Fantoma CIRS.	74
4.5. Imágenes primarias (izquierda) e imágenes DDC (derecha). Seis conjuntos de calcificaciones, a) $400 \mu m$ y $275 \mu m$; b) $230 \mu m$ y $196 \mu m$; c) $165 \mu m$ y $130 \mu m$	75
4.6. Imagen primaria del conjunto de siete semiesferas del CIRS mostrando en línea punteada haz abanico delgado e imagen DDC de las semiesferas.	76
4.7. Imagen primaria (izquierda), donde muestra en líneas discontinuas blancas la interacción del haz de abanico para obtener la imagen de DDC (Derecha).	77
4.8. Imagen primaria (izquierda) e imagen DDC (derecha) del patrón de resolución en el fantoma CIRS.	77
4.9. MTF calculado para las imágenes primaria y dispersa del sistema de resolución.	78

4.10. Imagen DDC sin normalización (izquierda) y con normalización (derecha).	79
4.11. Irradiación del fantoma CIRS por el haz en forma de abanico. A) Vista lateral. Se observa el efecto talón el cual se refiere a la variación de la intensidad de fotones generados en el blanco en función de la dirección de emisión a lo largo del eje ánodo(+) -cátodo(-). B) Vista frontal. La fluencia de fotones dispersos que llegan al detector DDC disminuye a medida que aumenta la profundidad en el fantoma. . .	80
4.12. Mama antropomórfica comprimida a 35 mm de espesor. Las masas tumorales añadidas están marcadas con flechas y un grupo de microcalcificaciones se muestran ampliadas en el panel de la derecha.	81
4.13. Imagen primaria, señalado el haz abanico como un rectángulo punteado blanco (no dibujado a escala), utilizado para obtener la imagen de DDC que se muestra en la derecha.	82
4.14. Imagen primaria, señalado el haz abanico como un rectángulo punteado blanco, utilizado para obtener la imagen de DDC que se muestra en la imagen derecha. En el círculo blanco se encierra la presencia de la masa.	83
4.15. Izquierda: Imagen DDC del grupo de calcificaciones puestas en el fantoma de mama antropomorfa de 35 mm de espesor. Derecha: Acercamiento del grupo de calcificaciones obtenidos en la imagen DDC.	84
4.16. Izquierda: Imagen DDC del grupo de calcificaciones puestas en el fantoma de mama antropomorfa de 50 mm de espesor. Derecha: Acercamiento del grupo de calcificaciones obtenidos en la imagen DDC.	85
4.17. Imagen DDC cuando el haz abanico interacciona directamente sobre la masa.	86
4.18. CNR en función de la dosis mamaria promedio para la imagen primaria (izquierda) y la imagen de DDC (derecha) utilizando la masa tumoral de 5 mm como ROI.	86
4.19. Imagen de DDC con CNR de referencia que muestra la calcificación de 300 μm . Las calcificaciones más pequeñas no son perceptibles incluso con esta alta dosis.	87
4.20. Imagen de DDC de tumor de 5 mm, con un CNR de 4.7 (izquierda) y para un CNR de 1.6 (derecha).	88
4.21. CNR en función de la dosis mamaria promedio usando la masa tumoral de 5 mm como ROI.	89
4.22. Imagen de DDC obtenida al sumar la señal generada a partir de 4 haces en abanico irradiando sobre la masa de 5 mm. Imagen DDC para un CNR de 4.7 y de 2.6.	90

4.23. Imagen de dispersión direccional para el grupo de calcificaciones utilizando la señal generada por 4 cortes de tejido adyacentes. Imagen derecha, calcificación de 300 μm	91
4.24. Imagen DDC de la masa tumoral de 5 mm obtenida a partir de agrupamiento de píxeles de 4×4 con dispersión generada a partir de un solo corte de tejido (izquierda) e integración de dispersión de 4 cortes de tejido con agrupamiento de píxeles adyacentes de 4×4	92
4.25. Imágenes DDC de la masa tumoral de 5 mm obtenida a partir de la integración de 4 cortes de tejido y 4×4 píxeles adyacentes.	92
4.26. Imagen de DDC para grupo de calcificaciones cuando se realiza la señal generada en 4 cortes de tejido adyacentes y la integración de la señal de 2×2 píxeles adyacentes. calcificación de 300 μm vista en la imagen derecha.	93
4.27. Esquema de la tecnología requerida para la implementación de mamografía DDC. El detector de dispersión y la rejilla antidispersa propuesta, están montados en un pórtico independiente.	96
4.28. Esquemático del equipo tomográfico modelado y espectro usado en el TAC.	97
4.29. Sinograma muestra la señal obtenida en cada detector para cada proyección y reconstrucción de la imagen del fantoma Zubal.	98
4.30. Espectro de energía del haz de radioterapia e imagen reconstruida a partir de la señal proveniente del TAC y de la radiación dispersa generada por el haz radioterapéutico.	99
4.31. Resta de las imágenes obtenidas del TAC y de la radiación dispersa generada por el haz de radioterapia con las imágenes obtenidas únicamente de la dispersión del haz de radioterapia.	100
4.32. Izquierda: Reconstrucción de la señal que proviene del TAC y de la radiación dispersa generada en el tejido pulmonar por el haz de radioterapia. Derecha: Diferencia entre las imágenes obtenidas del TAC y de la radiación dispersa generada en el tejido pulmonar, y las imágenes obtenidas únicamente de la radiación dispersa generada en el tejido pulmonar.	101
4.33. Izquierda: Reconstrucción de la señal que proviene del TAC y de la radiación dispersa generada en el músculo por el haz de radioterapia. Derecha: Diferencia entre las imágenes obtenidas del TAC y de la radiación dispersa generada en el músculo, y las imágenes obtenidas únicamente de la radiación dispersa generada en el tejido muscular.	102

4.34. Izquierda: Reconstrucción de la señal que proviene del TAC y de la radiación dispersa generada en el hueso por el haz de radioterapia. Derecha: Diferencia entre las imágenes obtenidas del TAC y de la radiación dispersa generada en el hueso, y las imágenes obtenidas únicamente de la radiación dispersa generada en el hueso.	102
4.35. En el gantry del tomógrafo se encuentran detectores y láminas antidispersión móviles que permiten adquirir radiación dispersa direccional del haz radioterapéutico.	103
4.36. Número de Fotones obtenido en cada uno de los 940 detectores, de la radiación dispersa direccional generada en el tejido pulmonar, tejido muscular y en el hueso.	104
4.37. Distribución de dosis calculada a partir del algoritmo 1 para cada una de las estructuras irradiadas.	105

1

INTRODUCCIÓN

Cada año, alrededor de 50 millones de personas en todo el mundo mueren a causa de enfermedades y lesiones transmisibles y no transmisibles [1], y el 70 % de las muertes en todo el mundo están relacionadas con enfermedades no transmisibles, siendo el cáncer una de las principales causas.

Esta enfermedad se caracteriza por la proliferación desordenada e incontrolada de células que contienen genes mutados [2], que se agrupan con células inmunitarias, endoteliales y su matriz extracelular para formar masas sólidas en tejidos u órganos. Estas malformaciones se denominan neoplasias benignas y malignas. A diferencia de los tumores benignos, que no se consideran cancerosos ya que las células permanecen en su lugar sin diseminarse a otras estructuras corporales, los tumores malignos pueden extenderse a otras partes del cuerpo a través del sistema linfático o por el torrente sanguíneo, razón por la cual fracasan los tratamientos clínicos contra el cáncer [3,4]. Existen muchos tipos de cáncer que pueden afectar a diferentes partes del cuerpo, nombrándose según el lugar donde se originan, siendo los más comunes los de piel, hígado, mama, tiroides, pulmón, hueso y próstata, entre otros.

Lamentablemente, el cáncer sigue siendo una de las principales causas de muerte en todo el mundo, en 2018, más de 9 millones de personas perdieron la vida a causa de más de 30 tipos diferentes de cáncer, afectando tanto a hombres como a mujeres

[5]. Entre los diferentes tipos de cáncer, el de pulmón tuvo el mayor número de incidencias y muertes, seguido por el cáncer de mama.

1.1. Detección del Cáncer de Seno

El cáncer de mama es el segundo tipo de cáncer con mayor incidencia en mujeres a nivel mundial, siendo la primera causa de muerte en muchas regiones de Occidente y América Latina [6]. Varios estudios han demostrado la importancia de detectar el cáncer en las primeras etapas, siendo un factor determinante para un tratamiento efectivo, aumentando el tiempo de supervivencia y reduciendo la tasa de mortalidad por cáncer de mama. Hay varios métodos clínicos disponibles para la detección y diagnóstico del cáncer de mama, algunas técnicas invasivas [7–10] y otras técnicas no invasivas [11–13].

La mamografía es una técnica de diagnóstico no invasiva que permite a los médicos obtener imágenes radiológicas y detectar la enfermedad en sus etapas tempranas, antes de que se manifiesten síntomas evidentes o se propague a otras áreas del cuerpo [14,15]. Desde hace varios años atrás, se recomienda la realización de mamografías periódicas en mujeres asintomáticas para reducir la tasa de mortalidad y aumentar la supervivencia de la población, meta que sólo se puede lograr si el mayor porcentaje de individuos se realiza el examen. En México, la norma para realizar el examen de mamografía debe ser anual para mujeres mayores de 40 años y en mujeres que tienen menos de 40 años dependen del examen clínico, donde se evalúa el estado hormonal y los antecedentes familiares en relación con el cáncer de mama [16].

Durante un examen mamográfico, se obtienen dos imágenes radiológicas para detectar posibles anomalías: una en el eje craneocaudal y otra en el eje oblicuo medio lateral, como se muestra en la figura 1.1, donde se aprecia una masa de tejido blando en la parte superior cerca de la zona axilar de la mama izquierda. Estas imágenes mamográficas son adquiridas utilizando un equipo que cuenta con un tubo de rayos X, donde un haz con energías entre 18 a 40 kVp incide sobre la mama, la cual ha sido previamente comprimida mediante una paleta de policarbonato con un rango de compresión que varía entre 3 a 6 cm de grosor.

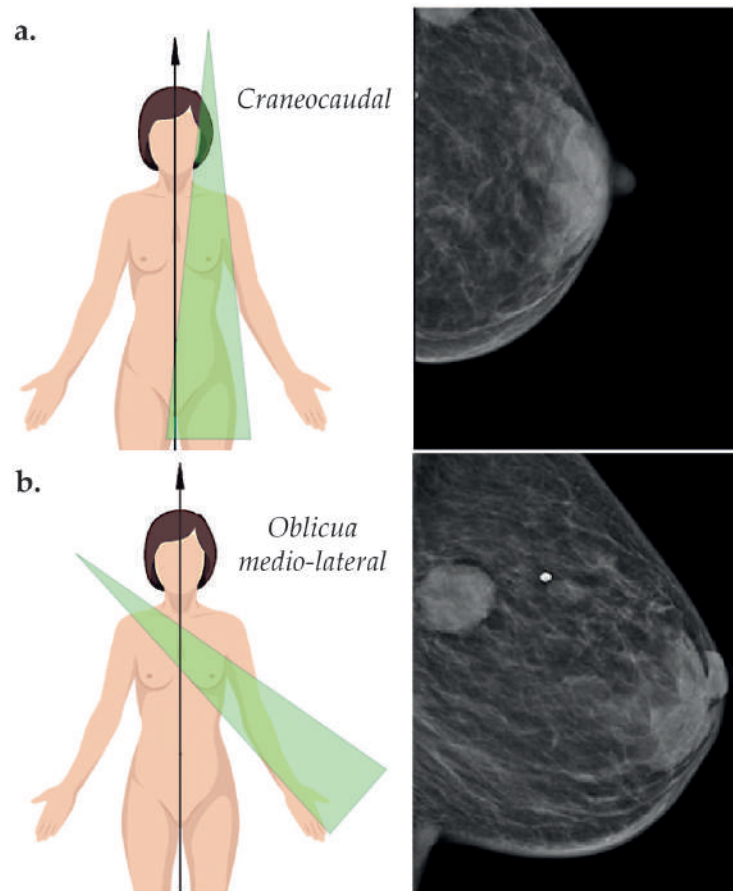


Figura 1.1: Imágenes obtenidas de un examen de mamografía, en el eje craneocaudal (a) y oblicua mediolateral (b) [18].

La compresión del seno en la mamografía tiene como principal objetivo mejorar la calidad de las imágenes obtenidas. Al reducir la radiación dispersa y extender el tejido mamario, se logra un efecto beneficioso en el contraste de la imagen. Además, esta compresión ayuda a reducir la superposición de tejidos, disminuyendo la probabilidad de que estructuras relevantes queden ocultas [17]. Es importante destacar que la compresión del seno también tiene un efecto positivo adicional de reducir la distancia que deben recorrer los rayos X hasta alcanzar el detector, reduciendo la exposición del tejido mamario a la radiación ionizante.

El examen mamográfico se ha demostrado altamente efectivo en la detección de masas pequeñas no palpables, permitiendo evaluar su tamaño y forma, lo cual es crucial para determinar su potencial maligno. Las masas de mayor tamaño y aquellas con características espiculadas, como bordes irregulares y puntas afiladas

en la superficie, son señales de advertencia que suelen indicar un mayor riesgo de ser tumores malignos [19,20], aunque en algunos casos pueden ser benignas [21].

Además de detectar masas de menos de 2 cm, la mamografía es altamente sensible en la detección de microcalcificaciones. Estas calcificaciones en los tejidos mamarios brindan información valiosa sobre la presencia de células anormales o precursores del cáncer. Los patrones y distribuciones de estas calcificaciones se utilizan para clasificar y evaluar el riesgo de malignidad [22]. Por lo tanto, la visibilidad de las microcalcificaciones y las características de las masas, incluyendo las espículas, dependen en gran medida de la resolución espacial de los equipos de mamografía, donde el tamaño de píxel estándar oscila entre 50 y 100 μm [23,24].

1.2. Análisis de Mamografías

Durante la evaluación de las imágenes mamográficas, los radiólogos emplean el sistema BI-RADS (Breast Imaging Reporting and Data System), el cual asigna a las imágenes distintas categorías numéricas. Esto facilita la comunicación de los resultados de manera clara y precisa tanto a los pacientes como a los médicos [25]. El sistema BI-RADS clasifica las imágenes mamográficas en una escala del 0 al 6, teniendo cada categoría un significado específico relacionado con la probabilidad de malignidad de las anomalías, como masas o calcificaciones, encontradas en las imágenes [26].

BI-RADS 0: Estudio incompleto, se requiere evaluación adicional. En este caso, es necesario obtener más información o imágenes para una evaluación adecuada. Se pueden realizar estudios adicionales, como comparar con mamografías anteriores, realizar una mamografía con magnificación o utilizar pruebas complementarias como una ecografía.

BI-RADS 1: Resultado negativo de la mamografía. No se observan hallazgos anormales ni evidencia de cáncer. Se considera un seno normal sin ninguna anomalía presente. Se recomienda continuar con los exámenes mamográficos de rutina periódicos.

BI-RADS 2: Hallazgos benignos (no cancerosos). Se identifican claramente características benignas y no se encuentran indicios de cáncer. Se sugiere seguir con los exámenes mamográficos de rutina periódicos.

BI-RADS 3: Hallazgos probablemente benignos. Se observan características que sugieren una afección benigna, pero se recomienda un seguimiento a corto plazo, generalmente seis meses, para confirmar la estabilidad de los hallazgos. En algunos casos, puede solicitarse una biopsia a petición de la paciente.

BI-RADS 4: Hallazgos sospechosos. Se identifican hallazgos sospechosos que pueden estar relacionados con cáncer, pero que también pueden ser benignos. Esta categoría se divide en tres subcategorías basadas en el porcentaje de malignidad esperada. En 4A, la sospecha de malignidad es mayor al 2% y menor o igual al 10%, se recomienda seguimiento a los seis meses y se puede realizar una biopsia a petición del paciente. En 4B, la sospecha es mayor al 10% y menor o igual al 50%, y en 4C, la sospecha es mayor al 50% y menor o igual al 95%. Las categorías 4B y 4C sugieren la realización de una biopsia.

BI-RADS 5: Hallazgos altamente sospechosos de malignidad. Se observan características altamente sospechosas de cáncer, y se recomienda realizar una biopsia inmediata, a menos que haya una contraindicación clínica.

BI-RADS 6: Diagnóstico confirmado. Esta categoría engloba lesiones mamarias que han sido previamente diagnosticadas como cancerígenas mediante una biopsia. Cuando se ha confirmado la presencia de cáncer de mama, se recomienda tomar medidas terapéuticas adecuadas, las cuales son discutidas por el médico en conjunto con el paciente (el tratamiento contra el cáncer se discute en la sección 1.4)

1.3. Dosis en mamografía

Durante el examen mamográfico, la cantidad de radiación absorbida por el tejido mamario depende de diversos factores, como la calibración del equipo, la edad, la densidad mamaria y el tamaño de la mama. La densidad mamaria se refiere a la proporción de tejido glandular y tejido conectivo en relación con la cantidad de grasa presente en las mamas. En este sentido, cuanto mayor sea la densidad

mamaria, es decir, cuanto menos grasa y más tejido glandular contenga el seno, mayor será la cantidad de radiación absorbida durante una mamografía [27].

Para medir la cantidad de radiación absorbida por el tejido glandular durante una mamografía, se utiliza la dosis glandular media (MGD), que es una métrica de referencia. La MGD proporciona una estimación de la energía depositada por unidad de masa de tejido glandular en toda la mama [27]. Además, la compresión mamaria durante el examen también influye directamente en la MGD y está relacionada con el tamaño de la mama. Una mayor compresión conlleva a una menor MGD [28], ya que reduce la cantidad de tejido mamario superpuesto y lo expande, permitiendo una mejor penetración de la radiación y, por ende, disminuyendo la cantidad de radiación necesaria para obtener una imagen donde se identifican las diferentes estructuras presentes en el seno.

Es esencial resaltar que, aunque la dosis de radiación ionizante utilizada en una mamografía es relativamente baja en comparación con otros procedimientos de diagnóstico por rayos X [29], la exposición acumulativa, es decir, la repetición periódica de estos exámenes a lo largo de muchos años puede acumular una cantidad significativa de radiación absorbida por los tejidos mamarios, aumentando el riesgo de desarrollar cáncer en el futuro [30].

1.4. Tratamiento de cáncer

La extirpación quirúrgica de masas, la quimioterapia y la radioterapia son opciones de tratamiento altamente recomendadas para reducir y erradicar los tumores cancerosos invasivos, ya sea de forma individual o en combinación. Si bien la cirugía para extirpación de tumores en etapas tempranas ha sido el tratamiento primario, se ha observado que se encuentran pacientes que no son candidatos debido a diferentes condiciones médicas. Sin embargo, diversos informes indican que, dependiendo del cáncer y el estadio, el uso de terapias locales como la radioterapia focalizada en el volumen de tejido a tratar, en combinación con tratamientos sistémicos, ha demostrado obtener mejores resultados en el control y erradicación de los tumores, mejorando así la tasa de supervivencia de los pacientes [31–33].

Una de las ventajas de la radioterapia como tratamiento contra el cáncer es el desarrollo que se ha llevado a cabo de diversas técnicas que permiten una administración de dosis más precisa al tumor, reduciendo así la exposición de los órganos circundantes [34,35]. Además, la radioterapia puede ser utilizada en cualquier etapa del cáncer, lo que la convierte en una opción versátil para los pacientes.

1.4.1. Radioterapia guiada por imágenes.

Hasta hace algunos años, los tratamientos de radioterapia con haces de rayos X externos al paciente se basaban en estimaciones simples para determinar la ubicación del volumen a tratar. Sin embargo, en la actualidad, es fundamental que este tipo de tratamiento para masas tumorales dependa en gran medida de su seguimiento constante a través de imágenes médicas. Esto garantiza la congruencia entre la prescripción clínica y la administración de dosis adecuada en el volumen a tratar, al tiempo que se reduce la exposición del tejido sano a la radiación, tomando en consideración el tipo y la localización del tumor [36].

La radioterapia estereotáctica es una técnica de tratamiento del cáncer que tiene como objetivo administrar altas dosis de radiación al tejido tumoral en pocas fracciones o en una sola fracción, aumentando la probabilidad de controlar el crecimiento y la proliferación de las células cancerosas [37,38]. Para lograr esto, se utilizan haces de radiación colimados que inciden en el volumen del tumor desde múltiples ángulos, permitiendo concentrar la radiación de manera eficiente y precisa. Además, el tratamiento con radioterapia estereotáctica permite el monitoreo del tumor mediante imágenes adquiridas a través de un haz de diagnóstico de rayos X que atraviesa al paciente. Esta técnica se emplea principalmente para tratar tumores en áreas del cuerpo cercanas a órganos o tejidos críticos y propensos al movimiento, como los pulmones (afectados por la respiración), el hígado y la próstata.

1.4.2. Cyberknife

El CyberKnife es un sistema de radioterapia de vanguardia utilizado en el tratamiento de diversos tipos de cáncer. Este sistema cuenta con un brazo robótico

que sostiene un acelerador lineal (LINAC) capaz de emitir haces de rayos X altamente precisos con energías de 6 MeV. Estos haces son colimados en campos circulares con diámetros que van desde 5 mm hasta 60 mm, y se pueden administrar desde diferentes ángulos y posiciones dentro del tejido tumoral. Además, el sistema de imágenes del CyberKnife utiliza dos fuentes de radiación diagnóstica para obtener imágenes en tiempo real del tumor y los órganos circundantes. Estas imágenes se obtienen a través de dos paneles de detección que están fijos en el suelo del cuarto de tratamiento [39]. En la figura 1.2 se muestra el equipo CyberKnife en detalle.

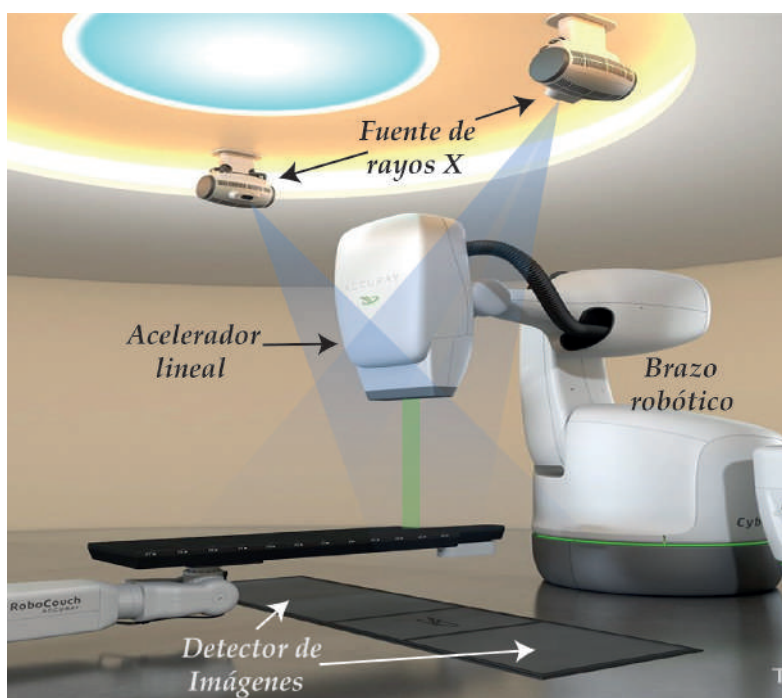


Figura 1.2: Componentes del sistema CyberKnife. El sistema consta de un brazo robótico móvil que sostiene un acelerador lineal (LINAC) y se utiliza en combinación con dos fuentes de rayos X de kilovoltaje y dos paneles de detección para obtener imágenes en tiempo real.

Durante el procedimiento, el paciente se coloca en una mesa de tratamiento y el brazo robótico del CyberKnife se ajusta para apuntar directamente al tumor con el haz de rayos X, mientras que el sistema de imágenes monitorea constantemente el tumor y los órganos circundantes. Esto permite tratar tumores en áreas del cuerpo que presentan movimiento constante, como los pulmones o el hígado.

El CyberKnife ha demostrado ser altamente efectivo en el tratamiento de diversos tipos de cáncer, como los tumores cerebrales, de pulmón y de próstata, entre otros. Sin embargo, a pesar de sus numerosas ventajas, el equipo puede no ser adecuado para tratar ciertos tipos de tumores o áreas del cuerpo debido a su tamaño o ubicación, lo que puede requerir múltiples sesiones de tratamiento [40].

1.4.3. Radioterapia Mediada por agentes de Contraste.

La radioterapia mediada por agentes de contraste (RMAC) es una técnica de radioterapia guiada por imágenes en fase de investigación y desarrollo [41]. Esta técnica utiliza haces de radiación de ortovoltaje de alta precisión junto con un agente de contraste que se administra antes del tratamiento para mejorar la eficacia de la absorción de rayos X y aumentar la dosis en el área irradiada. El agente de contraste se acumula en el tejido tumoral gracias al efecto de permeabilidad y retención mejorada [42]. En este proceso, las partículas no dirigidas de alto peso molecular tienen la capacidad de atravesar las paredes vasculares del tejido canceroso a través de la vasculatura permeable. Estas partículas, aunque no están diseñadas específicamente para interactuar con las células tumorales, aprovechan esta permeabilidad para acceder al tejido tumoral y acumularse en él.

La combinación de la técnica RMAC junto con técnicas de irradiación rotacional, una cuidadosa optimización de la energía del haz de rayos X y los ángulos de incidencia de los haces sobre el paciente, permite irradiar tumores con distribuciones de dosis similares a los que se obtienen en un equipo de radioterapia con energías de MeV [43,44], mediante el uso de un agente de contraste basado en nanopartículas de oro. La tecnología para administrar una dosis terapéutica a tumores localizados en profundidad mediante RMAC utiliza una fuente de radiación con energías de keV y una apertura variable que permite enfocar con gran precisión el haz de rayos X, reduciendo así la irradiación de estructuras sanas alrededor del área de tratamiento. Un brazo robótico posiciona el tubo de rayos X en función de las imágenes obtenidas por el sistema guiado por imágenes. El equipo de imagen utilizado es un tomógrafo axial computarizado (TAC), que proporciona información

detallada sobre la posición espacial del tumor y permite cuantificar la concentración y distribución del agente de contraste mediante una curva de calibración entre concentración y número de Hounsfield.

La RMAC representa una alternativa a las técnicas de radioterapia guiadas por imágenes realizadas por radiación de megavoltaje, como el equipo Cyberknife. Cabe destacar que los haces de rayos X de kilovoltaje utilizados en la RMAC pueden producirse a una fracción del costo de los haces de rayos X de megavoltaje, y las instalaciones necesarias para acomodarlos requieren mucho menos blindaje, lo que las hace más accesibles.

1.5. Radiación Dispersa

Las imágenes de rayos X son una modalidad ampliamente utilizada en el diagnóstico clínico para obtener información detallada sobre las estructuras internas del cuerpo. La adquisición de imágenes se logra obteniendo los fotones de rayos X que atraviesan al paciente u objeto sin interactuar en el panel de detección, donde se procesa la señal adquirida. Sin embargo, también ocurre que los rayos X interactúen dispersándose en diferentes direcciones de su trayectoria inicial. La radiación dispersada que se dirige hacia al frente es captada por el sistema de detección, aportando información que proviene de un objeto dispersor ubicado en otro lugar, lo que resulta en una disminución de la nitidez de los detalles y del contraste entre las estructuras impidiendo detectar características sutiles o anormales [45].

1.5.1. Rejillas antidispersión

Con el propósito de reducir la radiación dispersa en el sistema de detección, se utilizan en los equipos radiológicos modernos rejillas de antidispersión. Estas rejillas están compuestas de una serie de láminas de un material de alta absorción de rayos X, como tungsteno o plomo, separadas por tiras de material espaciador de alta transmisión de rayos X, como aire, papel, fibra de carbono o aluminio. Estas son colocadas entre el objeto a analizar y el detector, con las láminas atenuadoras orientadas principalmente hacia el haz de radiación proveniente de la fuente de

rayos X. Su principal objetivo es absorber los rayos X dispersos, permitiendo que la radiación primaria pase a través del detector, tal como se muestra en la Figura 1.3. Sin embargo, también atenúan parte de la radiación primaria [46,47], lo que implica que se requiere una mayor exposición a la radiación para compensar esta atenuación no intencional de la radiación primaria.

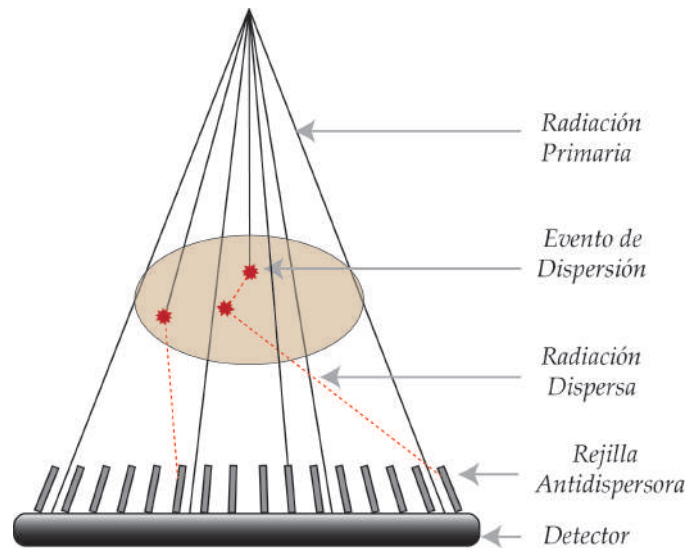


Figura 1.3: Rejilla antidispersora enfocada, que permite un mayor paso de la radiación primaria hacia el detector y atenúa gran parte de la radiación dispersa.

1.5.2. Imágenes por radiación dispersa

Se han investigado diversas modalidades para obtener información sobre cantidades físicas de objetos irradiados utilizando la señal proporcionada por la radiación dispersa. Estas investigaciones han conducido al desarrollo de técnicas avanzadas de reconstrucción de imágenes, como la tomografía por dispersión Compton COMSCAN (Compton scatter scanner), propuesta por Harding y Tischler [48]. Esta técnica permite adquirir imágenes de órganos superficiales y medir la densidad ósea con una baja dosis de radiación. El equipo consiste en una fuente de rayos X que emite un haz de keV y detectores dispuestos en ocho arreglos, posicionados para recibir la radiación dispersa en 360 grados, lo que permite obtener imágenes bidimensionales o tridimensionales de alta resolución. Un problema importante que se aborda en esta técnica es la atenuación y los efectos de la dispersión Compton múltiple,

que se produce cuando un fotón interactúa con varios electrones de los átomos de un material a lo largo de su trayectoria. Esto dificultó la inferencia directa de la densidad electrónica de los materiales presentes en un cubo de agua con un hueso inmerso a partir de la señal de dispersión. Para abordar este problema, se aplica la técnica de doble energía, variando el potencial del tubo de rayos X para obtener espectros de Bremsstrahlung con diferentes energías. Esto permite corregir las imágenes obtenidas dispersión Compton y adquirir información adicional sobre el coeficiente de atenuación por el efecto fotoeléctrico, brindando así una caracterización más detallada de materiales, como estructuras óseas y de la piel. En otro trabajo posterior, Van Uytven et al. proponen un algoritmo iterativo para realizar mamografía en tres dimensiones [49], usando fotones dispersados para obtener información sobre la ubicación y densidad electrónica de materiales en un fantoma simulado, representando tejidos similares a los del seno, incluyendo estructuras que simulan calcificaciones. El algoritmo emplea un haz de radiación con una sección transversal de 1 mm^2 y un espectro de 70 keV. El detector capta la energía de los fotones dispersados, considerando el punto de dispersión, la distancia hacia el detector y el área del píxel del sistema de detección. Los resultados mostraron la capacidad de detectar y distinguir las inhomogeneidades en el tejido mamario, aprovechando las variaciones de densidad electrónica entre estos tejidos en un fantoma de mama de 8 cm de espesor. No obstante, se observó un aumento en el error en la cuantificación de la densidad electrónica de las calcificaciones y el tejido mamario cuando se redujo la cantidad de fotones a dosis equivalentes a un examen mamográfico.

1.5.3. Imágenes de dispersión Compton mediante colimación.

Hao Yan et al. [50,51] proponen un método para obtener imágenes en tiempo real de la anatomía de un paciente en un plano 2D mediante la medición de fotones de rayos X dispersados. Este método se basa en la dispersión de Compton de los fotones de rayos X, que, al tener energías de keV en lugar de MeV, se dispersan de

manera más homogénea en todas las direcciones (siguiendo la fórmula de Klein-Nishina para la distribución del ángulo de dispersión). Para implementar este enfoque, se empleó una colimación física comparando dos tipos de colimadores como se ilustra en la figura 1.4: un colimador estenopeico (A) y un colimador de láminas paralelas (B). Esto permite una correspondencia uno a uno entre cada píxel del generador de imágenes y un vóxel en el plano de rayos X dispersado, transportando información detallada de la anatomía en el mismo plano. Se llevaron

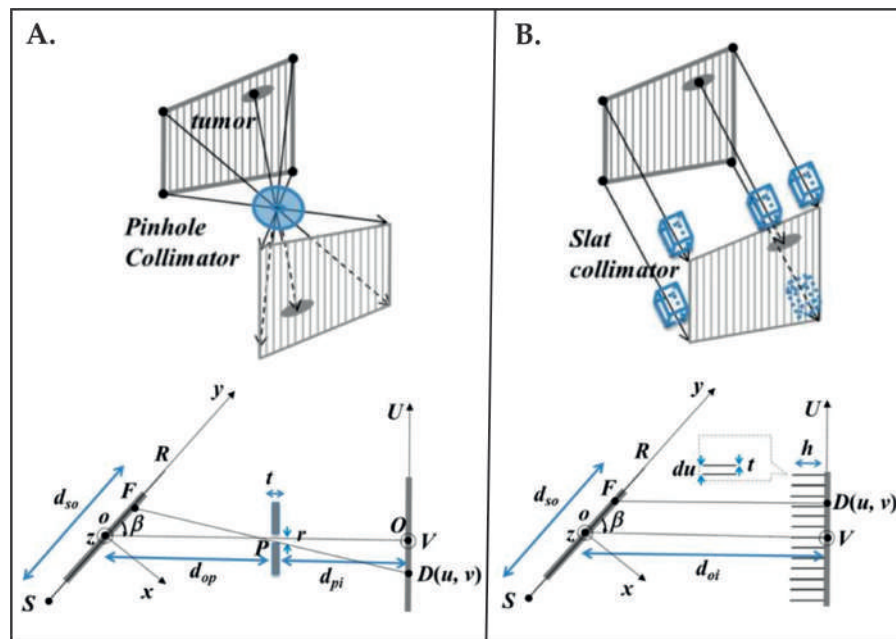


Figura 1.4: A. Colimador estenopeico, con radio r , la imagen obtenida por la radiación dispersa es invertida con respecto al objeto. B. Colimador de láminas paralelas, con un grosor h y una abertura de las láminas de t . En la parte inferior la fuente de rayos X, incide sobre un cuerpo sobre el eje y a una distancia d_{so} (modificado de [50]).

a cabo simulaciones por monte Carlo para la interacción de una fuente de rayos X colimado por una rendija obteniendo un haz en forma de abanico con energías de 60-80 keV hacia un cilindro con densidad similar al tejido pulmonar y tres esferas embebidas que representan masas tumorales (con densidad correspondiente a 50 unidades Hounsfield), como se muestra en la figura 1.5

Las imágenes obtenidas con el colimador estenopeico (parte superior de la figura xc) revelaron que un diámetro grande ($r = 1.5$ cm) generó una baja resolución espacial, lo que dificultó la distinción clara de los tumores. En cambio, un diámetro



Figura 1.5: A la izquierda, se muestra un cilindro 3D digital que representa un material similar al tejido pulmonar, junto con esferas que simulan el tejido tumoral. A la derecha, se presenta una sección transversal del cilindro.

menor ofreció una resolución espacial suficiente para delinear con precisión los tumores. En el caso del colimador de láminas paralelas, se varió el grosor (h) de las láminas a 2, 4 y 10 cm (parte inferior de la figura 1.6), obteniendo resultados similares, donde un grosor de 10 cm permitió una buena delimitación de los tumores, mientras que, con un grosor menor de 5 cm, los tumores parecían difuminados. Además, se observó una mayor cantidad de fotones en el sistema de detección con el colimador de láminas paralelas en comparación con el colimador estenopeco, lo que se tradujo en una intensidad ligeramente mayor en la imagen.

Este método propuesto presenta un potencial interesante y podría implementarse en un equipo de radioterapia guiada por imágenes, lo que permitiría el escaneo en tiempo real del paciente mediante un haz cónico y un segundo detector. Esta nueva modalidad de imagen podría ofrecer un seguimiento más preciso y en tiempo real de tumores, eliminando la necesidad de marcadores fiduciales.

Por otro lado, Garnica Garza [52] demostró a través de simulaciones de Monte Carlo, la viabilidad de obtener múltiples imágenes bidimensionales utilizando la señal de fotones dispersos en una dirección específica. En un modelo de fantoma Zupal en el área de la pelvis, se insertaron pequeños marcadores cilíndricos de oro cerca de un tumor en la próstata. Estos marcadores de oro se utilizan clínicamente

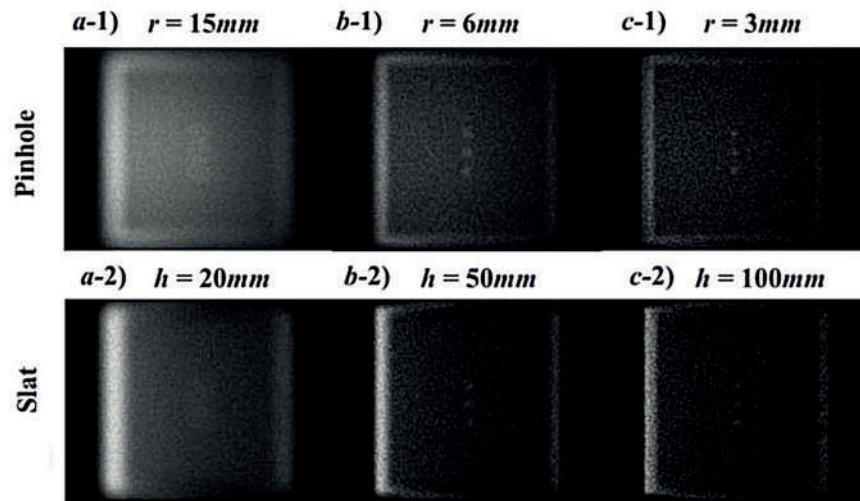


Figura 1.6: En la parte superior, se muestran imágenes obtenidas mediante el colimador estenopeico con diferentes diámetros de 15 mm (a-1), 6 mm (b-1) y 3 mm (c-1). En la parte inferior, se presentan imágenes del colimador de láminas paralelas con diferentes grosores de 20 mm (a-2), 50 mm (b-2) y 100 mm.

en radioterapia guiada por imágenes para localizar y rastrear con mayor precisión la posición del tumor durante el tratamiento. Con el fin de obtener imágenes adicionales a las captadas por el detector de radiación primaria, se propone modificar un sistema de radioterapia guiada por imágenes para detectar la señal de radiación dispersa direccional Compton (DDC). Para lograr esto, se ha incorporado un detector y una rejilla antidispersora posicionados de manera ortogonal al haz incidente del tubo de diagnóstico, como se muestra en la figura 1.7. La función de la rejilla es actuar como un filtro que permite el paso exclusivo de la radiación dispersa perpendicular al detector, disminuyendo así la radiación dispersa procedente de múltiples direcciones.

En el sistema, un haz de rayos X colimado en haces circulares de 3 cm de radio y con una energía de 110 keV incide en el área de la pelvis. Esto permite obtener información detallada de los marcadores fiduciales y las estructuras internas del objeto a partir de la señal primaria y la señal DDC, como se ilustra en la figura 1.8. En la imagen de la izquierda se muestra claramente los tres cilindros ubicados en la próstata y el tejido circundante, mientras que en la imagen de la derecha se observa una perspectiva diferente de los marcadores. Esto permite determinar la posición tridimensional de los marcadores de oro utilizando las dos imágenes

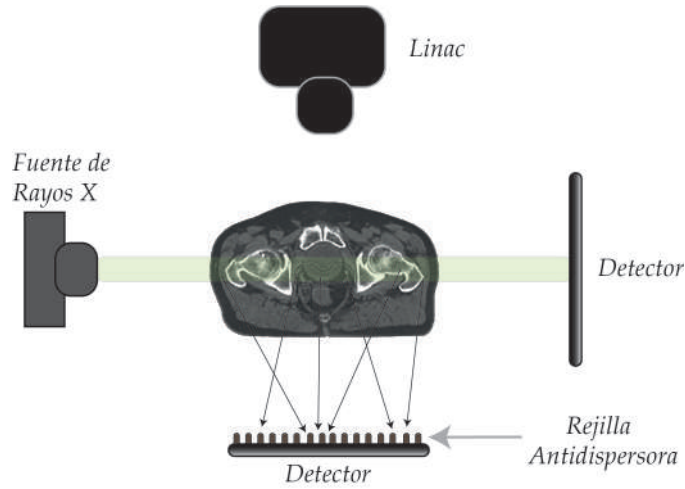


Figura 1.7: Sistema de radioterapia guiada por imágenes con un detector de radiación primaria de kV y un detector de radiación DDC (Modificado de [52])

obtenidas a partir de un solo disparo del tubo de rayos X, evitando la necesidad de múltiples exposiciones de radiación dirigidas hacia el paciente.

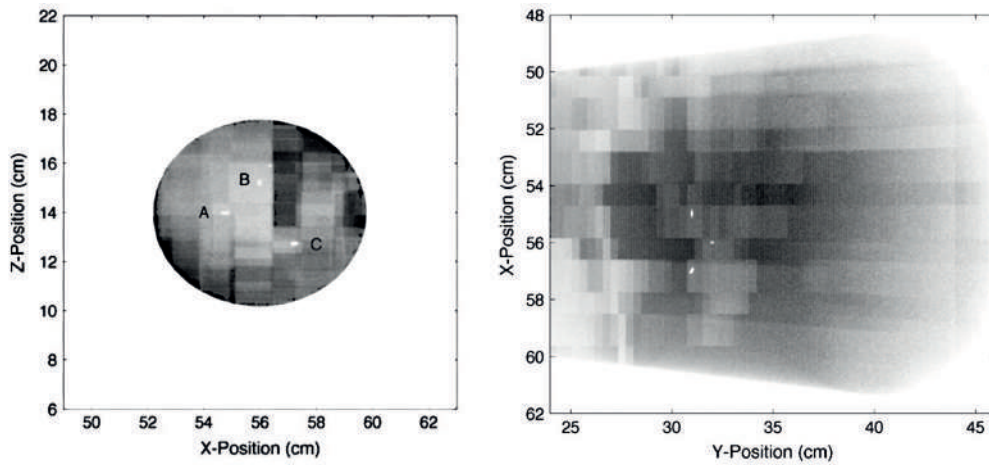


Figura 1.8: Izquierda la imagen de radiación dispersa direccional y a la derecha la imagen primaria obtenida del paciente.

1.6. Planteamiento del problema

Previamente se mencionaron dos técnicas ampliamente utilizadas en el ámbito clínico para el diagnóstico y tratamiento del cáncer: la mamografía y la radioterapia. A pesar de sus grandes ventajas en su campo, estas técnicas presentan limitaciones donde abordaremos algunas de ellas. En el caso de la mamografía, la dosis glandular

media por examen puede ser relativamente alta, generalmente oscilando entre 1.8 y 9.4 mGy, dependiendo del equipo y las técnicas utilizadas. Actualmente, los métodos empleados en los equipos mamográficos para reducir la dosis de radiación son limitados. Algunas de las técnicas utilizadas incluyen la modulación de corriente y voltaje en función del grosor de la compresión mamaria, la implementación de sistemas de detección de alta resolución y el uso de rejillas atenuadoras de la radiación dispersa. Por otro lado, en la radioterapia guiada por imágenes, los movimientos involuntarios del paciente durante el tratamiento pueden causar una posición incorrecta del haz de radiación en el tejido tumoral, lo que resulta en altas dosis en los tejidos circundantes y una radiación inadecuada del tumor.

Para abordar estas limitaciones, proponemos el uso de la técnica de radiación DDC, la cual ha demostrado ser efectiva para obtener múltiples imágenes de estructuras de baja densidad y tamaños reducidos a partir de una sola exposición de radiación. Con este enfoque en mente, planteamos las siguientes preguntas de investigación:

- ¿Es posible obtener imágenes de masas tumorales y calcificaciones, e identificarlas en el tejido mamario, mediante el uso de radiación dispersa direccional con una sola exposición al seno, con el propósito de reducir la dosis en el examen de mamografía?
- ¿Es factible monitorear el paso del haz de radioterapia en el paciente mediante imágenes tomográficas y calcular la dosis impartida en el volumen irradiado utilizando la radiación dispersa direccional Compton para mejorar la eficacia del tratamiento de radioterapia guiada por imágenes?

Con el fin de abordar estos problemas, proponemos los siguientes objetivos:

1.7. Objetivos

Determinar protocolos de aplicación que permitan emplear la dispersión direccional Compton en dos áreas de interés radiológico y terapéutico: mastografía digital

y radioterapia mediada por agentes de contraste. Por protocolo de aplicación se entiende la determinación de los siguientes parámetros:

- Energía adecuada del haz de rayos X como función de la tarea a efectuar (Mastografía digital o Radioterapia Mediada por Agentes de Contraste).
- • Energía adecuada como función de la composición y geometría de medio irradiado: pulmón, pelvis, tejido mamario, etc.
- Características de los detectores a emplear: resolución espacial y geometría de las rejillas antidispersa.

1.8. Específicos

En el caso de aplicaciones en mastografía digital:

- Determinar si las imágenes radiológicas obtenidas a partir de la radiación dispersada por un fantoma mamográfico, son capaces de suministrar información acerca de las calcificaciones y masas tumorales presentes, caracterizando el espectro de rayos X óptimo para visualizar tales calcificaciones y masas como función del volumen del objeto irradiado.
- Determinar por medio de simulación Monte Carlo, las características de los detectores de radiación, como el material y dimensiones de la rejilla DDC, para implementar técnicas de imagen por dispersión Compton.

Para el caso de aplicaciones en RMAC:

- Generar, por medio de simulaciones Monte Carlo, imágenes de dispersión Compton provenientes de la irradiación del haz de terapia de kV del prototipo de aparato para RMAC de nuestro laboratorio.
- Determinar mediante simulación Monte Carlo el tipo de sitios en los cuales es posible el monitoreo del haz de rayos X terapéutico, i.e., pulmón, próstata, cabeza y cuello, etc.

- Implementar un algoritmo que permita determinar, a partir de las mediciones de la radiación DDC, y empleando imágenes TAC de un paciente, la dosis absorbida impartida por el haz de rayos X que está siendo monitoreado.

2

MARCO TEÓRICO

Los rayos X son una forma de radiación electromagnética de alta energía que tiene la capacidad de atravesar la mayoría de los objetos, incluyendo el tejido humano. Al interactuar con los átomos de un objeto, los rayos X pueden producir ionización en el material. Esto significa que pueden arrancar electrones de los átomos, transfiriéndoles parte de su energía y generando a su vez la ionización de átomos cercanos. Existen dos formas principales de ionización por radiación: la ionización directa, donde las partículas cargadas transfieren energía directamente a la materia a lo largo de su trayectoria, y la ionización indirecta, en la cual las partículas cargadas primero reciben energía y luego la depositan en la materia.

2.1. Producción de rayos X

Los rayos X se generan en un tubo de rayos X que se encuentra al vacío y que contiene un cátodo y un ánodo, como se muestra al a izquierda de la Figura 2.1. El cátodo compuesto por una bobina de alambre metálico emite electrones a través del proceso de emisión termoiónica, el cual se produce al calentarlo. Por otro lado, el ánodo está compuesto de un material de alto número atómico, como el tungsteno (W), el molibdeno (Mo) o Rodio (Rh), y se encuentra acompañado de un bloque de cobre (Cu) que cumple la función de soporte y disipador de calor [53]. La

da lugar a la emisión de rayos X con una energía equivalente a la diferencia de energía de enlace de los orbitales involucrados en la transición [57]. Este tipo de radiación generada se conoce como radiación característica (figura 2.2).

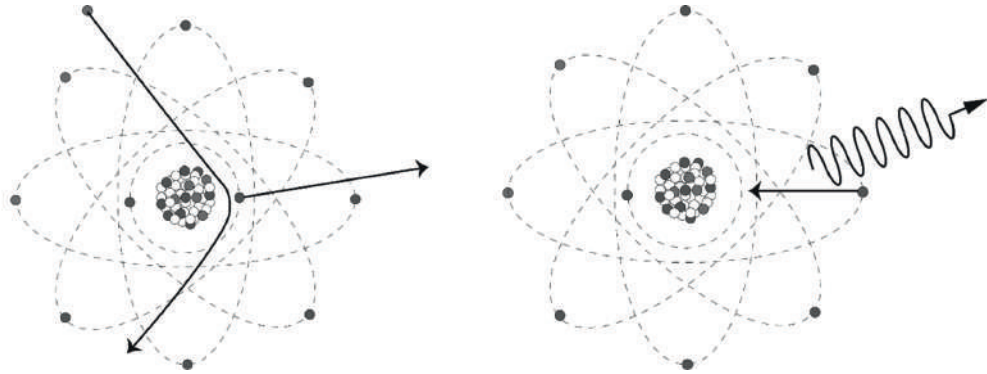


Figura 2.2: Emisión de fotones por radiación característica.

Otro tipo de interacción ocurre cuando los electrones se acercan al núcleo de los átomos del blanco, perdiendo energía cinética y dando lugar a la emisión de fotones de rayos X. Esto da como resultado un espectro de energía que abarca desde cero hasta la energía cinética inicial del electrón incidente [58]. Esta producción de rayos X se conoce como radiación de frenado o Bremsstrahlung, que se muestra en la figura 2.3.

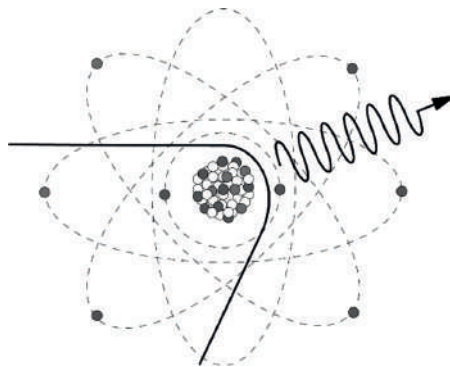


Figura 2.3: Radiación de Bremsstrahlung.

2.3. Interacción de los rayos X con el tejido

Los rayos X son una forma de radiación electromagnética que no posee carga ni masa en reposo, a diferencia de las partículas cargadas. Esta característica hace que los fotones de rayos X tengan menos interacciones al atravesar el tejido en

comparación con las partículas cargadas. Algunos rayos X pasan directamente a través del cuerpo sin interacciones, lo que se conoce como radiación primaria. Otros rayos X pueden experimentar cambios en su trayectoria debido a interacciones con el tejido, conocidos como radiación secundaria o dispersa, mientras que otros pueden ser completamente absorbidos por el tejido y no llegar al detector.

2.3.1. Atenuación de los rayos X con el tejido

La atenuación de los rayos X se refiere a la disminución en la cantidad total de fotones de rayos X presentes en el haz después de pasar a través de un tejido de grosor definido. La figura 2.4 ilustra un flujo de fotones que disminuye a medida que el haz atraviesa un cuerpo con diferentes tejidos presentes, donde una parte de la radiación es absorbida y otra dispersa. Esta atenuación se rige por la ley de

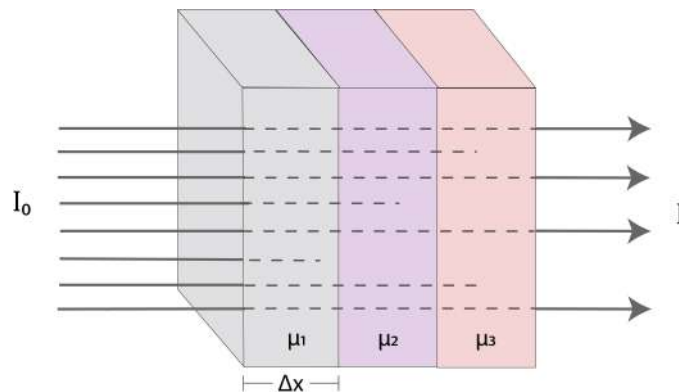


Figura 2.4: La intensidad de los rayos X antes de atravesar un objeto se representa como I_o , después de pasar a través de un material de espesor Δx con coeficiente de atenuación μ_n , se representa como I .

Beer-Lambert, que establece una relación entre la radiación y las propiedades del material a través del cual se propaga, expresada como:

$$I = I_o \cdot e^{-\mu_1 \cdot \Delta x} \cdot e^{-\mu_2 \cdot \Delta x} \dots e^{-(\mu_n \cdot \Delta x)} \quad (2.1)$$

$$I = I_o \cdot e^{-\sum \mu_n \cdot \Delta x} \quad (2.2)$$

La radiación que atraviesa el cuerpo y llega al detector se representa por I , mientras que I_o es la intensidad del haz de radiación emitida por la fuente. El coeficiente de atenuación lineal de cada tejido, $\mu(x)$, depende del material y grosor

Δx del tejido. Este coeficiente representa la probabilidad de interacción de un fotón con una energía y con un material en específico. Este parámetro ha sido medido y tabulado para una variedad de materiales, basándose en mediciones experimentales.

Cuando la radiación atraviesa un volumen corporal y llega al detector en un tiempo Δt , se obtiene información sobre las estructuras internas del cuerpo, que se traduce en una imagen radiográfica. Esta imagen está compuesta por una matriz bidimensional de píxeles, donde cada píxel tiene un valor numérico que determina su nivel de gris. La escala de grises representa la intensidad de la radiación transmitida a través de los distintos tejidos del cuerpo, siendo los píxeles más claros los que sufrieron una menor atenuación de la radiación en el tejido, mientras que los píxeles más oscuros indican una mayor atenuación [59]. De esta manera, la imagen radiográfica proporciona una representación visual de las estructuras anatómicas y posibles anomalías presentes en el área examinada.

En el caso de las imágenes radiológicas que se obtienen a energías menores de 200 keV, las interacciones predominantes de los rayos X son la dispersión Rayleigh, la absorción fotoeléctrica y la dispersión de Compton. Por otro lado, en radioterapia, donde se utilizan energías en el rango de MeV, también se observa la producción de pares, como se muestra en la figura 2.5. Es importante tener en cuenta que el efecto Rayleigh, aunque no contribuye a la dosis absorbida, puede estar presente en menor medida en la radiación dispersa que se obtiene en las imágenes.

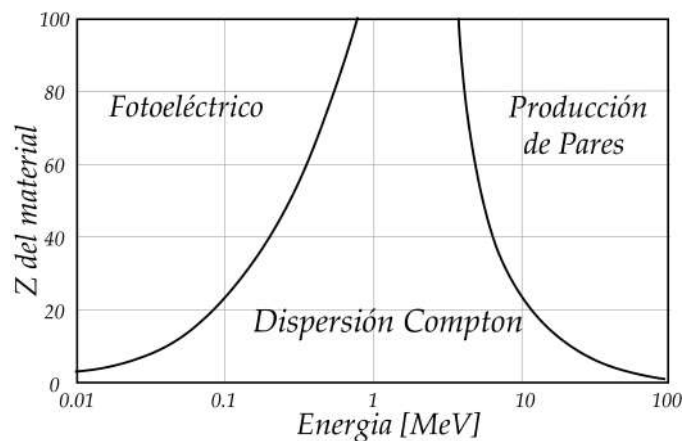


Figura 2.5: Probabilidad de interacción de los rayos X y la materia (Adaptado de [60]).

2.3.2. Dispersión Rayleigh

Esta interacción es elástica y ocurre cuando un fotón incidente es dispersado por un electrón, donde el fotón no pierde energía y su dirección prácticamente no cambia, por lo que solo existe una ligera excitación del átomo. En esta interacción no se produce ionización debido a que no se transfiere energía en la dispersión, por lo que no es de interés en radiología.

2.3.3. Efecto Fotoeléctrico

Cuando un fotón colisiona con un átomo del volumen de un cuerpo, transfiere toda su energía a un electrón de las capas internas, el cual es expulsado con una energía cinética igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente y la energía de enlace del electrón. En este proceso, el fotón es completamente absorbido, lo que se conoce como absorción total. Al ser expulsado el electrón de su capa, deja una vacante que es ocupada por otro electrón de un nivel de energía mayor, lo que resulta en la emisión de radiación característica con una dirección aleatoria y una energía diferente a la del fotón incidente [61]. Este fenómeno se denomina efecto fotoeléctrico y se ilustra en la imagen de la izquierda de la figura 2.6. La energía del electrón expulsado del átomo se puede expresar matemáticamente mediante la siguiente fórmula:

$$T + E_E = hv_0 \quad (2.3)$$

T representa la energía cinética del electrón, hv la energía del fotón incidente y E_E la energía de enlace del electrón al átomo.

2.3.3.1. Efecto Compton

El efecto Compton, también conocido como dispersión inelástica, ocurre cuando un fotón con energía hv_0 interactúa con un electrón en un átomo del cuerpo y cede parte de su energía al electrón, lo que resulta en la dispersión del fotón en un ángulo θ diferente al incidente y con una energía menor hv_2 (derecha de la figura 2.6). La energía de enlace del electrón es menor que la energía del fotón incidente,

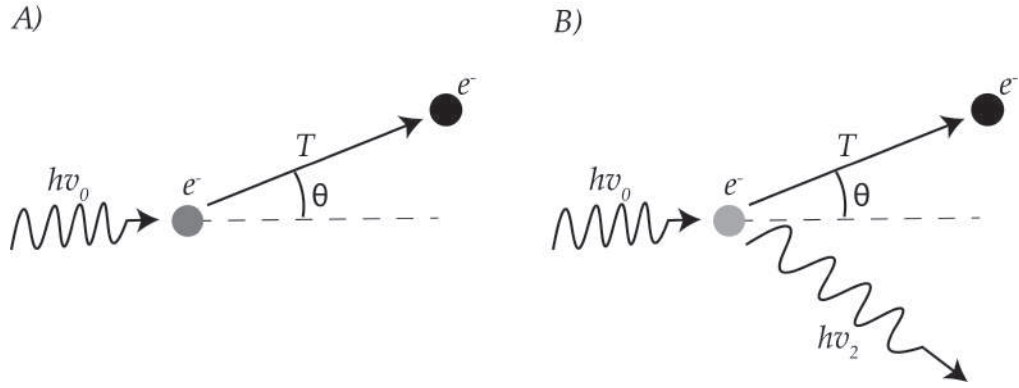


Figura 2.6: A) Efecto fotoeléctrico y B) efecto Compton (Adaptado de [62]).

lo que permite que este proceso ocurra. La energía del fotón al ser dispersado está determinada por la constante de Planck y la frecuencia electromagnética, dependiente de la energía inicial que lleva el fotón incidente [63].

La energía del fotón dispersado dado por la interacción con el electrón en reposo viene dada como:

$$T = h\nu_0 - h\nu_2 \quad (2.4)$$

Siendo T la energía que toma el electrón. La energía del fotón disperso $h\nu_2$ puede ser expresada en términos de la energía en reposo del electrón ($m_e c^2$), de la energía del fotón incidente $h\nu_0$ y del ángulo del fotón disperso θ . La expresión matemática es

$$h\nu_2 = \frac{h\nu_0}{1 + \left(\frac{h\nu_0}{m_e c^2}\right)(1 - \cos\theta)} \quad (2.5)$$

esta ecuación indica la energía de dispersión de los fotones por efecto Compton a un ángulo θ , como se muestra en la figura 2.7 para ángulos de dispersión de 45° , 90° y 180° .

Los fotones que interactúan con los electrones de un material generan una serie de posibilidades de que ocurra una interacción en función de la energía del fotón. La fórmula de Klein-Nishina calcula la nueva dirección del fotón, dada por el diferencial de la sección eficaz del efecto Compton, que es independiente del número atómico Z , definiendo la distribución angular de los fotones dispersados por un electrón libre [64]. Entiéndase la sección eficaz como la probabilidad de

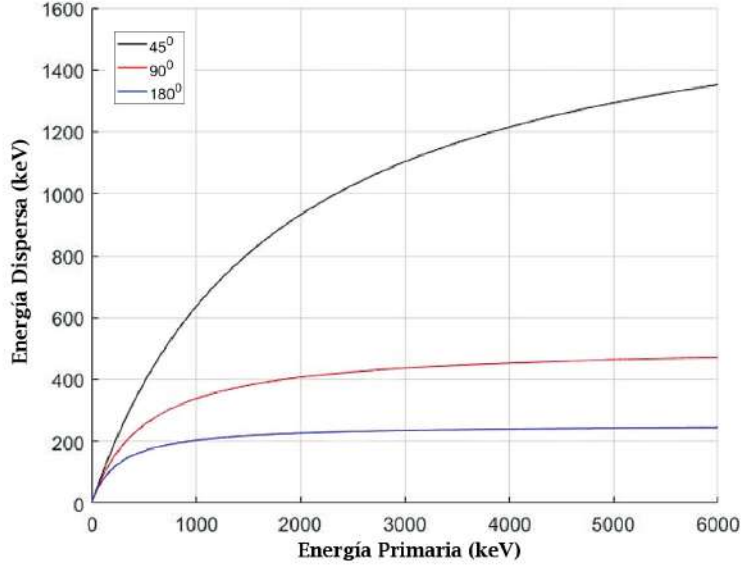


Figura 2.7: Energía dispersada Compton y energía de fotones incidentes. En negro a 45° , en rojo a 90° y en azul a 180° .

interacción de las partículas con el medio, la energía absorbida en cada uno de los procesos ocurridos y la energía trasferida en cada una de las interacciones con los átomos de la materia. Es decir, la sección eficaz proporcionara la información probabilística de la energía, ángulo y trayectoria entre cada interacción del fotón dispersado. La expresión matemática de Klein-Nishina viene dada por

$$\frac{d\sigma_c}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} \left(1 + \cos^2 \theta + \frac{\alpha^2(1 - \cos \theta)^2}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \right) \left(\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \right)^2 \quad (2.6)$$

Donde $d\sigma_c$ es el diferencial de la sección eficaz del efecto Compton, $d\Omega$ es el diferencial del ángulo sólido [65] y r_e es el radio del electrón. La cantidad adimensional α depende de la energía del fotón incidente en función de la masa en reposo del electrón, como

$$\alpha = \frac{h \cdot \nu_0}{m_e c^2} \quad (2.7)$$

La figura 2.8 muestra la sección eficaz diferencial para diferentes energías de los fotones. En el caso de altas energías, la dispersión de fotones tiende a ser más probable en la dirección del haz incidente (0°). Por otro lado, a bajas energías, la dispersión ocurre en diferentes ángulos. Un ejemplo de esto se observa a una energía

de 30 keV, similar a la utilizada en la mamografía, donde se puede observar una retrodispersión significativa de un porcentaje considerable de fotones.

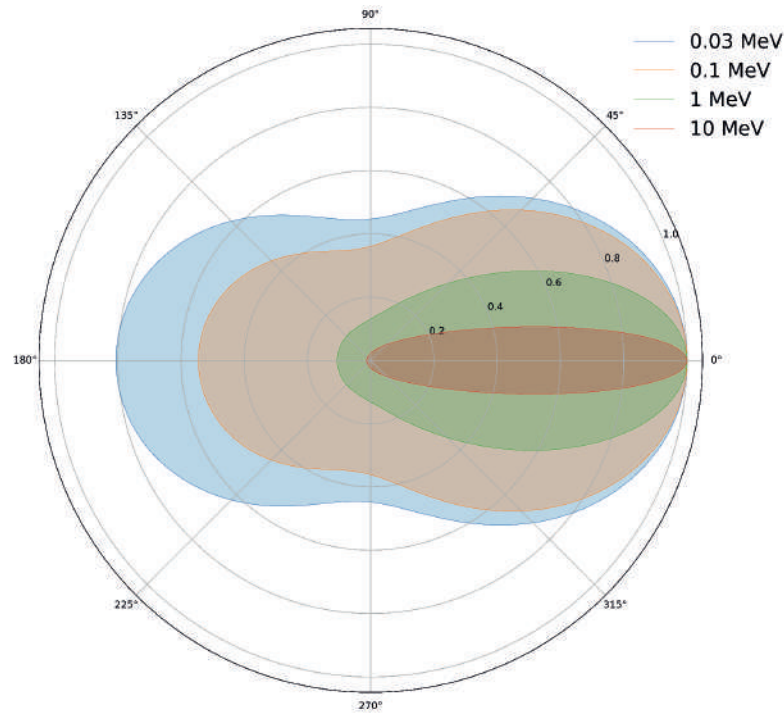


Figura 2.8: Dependencia de la sección transversal de Klein-Nishina en función del ángulo de dispersión para la radiación primaria.

2.4. Calidad de imágenes radiológicas

La importancia de la calidad de la imagen radiográfica se basa en el hecho de que el resultado final del examen depende de la precisión de la imagen física, así como de otros factores, incluido el desempeño del médico y las estructuras anatómicas circundantes. Los factores más significativos que surgen en la calidad de la imagen radiográfica son la degradación del contraste, la nitidez y el ruido.

2.4.1. Contraste.

El contraste en una imagen se refiere a la diferencia de brillo o señal entre dos regiones distintas. Sin embargo, existen diversos factores que pueden contribuir a la degradación del contraste en una imagen médica. A continuación, se describen algunos de estos factores:

- La energía de los rayos X utilizados en la adquisición de la imagen puede variar según las características físicas individuales de cada paciente.
- La dosis de radiación administrada al paciente puede afectar la intensidad de los fotones que alcanzan el detector. Una exposición inadecuada puede resultar en una imagen con un contraste deficiente.
- Durante la interacción del haz de rayos X con el cuerpo del paciente, se puede producir radiación dispersa. Esta radiación secundaria puede disminuir el contraste al superponerse con la señal proveniente de la región de interés. Para reducir la radiación dispersa, se utiliza un método clínico que consiste en emplear una rejilla antidispersa entre el objeto irradiado y el detector.

2.4.2. Nitidez

La nitidez en las imágenes médicas está directamente vinculada a la resolución espacial, que se refiere a la habilidad de distinguir detalles anatómicos entre estructuras adyacentes, como su forma y tamaño. Los principales factores que contribuyen a la borrosidad de la imagen son:

- El punto focal del haz de rayos X, si no está correctamente ajustado, puede proyectar sombras de las estructuras internas del paciente en la imagen.
- Una distancia adecuada entre el objeto y el detector en una imagen de rayos X permite que los rayos X se focalicen mejor en el detector, lo que resulta en una menor captación de radiación dispersa de los fotones de rayos X que atraviesan el objeto.
- El tamaño de píxel del detector desempeña un papel importante, ya que afecta la representación precisa de los bordes y los detalles finos, mejorando la capacidad de distinguir entre diferentes estructuras.

2.4.3. Ruido

En las imágenes radiológicas aparecen dos fuentes principales de ruido: el ruido electrónico y el ruido cuántico.

El ruido electrónico es un fenómeno ocasionado por las fluctuaciones eléctricas que surgen en los circuitos electrónicos del sistema de adquisición de imágenes, incluyendo el detector y amplificador. Este tipo de ruido puede afectar adversamente la calidad de las imágenes obtenidas, ya que produce patrones aleatorios o granulados que dificultan la visualización de detalles sutiles. Sin embargo, gracias a los avances tecnológicos, como la implementación de detectores más sensibles y sistemas de adquisición optimizados, se ha logrado reducir significativamente el ruido electrónico, permitiendo obtener imágenes radiológicas más nítidas y de mayor calidad [66].

El ruido cuántico, también conocido como moteado, se origina debido a la cantidad de fotones que alcanzan el detector, lo que ocasiona una apariencia granulada en lugar de una escala de grises continua en la imagen. La llegada de fotones a cada píxel del detector sigue un proceso aleatorio descrito por una distribución de Poisson. Cuando se registra un bajo número de fotones en el detector, se obtiene poca información para formar una imagen precisa, lo que se traduce en una alta incertidumbre. En la práctica clínica, el ruido cuántico es más evidente en imágenes adquiridas con bajas dosis de radiación y en áreas de la imagen con baja intensidad de señal.

Con el fin de reducir el efecto del ruido cuántico, se suelen utilizar dosis más altas de radiación durante la adquisición de imágenes radiográficas. Sin embargo, en el caso de las imágenes digitales adquiridas con bajas dosis, se hace necesario aplicar métodos de filtrado que ayudan a reducir el granulado inherente en las imágenes y permiten una mejor visualización de las estructuras anatómicas [67].

2.5. Medida de la calidad de imagen

La función de transferencia de modulación y la relación contraste-ruido son los indicadores de calidad de imagen de rayos X seleccionadas debido a su relevancia para

evaluar las diferencias entre estructuras en las imágenes mamográficas, ya que nos permiten medir el contraste, la nitidez y el nivel de ruido presentes en cada imagen.

2.5.1. Función de transferencia de modulación

La función de transferencia de modulación (MTF) es una forma de evaluar el desempeño de los componentes de un sistema de imágenes en función de la resolución espacial. Para medir la resolución espacial de un sistema, se utiliza un patrón de barras con diferentes grosores y separaciones entre ellas, como se muestra en la figura 2.9. Esta figura representa una imagen radiográfica obtenida mediante un sistema de resolución que contiene líneas pares de tungsteno, con medidas que varían desde 6 lp/mm hasta 10 lp/mm. Es importante destacar que las líneas pares consisten en una línea clara seguida de una línea oscura, y el número que las acompaña representa la cantidad de estos pares de líneas que se encuentran en un milímetro. La medición de MTF se realiza seleccionando una región de interés

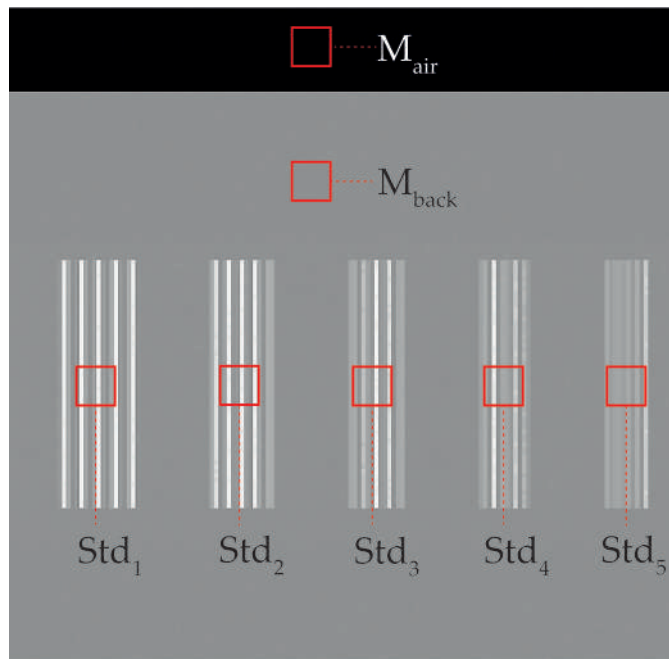


Figura 2.9: Sistema de resolución donde se selecciona una región específica de la imagen para calcular el valor estándar (*Std*) de cada grupo de líneas pares y la media del fondo (M_{back}), así como la media de un área sin ninguna estructura (M_{air}).

(ROI) dentro del patrón de barras, que tenga el mismo espesor en comparación con un área adyacente sin estructuras, es decir, solo aire. El cálculo del valor de MTF

se efectúa utilizando esta información para obtener una medida de la capacidad del sistema para transferir detalles de contraste en la imagen. La MTF varía en el rango de 0 a 1, donde 0 indica una incapacidad total para transmitir detalles, resultando en una alta pérdida de contraste, y 1 representa una reproducción perfecta de detalles, con un alto contraste [68]. Cuanto más cercano a 1 sea el valor de MTF, mayor será la capacidad del sistema para reproducir detalles finos con precisión y fidelidad. La expresión para encontrar la MTF es

$$MTF = \frac{\pi\sqrt{2}}{4} \cdot \frac{M}{M_0} \quad (2.8)$$

Donde M representa la desviación estándar en un ROI dentro del patrón de barras paralelas (Std_{ROI}) y del medio que lo rodea (Std_{back}). Matemáticamente se expresa como

$$M = \sqrt{|(Std_{ROI})^2 - (Std_{back})^2|} \quad (2.9)$$

Y M_0 representa la diferencia entre el promedio de la región del patrón de barras M_{back} y el promedio de un área que contiene solo aire M_{air} , expresado como

$$M_0 = \frac{|M_{back} - M_{air}|}{2} \quad (2.10)$$

2.5.2. Relación contraste-ruido

El análisis de la relación contraste-ruido (CNR) revela la diferencia entre el tejido y su entorno en una imagen radiográfica. Es importante tener en cuenta que los valores de CNR no tienen un máximo predefinido que indique qué tan bueno es el contraste de la imagen en relación con el ruido. Esta medida puede variar según el sistema de detección utilizado, ya que cada sistema tiene características únicas, como el tamaño de píxel y el material del detector de radiación, que influyen en el contraste y el ruido de la imagen. Además, el CNR puede variar en función de la energía y la corriente utilizada en el equipo de rayos X, así como de la región específica que se está estudiando en comparación con su entorno. Una práctica común es comparar el valor de CNR de una imagen con valores de referencia previamente establecidos para imágenes similares y condiciones de adquisición [69]. Un mayor valor de CNR

generalmente indica una mejor visualización de objetos más pequeños en la imagen, lo que resulta en una mayor capacidad para detectar detalles importantes.

El valor numérico de CNR se determina como el cociente entre el contraste y el ruido de una región de interés y la del fondo o área circundante, expresada matemáticamente como

$$CNR = \frac{|M_{ROI} - M_{back}|}{\frac{\sqrt{(Std_{ROI})^2 + (Std_{back})^2}}{2}} \quad (2.11)$$

Las variables M_{ROI} y M_{back} representan las medias de las regiones de interés y del fondo, respectivamente, mientras que Std se refiere al valor estándar de ambas regiones.

2.6. Tomografía axial computarizada

La tomografía axial computarizada (TAC) es una técnica de escaneo no invasivo, que permite escanear el cuerpo de manera detallada. A diferencia de las radiografías, que muestran las estructuras superpuestas y pueden dificultar la interpretación de la imagen, el TAC utiliza cortes transversales para reconstruir imágenes tridimensionales de alta resolución de la estructura interna del cuerpo.

El equipo consta de un tubo de rayos X junto con un filtro bow-tie que compensa la diferencia de radiación sobre la longitud de la trayectoria del haz desde la fuente hasta el objeto. De esta forma, se puede suministrar una fluencia más uniforme al detector, permitiendo un mejor contraste en la imagen [70]. Los detectores están ubicados en la parte inferior del equipo, junto con rejillas de radiación antidispersa. Los detectores que componen actualmente los equipos TAC son de estado sólido, donde un centellador absorbe gran parte de los fotones que llegan y los convierte en luz visible y fotodiodos dentro del detector transforman la luz visible en una señal eléctrica [71,72]. La adquisición de señal para reconstruir imágenes tomográficas se realiza cuando el tubo de rayos X y los detectores giran simultáneamente cubriendo al paciente con un haz de radiación en forma de abanico, como se muestra en la Figura 2.10.

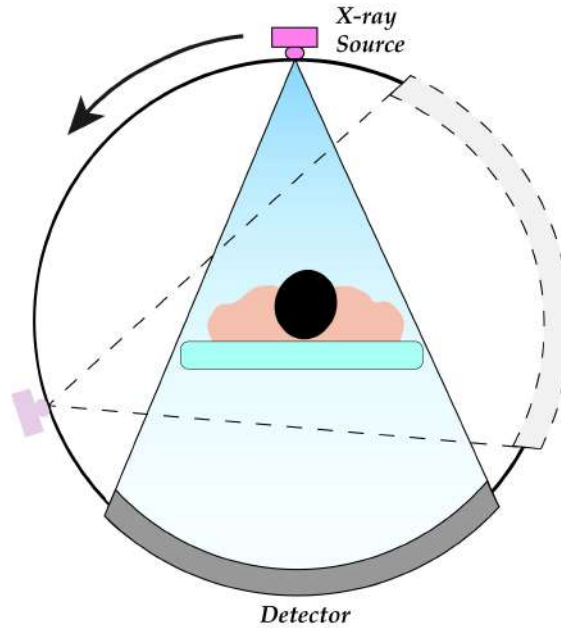


Figura 2.10: Esquema de Tomógrafo Computarizado Axial. Tubo de rayos X, conjunto de detectores que forman un arco móvil el cual recibe el haz de rayos X en forma de abanico y rotación completa del sistema tubo-detectores.

2.6.1. Reconstrucción de imágenes tomográficas

Supongamos un cuerpo con masa m y de densidad no homogénea en todo el volumen, dada por la función $f(x, y, z)$, donde incidirá un haz de rayos X en una trayectoria recta como en la figura 2.11a. La intensidad de entrada y de salida se debe tomar en cuenta porque la diferencia da información acerca de la absorción de radiación por el volumen del cuerpo. Al iniciar un examen, el tubo de rayos X gira de forma continua sin invertir su movimiento.

En todos los barridos del TAC, un conjunto de datos de proyección se recolectará continuamente en detector que se encuentra en el punto S durante un rango angular de 2π (una vuelta completa del conjunto fuente y detectores). La absorción de la intensidad de fotones está dada por la atenuación exponencial producida en el volumen. La radiación que no fue atenuada del haz en la posición S de una proyección en un ángulo θ está dada por

$$P(S, \theta) = \ln \left(\frac{I}{I_0} \right) = -\mu(x, y, z) ds \quad (2.12)$$

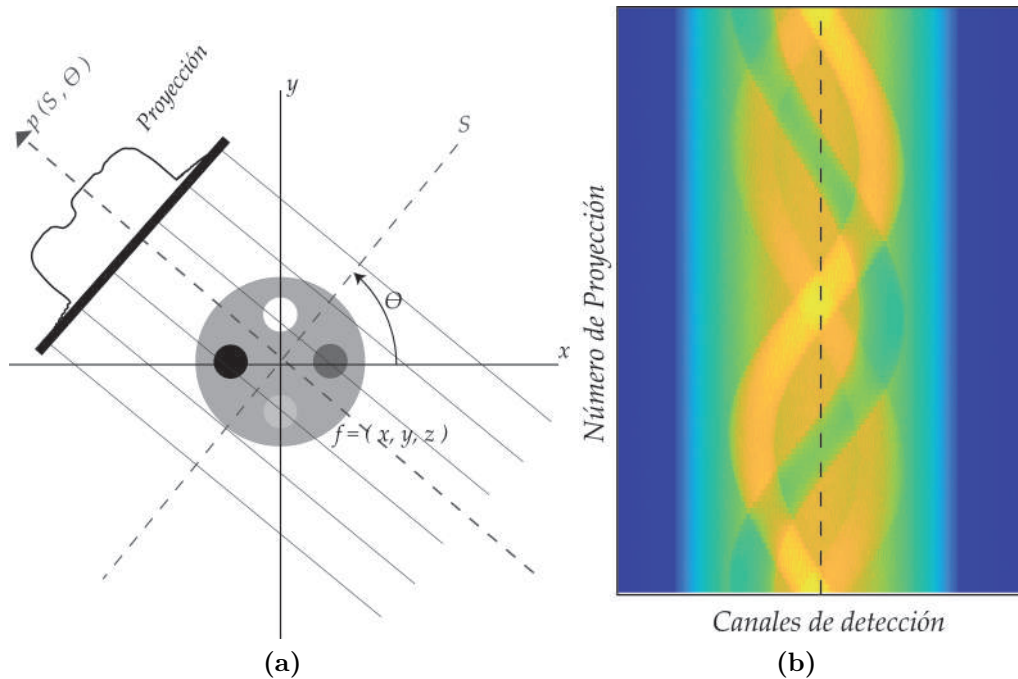


Figura 2.11: a) Radiación obtenida de una proyección en un ángulo θ . b) Sinograma, en el eje horizontal número de detectores y en el eje vertical proyecciones realizadas en una vuelta.

$P(S, \theta)$ se denomina la transformada de Radon, y representa la integral de $f(x, y)$, a lo largo de un rayo que atraviesa al objeto en la dirección θ , es decir la transformada de Radón se lleva a cabo físicamente por la atenuación de los rayos X a medida que pasan a través de los tejidos. La presentación de los datos de proyección tomados se puede representar por medio de un sinograma, que indica la relación entre los canales del detector y el ángulo de cada proyección como se puede apreciar en la figura 2.11b. Una sola proyección se representa en el sinograma como un conjunto de muestras que se encuentran a lo largo de una línea horizontal [73].

Por medio de una computadora recolecta los datos obtenidos por el detector formando por cada corte una imagen, como se puede ver en la figura 2.12. Posteriormente de obtener varios cortes sucesivos se pueden apilar digitalmente para obtener una imagen tridimensional del paciente que permita más fácilmente la identificación y ubicación de las estructuras básicas, así como de tamaños de posibles tumores.

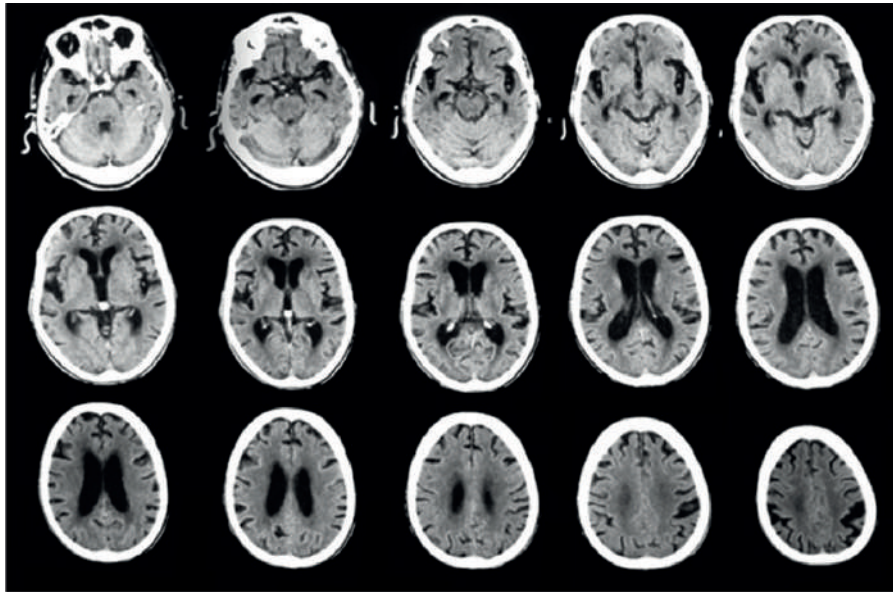


Figura 2.12: Imágenes axiales de tomografía computarizada de la cabeza desde la parte inferior hasta la superior [74]

2.6.2. Unidades Hounsfield

En la figura 2.12 se presentan cortes transversales del cerebro, donde se puede observar que los fotones de baja energía son más fácilmente atenuados por los huesos, mientras que los tejidos o vasos sanguíneos presentan una menor atenuación. Para obtener los coeficientes de atenuación μ , Hounsfield, en el primer prototipo, se propuso el uso de una caja llena de agua para medir el μ resultante del paso del haz de rayos X a través del agua, y luego compararlo con el obtenido cuando el haz pasa tanto a través de la caja de agua como del paciente. Posteriormente, se calculaba un μ equivalente, que representaba la diferencia entre ambas medidas, y se aplicaba un factor de corrección [73].

Debido a que las diferencias entre los coeficientes de atenuación de los distintos materiales son muy pequeñas (alrededor del 0.5 %), surgieron las unidades Hounsfield (HU), también conocidas como números CT, que se muestran en la tabla 2.1, y se obtienen mediante la siguiente relación matemática:

$$CT = \frac{\mu_{tejido} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \times 1000 \quad (2.13)$$

SUBSTANCIA	VALOR CT
Aire	-1000
Pulmón	-500
Grasa	-100 a -50
Agua	0
Líquido cerebroespinal	15
Riñón	30
Sangre	30
Musculo	10 a 40
Hígado	40 a 60
Medios de contraste	100 a 300
Hueso Trabecular	300 a 800
Hueso cortical	>1000

Tabla 2.1: Números CT o Hounsfield para algunas estructuras, órganos y sustancias del cuerpo humano.

2.7. Simulación de transporte de radiación

La interacción de la radiación con la materia está gobernada por la ecuación de transporte de Boltzmann, la cual describe cómo la radiación se propaga en el tiempo y el espacio dentro de un medio material. Para abordar esta ecuación, se utilizan principalmente algoritmos numéricos, los cuales pueden ser de naturaleza determinista o estocástica.

2.7.1. Algoritmo Determinista

Los métodos iterativos son una eficiente opción para resolver problemas de transporte deterministas. El método iterativo es una aproximación numérica utilizada para describir cómo la radiación se propaga a través de un medio material. Este proceso iterativo comienza con una estimación inicial de la distribución de la radiación en el medio. Luego, mediante la aplicación de las ecuaciones de transporte de radiación, se calcula una nueva estimación de dicha distribución [75]. Cada nueva estimación se compara con la anterior, y si no cumple con un cierto criterio de convergencia, es decir, si no se alcanza una solución lo suficientemente precisa, se repite el proceso de actualización. Este procedimiento se repite hasta que la

diferencia entre dos estimaciones sucesivas sea lo suficientemente pequeña y se logre una convergencia aceptable [76].

Sin embargo, uno de los principales inconvenientes del método iterativo radica en su dificultad para abordar geometrías muy complejas o heterogéneas o situaciones donde no se dispone de información suficiente sobre la interacción de la radiación en las interfaces con otros materiales, lo que puede presentar dificultades adicionales para obtener una solución convergente.

2.7.2. Algoritmo estocástico

El método Monte Carlo se basa en el muestreo aleatorio y la simulación estocástica, donde se simula múltiples trayectorias aleatorias de fotones para estimar la solución a un problema. Durante cada trayectoria, se simula la interacción del fotón con el medio, considerando eventos de dispersión, absorción y emisión de radiación. Estas trayectorias se generan mediante números aleatorios para simular el comportamiento probabilístico de los fotones en el medio, y la solución final se obtiene promediando los resultados de todas las trayectorias simuladas. A medida que aumenta el número de trayectorias simuladas, también conocidas como número de historias, la precisión mejora. Sin embargo, es importante tener en cuenta que esta precisión está asociada al error estadístico, lo que resulta en una mayor cantidad de tiempo de cómputo debido al rastreo individual de las partículas a través de cada interacción en las múltiples trayectorias [77]. Sin embargo, hoy en día con el aumento de la potencia de las computadoras y la disponibilidad de algoritmos de paralelización de procesos, esta limitación se está volviendo menos relevante.

En conclusión, el método Monte Carlo es especialmente útil para abordar problemas complejos de transporte de radiación en geometrías realistas, que son irregulares y con medios heterogéneos, brindando una solución aproximada que puede ser ajustada según la cantidad de simulaciones realizadas.

2.7.3. Distribución de probabilidad

El método Monte Carlo para el transporte de fotones se basa en el uso de distribuciones de probabilidad para simular el comportamiento de los fotones mientras se propagan en un material. Una distribución de probabilidad es una función que describe la probabilidad de ocurrencia de cada valor posible de una variable aleatoria, lo que permite conocer cómo se distribuyen los diferentes valores de dicha variable y cuál es la probabilidad de que tome cada uno de esos valores. En el contexto del transporte de fotones, estas distribuciones de probabilidad se emplean para modelar eventos como la absorción, la dispersión y la emisión de fotones. Para simular el comportamiento de los fotones en un material, se generan números aleatorios siguiendo las distribuciones de probabilidad correspondientes a cada tipo de evento. Estos números aleatorios se utilizan entonces para simular los pasos de los fotones a medida que se mueven a través del material.

La implementación del método Monte Carlo en la simulación de transporte de fotones se facilita mediante el uso de generadores de números pseudoaleatorios en la programación. Estos generadores son ampliamente utilizados debido a la gran cantidad de lenguajes de programación disponibles. Estos generadores generan a partir de una semilla inicial, que garantiza que siempre se produzca una secuencia de números aleatorios uniformemente distribuidos en el intervalo $[0, 1]$. Esta característica permite realizar simulaciones estadísticamente independientes y asegura la reproducibilidad de los resultados, es decir, si dos simulaciones comparten la misma semilla, producirán resultados idénticos, mientras que, si tienen semillas diferentes, los resultados serán diferentes.

Para generar números aleatorios uniformemente distribuidos en un intervalo $[a, b]$ de acuerdo con la función de densidad de probabilidad $p(x)$, es necesario utilizar métodos de muestreo. Estos métodos permiten generar valores aleatorios para una variable x que se ajusten a la distribución de probabilidad especificada por $p(x)$, la cual describe cómo se distribuyen las probabilidades de los distintos valores posibles de la variable continua. Es importante que los métodos de muestreo cumplan con las siguientes condiciones:

- $p(x) \geq 0$ para todo valor de x . Esto asegura que la densidad de probabilidad sea positiva.
- $p(x)$ debe ser normalizada a 1, $\int_a^b p(x)dx = 1$

2.7.4. Método de muestreo: transformación inversa

Si la función densidad de probabilidad es $f(x)$ entre el rango $-\infty < x < \infty$, su función de distribución acumulativa asociada a la densidad de probabilidad entre $P(b) \geq P(a)$ donde $b \geq a$ y $x \leq b$, está dada por

$$P(x) = \int_a^x p(x')dx' \quad (2.14)$$

Si x puede asumir cualquier valor, podemos buscar un único valor de x de la función densidad si

$$\xi = P(x) \quad (2.15)$$

Solo cuando podamos encontrar una función inversa de P , como

$$x = P^{-1}(\xi) \quad (2.16)$$

Como consecuencia, si ξ es una variable aleatoria uniforme en el intervalo $[0,1]$ entonces la variable aleatoria x satisface la distribución de la función P encontrándose en el intervalo (a, b) como se puede representar en la gráfica de la figura 2.13. Este método es aplicable solo que sea sencilla la integral para despejar x en función de ξ .

2.7.5. Método de muestreo: Rechazo

Para aplicar este método es necesario tener un muestreo de una variable aleatoria no invertible con una cierta distribución, diferentes a $p(b)$ y $p(x)$. El método consiste obtener a partir de la distribución de probabilidad una función como

$$f(x) = \frac{p(x)}{p(b)} \quad (2.17)$$

Generar dos números aleatorios distribuidos uniformemente ξ_1, ξ_2 , calculando el valor de x mediante $x = a + \xi_1(b - a)$ entre el rango $[a, b]$, como se muestra en la

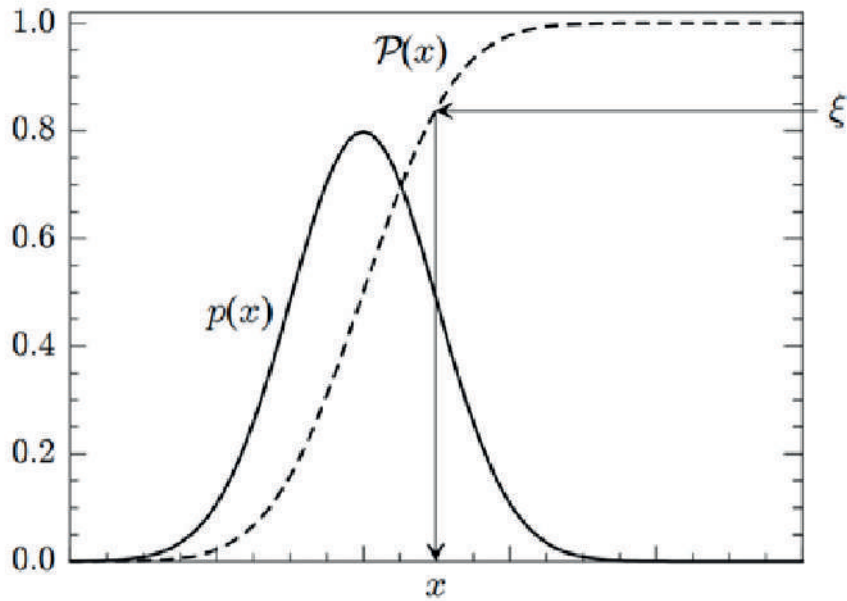


Figura 2.13: Diagrama del método de muestreo Inversa [72].

gráfica de la figura 2.14. Ahora si el segundo valor aleatorio $\xi_2 \leq f(x)$ se acepta el valor de x , pero si $\xi_2 > f(x)$ se rechaza x y se procede a generar otro valor para x . Una desventaja de este método es la realización de generar dos valores al aleatoriamente (ξ_1 y ξ_2), y de generar varias pruebas para poder obtener el valor aceptable de x .

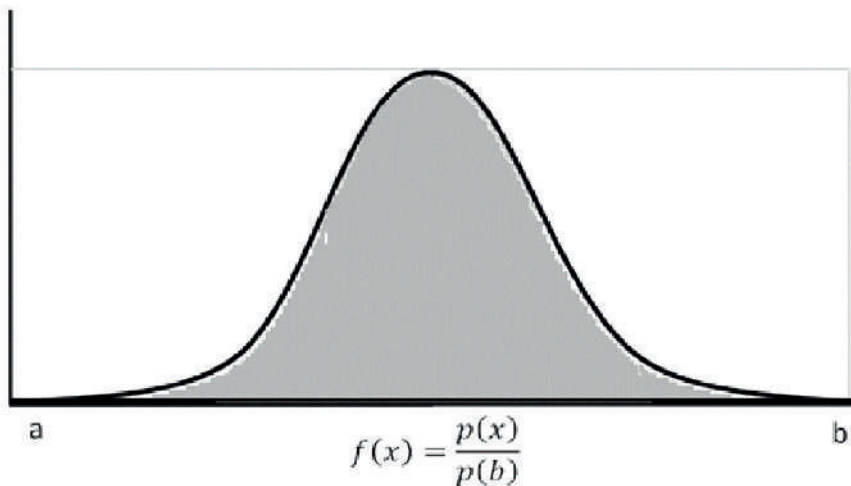


Figura 2.14: Diagrama del método de muestreo Rechazo.

2.7.6. Método de muestreo: Mixto

El método mixto usa la combinación del método de muestreo inverso y el método de muestreo por rechazo. La función de distribución de probabilidad se factoriza como un producto, obteniendo

$$p(x) = f(x) \cdot g(x) \quad (2.18)$$

Donde $f(x)$ es la función de muestreo invertida y $g(x)$ es una función plana, la cual contiene toda la complejidad matemática. La función $f(x)$ es normalizada, obteniendo como resulta $f'(x)$, de forma que $\int_a^b f'(x) = 1$. Luego normalizar la función plana, obteniendo $g'(x)$ de manera que $g'(x) \leq 1$, para todo x entre $[a, b]$. Usando el método de muestreo directo, obtener el número aleatorio x_{i_1} para x y seleccionar a $f(x)$ como la densidad de distribución. Luego el valor de x es usado en el método de rechazo usando $g(x)$ a través de un segundo número aleatorio ξ_2 . Si $\xi_2 \geq g'(x)$, se acepta el valor de x , de lo contrario se vuelve a realizar el método directo buscando otro número aleatorio ξ_1 .

2.8. PENELOPE

En este trabajo, se empleó los códigos de PENELOPE (PENetration and Energy LOSs of Positrons and Electrons) versión 2006 [62], desarrollados en la Universidad de Barcelona y distribuidos por el Banco de Datos de la Agencia de Energía Nuclear. Estos códigos se utilizan para simular la interacción de partículas de radiación con tejidos biológicos, así como para determinar la distribución de dosis en mamografía y radioterapia. Además, se utiliza la subrutina implementada en el código PENGEOM [78], la cual permite modelar estructuras anatómicas, sistemas de detección, así como sistemas de atenuación y filtrado del haz. Esta herramienta resulta útil debido a su capacidad para crear superficies cuadráticas, lo que facilita la generación de figuras geométricas complejas y detalladas.

Se uso el código PENEASY [79] como programa principal para interactuar con PENELOPE. Este programa ofrece varias funcionalidades adicionales, como

la capacidad de especificar el espectro y la posición de las fuentes de radiación, la selección de las partículas a rastrear y el cálculo de diversas magnitudes de interés. Además, PENEASY permite trabajar con geometrías tridimensionales representadas por vóxeles, que son elementos volumétricos cúbicos. Estos vóxeles contienen información detallada sobre el tipo de material presente en el objeto, lo que facilita una representación precisa de la estructura y composición del material.

2.8.1. Generación de historias en PENELOPE

La trayectoria de una partícula en un material utilizando PENELOPE se describe como una secuencia de eventos aleatorios hasta que la partícula se detiene. La simulación de la trayectoria se realiza en tres dimensiones en un volumen de densidad homogénea ρ . Se proporciona el estado inicial de la partícula, la posición inicial $r(x, y, z)$, la energía E y los cosenos directores de la partícula $\hat{d} = (u, v, z)$. Cada camino simulado por método monte Carlo es descrito como secuencia de estados r_n , E_n y \hat{d}_n , donde n indica el estado inmediatamente después de cada interacción, como se observa en el diagrama de la figura 2.15. La generación de un

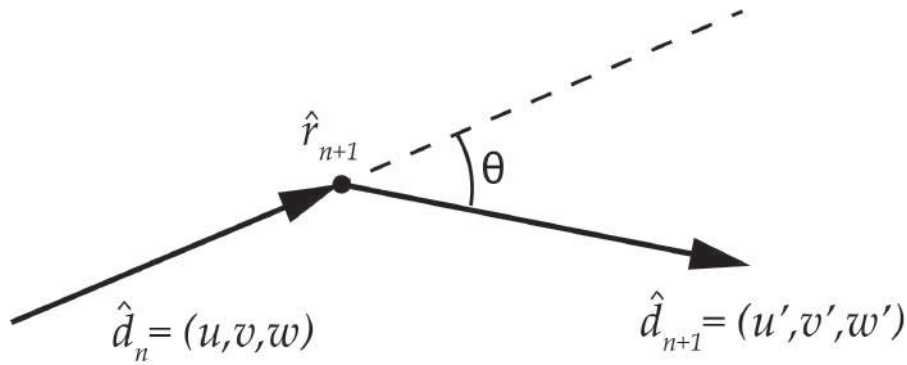


Figura 2.15: Cambio de estados de la partícula por una interacción (Adaptado de [62])

valor aleatorio de camino libre S ante la próxima interacción está dada por

$$S = -\lambda_{\tau} \ln(\xi) \quad (2.19)$$

Donde λ_{τ} es el camino libre medio total entre colisiones siendo inversamente proporcional al coeficiente de atenuación y ξ un numero aleatorio. La partícula

recorre una distancia S y pasa a un nuevo estado de interacción en

$$r(n+1) = r_n + S\hat{d}_n \quad (2.20)$$

El tipo de interacción se decide a partir de la función de probabilidad de que suceda una interacción A o B , dada por $P(A \vee B) = \frac{\lambda_{A \vee B}}{\lambda_T}$ siendo λ la sección transversal del tipo de interacción. La dirección de movimiento $\hat{d}_{n+1} = (u', v', w')$ después de una interacción es obtenida por la rotación del vector unitario $\hat{d}_n = (u, v, w)$. Estos pasos son repetidos cuantas veces sean necesarios, hasta que la historia de la partícula termina. Para la partícula ocurre cuando su energía cae por debajo de un umbral el cual ya no ocurre más transporte dentro del volumen o ha salido de la geometría de interés.

2.9. Resumen

En este capítulo, se proporcionó una base conceptual y fundamentos esenciales que permitieron comprender los aspectos clave relacionados con la producción y uso de rayos X en aplicaciones médicas e investigativas.

En las secciones sobre producción e interacción de los rayos X, se explicaron los principios y mecanismos involucrados en la generación de rayos X, incluyendo los procesos de frenado de electrones y emisión característica. Además, se examinó cómo los rayos X interactúan con los diferentes tejidos del cuerpo humano, describiendo los procesos de absorción, dispersión y atenuación de la radiación, y cómo estos afectan la calidad de las imágenes médicas. Se abordó una sección dedicada a la importancia de la calidad de imagen en aplicaciones radiológicas y su influencia en la precisión del diagnóstico. En esta sección se discutieron los factores que afectan la calidad de las imágenes, así como las diversas técnicas y parámetros utilizados para evaluar y medir la calidad de las imágenes radiológicas, tales como el contraste, la resolución y el ruido.

Se exploró en detalle el funcionamiento de la tomografía axial computarizada (TAC), un método avanzado de obtención de imágenes que emplea rayos X y

tecnologías computacionales para generar imágenes en cortes transversales del cuerpo, brindando información detallada sobre las estructuras internas.

También se introdujo la simulación de transporte de radiación, una herramienta valiosa para estudiar cómo la radiación se propaga e interactúa con la materia en diferentes escenarios. En este contexto, se destacó el uso de los scripts de simulación PENELOPE, los cuales permiten simular con precisión el transporte de partículas y radiación.

3

METODOLOGÍA

En este capítulo se presenta la metodología utilizada para abordar cada uno de los objetivos planteados, con el fin de implementar la radiación dispersa direccional Compton tanto en mamografía como en el equipo de radioterapia mediada por agentes de contraste.

3.1. Radiación DDC en Mamografía

3.1.1. Caracterización del detector y rejilla para DDC

Para implementar la DDC en mastografía, se simulará mediante Monte Carlo un equipo mamográfico teniendo en cuenta cada una de las características técnicas y geométricas del equipo convencional, como detector y fuente de radiación. La adquisición de imágenes de DDC implica aumentar los componentes del equipo mamográfico, como un detector adicional al detector que viene convencionalmente. Este se localizará ortogonal al haz de radiación del tubo de rayos X, posicionado en la parte posterior una rejilla de tungsteno, diseñada con aberturas en forma de cuadrícula donde se intercala un área de aire y un área de tungsteno. El fin de la rejilla es atenuar la radiación dispersa isotrópica y permitir el paso de la radiación que incide perpendicularmente con respecto al detector (figura 3.1).

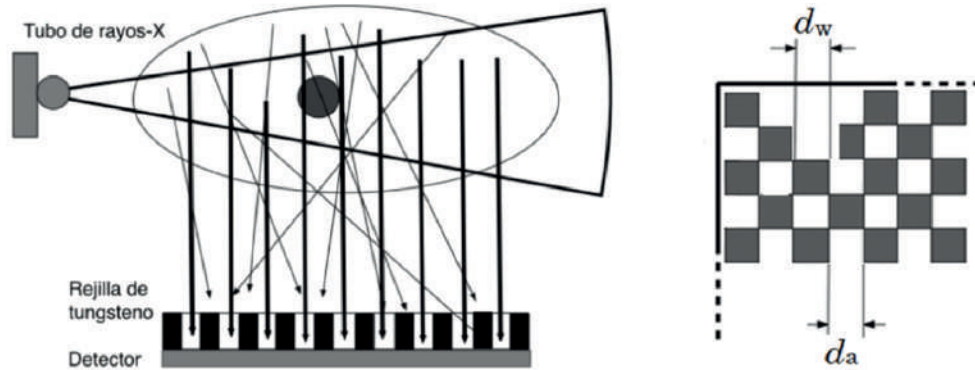


Figura 3.1: De izquierda a derecha, esquema de una toma de imagen con método de DDC y cuadrícula de la rejilla antidispersora (d_w Longitud de apertura de tungsteno y d_a longitud de apertura de aire).

Para obtener imágenes de DDC se debe caracterizar el haz de radiación y la rejilla de atenuación de radiación dispersa, para obtener el mejor contraste y menor ruido posible en la imagen. Para esto se plantea que el equipo de mamografía irradie tres esferas embebidas en un cubo de agua y obtener imágenes de DDC con el detector y rejilla adicional (Figura 3.2).

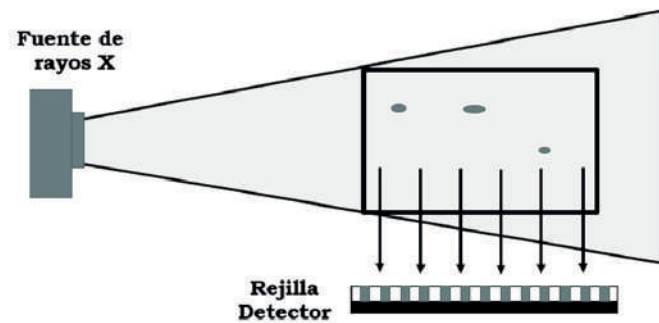


Figura 3.2: Esquema de un equipo de mamografía con detección de radiación DDC.

La geometría del equipo mamográfico se realizó por medio de las subrutinas de PENGEOM de PENELOPE y de PenEasy, teniendo en cuenta las siguientes características para cada uno de los componentes del equipo mamográfico para imágenes de DDC.

1. Haz de Rayos X. Se modeló tres haces de rayos X a partir de las diferencias de la atenuación de los rayos X entre el tejido glandular y el tejido cancerígeno

[80]]. Los espectros de los rayos X son generados por blancos y filtros de Molibdeno con tres diferentes energías, para 28, 30 y 35 keV. Estos filtros se usan ya que son los más comunes en un equipo de mamografía y se modelan tal y como recomiendan la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC 61267) y el Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) [81,82]. Los espectros de energía modelados se muestran en la figura 3.3.

2. Cubo de agua y calcificaciones. La geometría del cubo del agua será con unas dimensiones de $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ ubicado a una distancia de 50 cm de distancia de la fuente de rayos X a la superficie superior del cubo de agua. Embebidos en el cubo se colocan tres esferas en diferentes posiciones. El material y diámetros de las esferas son similares a las que se encuentran en un seno, esferas de oxalato de calcio con diámetros de 500, 300 y 200 μm .
3. Detectores de Radiación. Se modelaron dos detectores, uno que recibe la señal de la radiación primaria y el segundo la señal de la radiación dispersada que se encuentra perpendicular al haz de rayos X, como se muestra en la figura 3.2. Cada uno de los detectores tiene un área cuadrada de 20 cm^2 con tamaño de píxel de 74 μm , con las mismas características que se puede encontrar en los detectores mamográficos de la actualidad.
4. Rejilla antidispersora. La geometría de la rejilla se realiza con aberturas cuadradas, tal cual se muestra en la figura 3.1, con un grosor de 1 cm y una distancia de apertura de 100 μm equivalente a una rejilla de 50 lp/cm. Esta rejilla oscilará en el tiempo que tome la exposición de radiación al cubo de agua, con el objetivo de que el rastro de las cuadrículas de la rejilla no se observen en las imágenes obtenidas por la radiación DDC. La rejilla se posicionará encima del detector de radiación (figura 3.2).

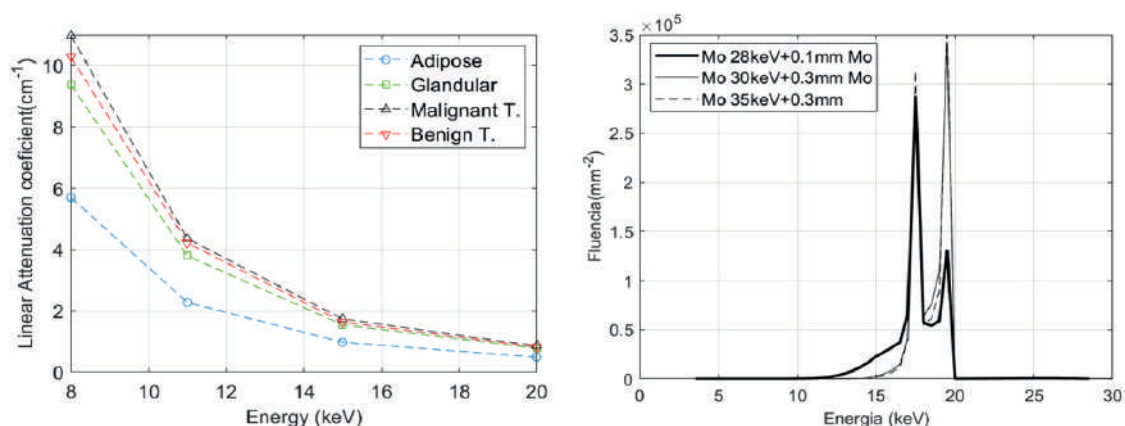


Figura 3.3: Coeficiente de atenuación de tejidos mamarios en función de la energía de rayos X y espectros generados de blancos y filtros de Molibdeno.

3.1.2. Fantoma mamográfico

En este apartado se diseña a partir de PENGINEOM un fantoma que tiene densidades similares a las estructuras del seno, el cual se utiliza clínicamente para evaluar la resolución y contraste de las imágenes que se adquieren en un equipo de mamografía. También se modela un fantoma matemático voxelizado, que es fisiológicamente similar a una mama.

3.1.2.1. Fantoma de control de calidad CIRS

Se ha seleccionado un fantoma de seno como modelo mamográfico, el cual es ampliamente utilizado en la práctica clínica para el control y la calidad de los equipos de mamografía. El modelo seleccionado es el CIRS (Computer Imaging Reference Systems, Modelo 012A), con materiales equivalentes al tejido mamario (ver figura 3.4). Este fantoma fue modelado utilizando el paquete de subrutinas de geometría PENGINEOM. El fantoma utilizado se modeló con un grosor de 5 cm, que simula la compresión habitual del seno durante un examen mamográfico. Está compuesto en un 70 % por tejido adiposo y en un 30 % por tejido glandular. El fantoma contiene estructuras incrustadas que imitan las características de una mama real, como microcalcificaciones, masas tumorales y compartimentos con diferentes combinaciones de tejido glandular y adiposo.

de un seno, el cual posee las estructuras y características relevantes que destacan en las imágenes realizadas en mamografía (figura 3.5). Este fantoma considera la densidad de la piel, el pezón, conducto galactóforo, el lóbulo y el conducto terminal lobular, el tejido glandular, la grasa, los ligamentos de Cooper, el músculo pectoral, la arterias y venas. La densidad de cada estructura del seno viene plasmada en vóxeles de $100 \mu\text{m}$, suficiente para modelar malformaciones con tamaños de micrómetros. La composición de la mama simulada fue 57 % de tejido graso y 43 % de tejido fibroglandular, la cual entra en clasificación de heterogéneamente densa según la escala presentada por BI-RADS [83].

Para modelar un seno con malformaciones, se generaron dos masas cubiertas de espículas que se introdujeron en el fantoma por reemplazo de vóxel, una de 5 mm de diámetro y otra de mayor tamaño, 15 mm de diámetro. Se generaron seis esferas que modelan microcalcificaciones de diferentes diámetros, 100, 120, 140, 160, 180 y $300 \mu\text{m}$. En el fantoma de seno se introdujeron como un grupo de calcificaciones el conducto terminal lobular, el cual es un lugar común para la presencia de tumores en el seno [84]. Para asignar la densidad de las masas tumorales, se tuvieron en cuenta dos factores. En primer lugar, las masas están compuestas por una combinación de estroma, tejido glandular y capas de tejido fibroso [85–87]. En segundo lugar, el coeficiente de atenuación másico del tejido tumoral en un seno es ligeramente mayor que el del tejido fibroso y glandular [88], como se muestra en la gráfica izquierda de la figura 3.3. Por lo tanto, se asignó una densidad un 5 % mayor a las masas que a los tejidos fibroglandulares. Para las calcificaciones, se consideraron las encontradas en un seno, como el oxalato de calcio y la hidroxiapatita. Dado que las calcificaciones de oxalato de calcio son las más comunes, se utilizaron como modelo [89].

Para representar un examen de mamografía, el fantoma se comprime por medio del software de análisis de problemas biomecánicos FEBio [90], el cual permite realizar la deformación del seno teniendo en cuenta las propiedades mecánicas de las estructuras internas [91–94], las cuales se muestran en la tabla 3.1.

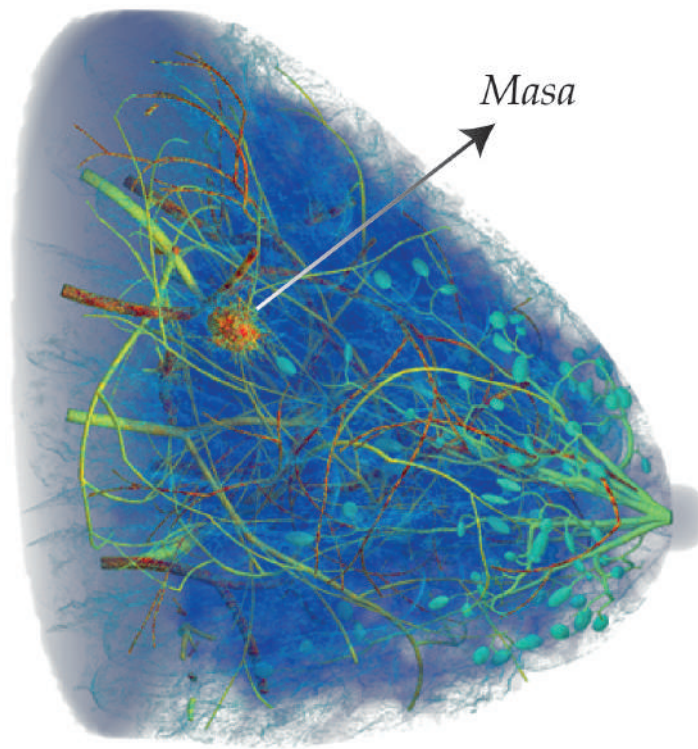


Figura 3.5: Fantoma antropomórfico de un seno con presencia de una masa.

Tejido	Módulo de Young's (kPa)	Coefficiente de Poisson	Densidad (kg/m^3)
Adiposo	15.5	0.49	920
Glandular	30	0.49	1020
Masa Tumoral	50	0.49	1200
Musculo	20	0.49	1050

Tabla 3.1: Propiedades físicas de deformación de tejidos del seno.

Se llevó a cabo la compresión del seno utilizando dos grosores diferentes: uno de 35 mm y otro de 50 mm. En ambos casos, se insertaron las mismas masas y calcificaciones en el seno para garantizar la uniformidad y consistencia de las pruebas.

3.1.3. Procesamiento de imágenes

3.1.3.1. Normalización de imágenes

En las imágenes de DDC, debido a la atenuación que sufre el haz de radiación principal cuando atraviesa el volumen irradiado, se obtiene mayor radiación dispersa en la zona superior y disminuye exponencialmente en cuanto viaja a través fantoma.

Este gradiente de señal se traduce en regiones de imagen con alta intensidad que pueden ocultar información radiológica útil de otras regiones en el volumen examinado. Para evitar este problema, se aplicó la transformación de raíz cuadrada [95] que aumenta el contraste de valores de píxel bajos de la señal adquirida en un píxel $I(i, j)$ del detector de DDC, obtenida por PENELOPE. La relación matemática de la transformada de raíz cuadrada a cada píxel es

$$Q(i, j) = \sqrt{I(i, j)} \quad (3.1)$$

Donde $Q(i, j)$ es el resultado de la transformada a cada píxel de la imagen radiográfica. Esto permitirá resaltar los detalles en las áreas más oscuras, donde la atenuación de los rayos X es menor, lo que los hace más visibles. Por otro lado, en las áreas más brillantes con mayor atenuación de rayos X, los detalles se ven menos saturados, permitiendo una mejor visualización de los detalles sutiles. Es importante mencionar que los píxeles donde no se ha registrado información relevante, es decir, aquellos donde no ha llegado ningún fotón, permanecerán sin cambios ya que no aportan información útil a la imagen.

3.1.3.2. Ruido en imágenes radiológicas

En los exámenes de mamografía con bajas dosis, la intensidad de los fotones que alcanzan el detector de radiación dispersa direccional (DDC) es menor en comparación con los fotones que llegan al detector de radiación primaria. Como resultado, el ruido cuántico se vuelve más prominente en la imagen generada a partir de la radiación dispersa.

Para analizar el ruido en las imágenes de DDC en función de la dosis promedio en la mama, utilizamos el modelo propuesto por Foi et al.[96]. Definimos S_n como la señal con ruido que se calcula a partir de la dosis promedio en los tejidos mamarios \bar{D} y la relación entre la señal recolectada por el detector de DDC y la dosis promedio en la mama, ambas calculadas por fotón incidente con PENELOPE, representada como $S_0(i, j)$. La expresión matemática es la siguiente:

$$S_n(i, j) = S_0(i, j) \cdot \bar{D} \pm \sigma(S_0(i, j) \cdot \bar{D})X(i, j) \quad (3.2)$$

Donde σ es la desviación estándar expresada como la raíz cuadrada del número de fotones incidentes en un píxel y $X(i, j)$ es el ruido aleatorio independiente de la señal en cada píxel con media cero y desviación estándar igual a uno. Para obtener la variable gaussiana utilizamos la aproximación de Box-Muller [97], generada a partir de dos números aleatorios independientes U_1 y U_2 , con una distribución entre 0 y 1.

$$X = \cos(2 \cdot \pi \cdot U_2) \sqrt{-2 \ln(U_1)} \quad (3.3)$$

3.1.4. Estrategias de reducción de ruido en DDC

Dado que es de conocimiento que a la baja dosis absorbida que actualmente se puede lograr en la mamografía, el ruido en la imagen DDC es considerable, se evalúan y prueban dos estrategias simples para aumentar la señal de dispersión que llega al detector.

1. En la figura 3.6.a se puede observar la incidencia de una serie de haces de rayos X continuos en forma de abanico sobre el seno. A partir de estos cuatro cortes, se genera la señal de radiación DDC, la cual se integra para obtener una sola imagen.
2. Tomar la señal de los píxeles adyacentes en la imagen y sumarlos, como se muestra en la figura 3.6.b, logrando así la integración de los píxeles.

Ambas estrategias conducen a un aumento en la cantidad de fotones dispersados direccionalmente que alcanzan un píxel de la imagen, lo que reduce el ruido de la imagen y aumenta la visibilidad de una estructura de interés.

3.2. Monitoreo del haz radioterapéutico en RMAC a través de DDC

3.2.1. Modelo del sistema de tomografía axial computarizada.

Para monitorear el haz radioterapéutico se lleva a cabo primeramente el modelado del equipo tomográfico General Electric Hi-Speed Advance por medio de simulaciones

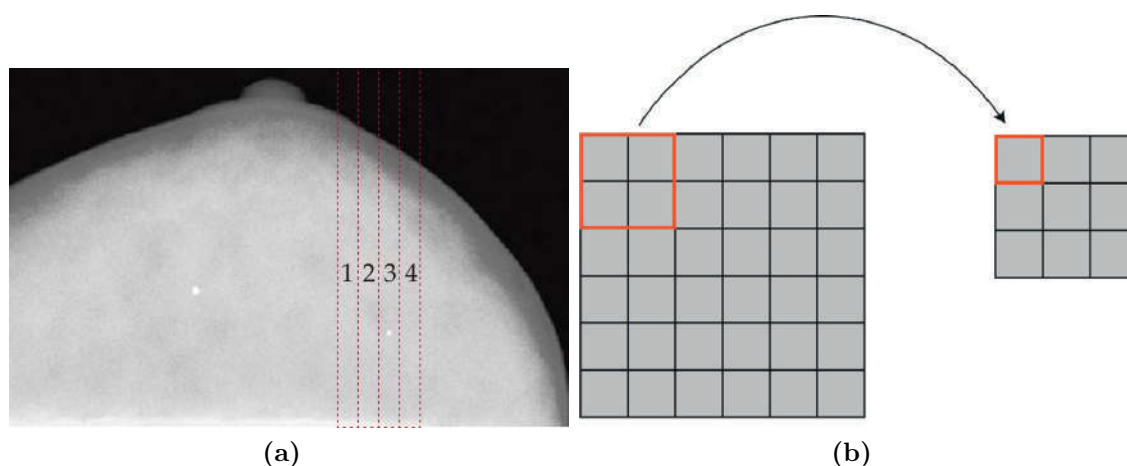


Figura 3.6: a) Integración de la señal DDC por 4 haces abanico θ . b) Suma de la señal de 2x2 píxeles en imágenes de DDC.

monte Carlo, el cual nos permitirá obtener datos de la señal para reconstruir las imágenes tomográficas. Para modelarlo, se consideraron cuidadosamente las características de cada uno de sus componentes, en particular los dos módulos principales: el tubo de rayos X y el conjunto de detectores.

El equipo tomográfico modelado tiene una fuente de radiación que emite un espectro de 140 keV generado a partir de un blanco de tungsteno. La señal de radiación se adquiere en 888 canales de detección, cada canal con una dimensión de 4 mm de ancho y 1.0239 mm de largo. En conjunto, el detector y la fuente de rayos X giran 360° , obteniendo en 984 exposiciones la señal de fotones requerida para la reconstrucción de la imagen. La distancia de la fuente de radiación al detector es de 94.9075 cm y de la fuente de radiación al isocentro (posición en la que el equipo de tomografía gira alrededor del paciente) de 54.1 cm, lo que resulta en un campo de visión *FOV* de 54.6 cm de diámetro, como se muestra en la figura 3.7.

La subrutina PENGINE se utilizó para generar la geometría del equipo de tomografía, como se muestra en la figura 3.8 mediante la aplicación gview2d, que forma parte de la paquetería de PENELOPE. Esta herramienta permite visualizar y verificar las superficies en dos dimensiones, facilitando la evaluación de la geometría del sistema. En la parte superior de la figura, se pueden observar los filtros bow-tie en forma de tetraedro de aluminio. Estos filtros se utilizan para reducir la dosis

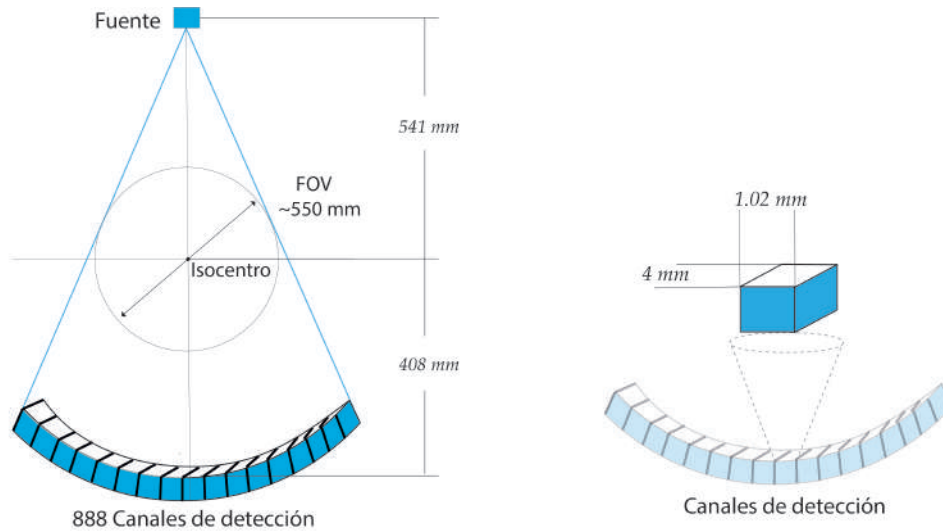


Figura 3.7: Dimensiones geométricas del equipo TAC.

de radiación en áreas del paciente que presentan una mayor densidad o espesor, como los hombros o la región abdominal. Su función es lograr una distribución más uniforme de la dosis de radiación en el cuerpo del paciente. Además, se pueden apreciar el anillo de detectores del TAC, un fantoma cilíndrico de agua y la camilla de soporte que posee un equipo TAC.

3.2.2. Modelo de fantoma

Para simular la interacción de los rayos X con los tejidos del cuerpo humano y evaluar la calidad de la reconstrucción de imágenes de la señal obtenida en los detectores del tomógrafo, se modela un fantoma que simula estructuras y características anatómicas del cuerpo humano.

3.2.2.1. Fantoma Zubal.

Para llevar a cabo la reconstrucción de imágenes en el equipo de tomografía, se ha modelado un fantoma voxelizado del tórax utilizando el modelo antropomórfico Zubal, segmentado a partir de imágenes tomográficas de un paciente real por el grupo de análisis y procesamiento de imágenes de la Universidad de YALE [98]. El modelo de fantoma representa el tórax de un paciente masculino, y cada vóxel se identifica con un número que indica una estructura anatómica, permitiendo diferenciar entre

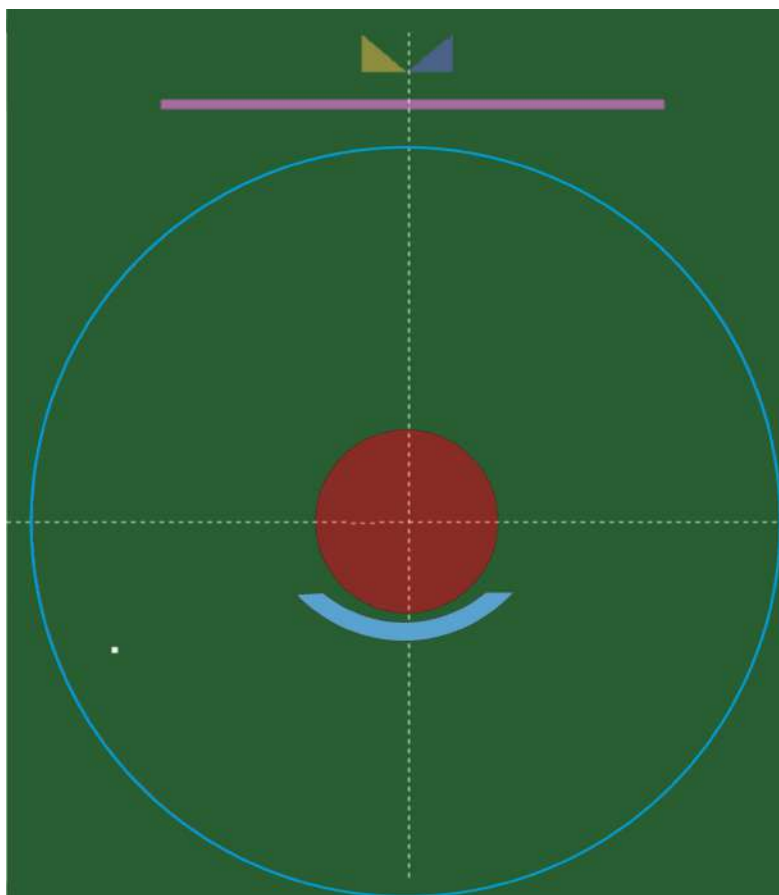


Figura 3.8: Geometría simulada del sistema de TAC, visualizada mediante gview2d.

las diferentes estructuras internas. En la Figura 3.9, se muestra una representación en escala de grises del fantoma Zubal correspondiente al área del tórax. En esta imagen, las zonas claras se refieren al hueso, las áreas grises representan el tejido muscular y la piel, mientras que las zonas más oscuras corresponden al tejido pulmonar y el aire.

El fantoma de tórax considera diversas densidades de tejidos, incluyendo tejido muscular esquelético, hueso, sangre, parénquima pulmonar y tejido blando. Esto garantiza una representación detallada y precisa del tórax del paciente. El volumen del modelo utilizado en la reconstrucción de imágenes tiene dimensiones de 63.8 cm de largo, 30.4 cm de alto y 1.9 cm de ancho, con un tamaño de vóxel de 0.38 cm^3 .

3.2.3. Reconstrucción de imágenes tomográficas

Para obtener imágenes tomográficas es necesario reconstruir la señal capturada por cada uno de los canales de detección del tomógrafo modelado en Monte Carlo.

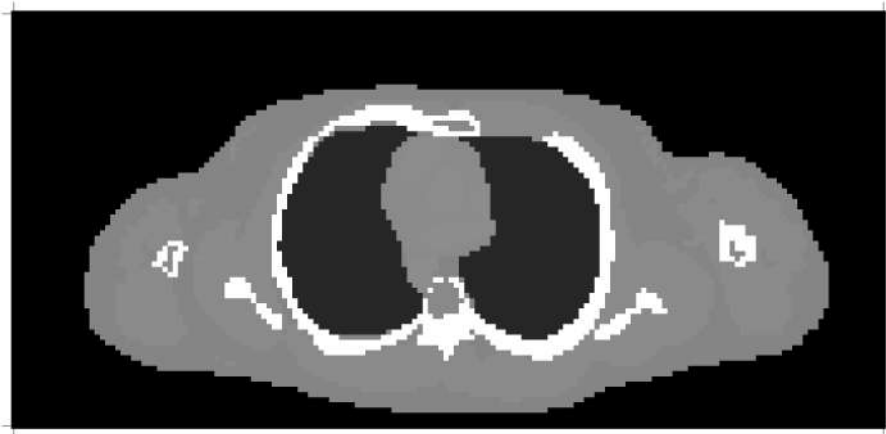


Figura 3.9: Fantoma voxelizado Zubal en el área del tórax.

Para llevar a cabo esta reconstrucción, se utilizan scripts desarrollados por Jeffrey A. Fessler que emplean algoritmos de código abierto implementados en MATLAB [99]. Estos scripts permiten generar una imagen de un corte del objeto modelado a partir de la señal registrada por cada uno de los canales del detector del TAC, teniendo en cuenta la variación del ángulo de proyección. Una vez obtenida la señal, se realiza la retroproyección, que implica proyectar la señal obtenida en cada canal de detección hacia la fuente de radiación a través del objeto, permitiendo reconstruir la distribución espacial del coeficiente de atenuación. Posteriormente, se aplican filtros para corregir la borrosidad causada por la retrodispersión y mejorar la nitidez de la imagen resultante. De esta manera, se obtienen imágenes tomográficas que permiten visualizar con alta precisión las características internas de los objetos examinados.

3.2.4. Conversión de imágenes tomográficas a unidades Hounsfield

Con el fin de obtener resultados similares a los obtenidos en imágenes tomográficas clínicas, se utiliza un modelo de fantoma cilíndrico de agua con un diámetro de 40 cm. Este fantoma contiene cuatro cilindros de 10 cm de diámetro hechos de diferentes materiales, incluyendo agua, aire, hueso trabecular y hueso cortical. Cada material representa un tipo de tejido distinto, como se muestra en la figura 3.10. Para simular el proceso de adquisición de la imagen tomográfica, se utiliza un enfoque de simulación monte Carlo para modelar la interacción de los rayos X con

el fantoma. Una vez obtenida la imagen tomográfica, se promedian los valores de píxel correspondientes a los cilindros de diferentes materiales, así como del cilindro de agua. Estos valores se asignan según la escala Hounsfield correspondiente a cada material, la cual se conoce de antemano [100]. Utilizando estos datos, se genera una curva de calibración que relaciona los valores de las imágenes reconstruidas obtenidas mediante los scripts de Fessler con los valores de la escala de Hounsfield. Esta curva se utilizará para determinar el coeficiente de atenuación característico de la composición de cada material en la imagen reconstruida del fantoma Zubal.

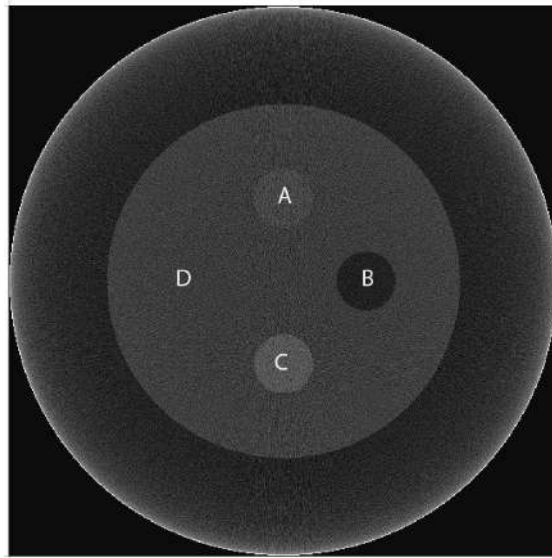


Figura 3.10: Las esferas son de $A=500$ UH, $B=-1000$ UH, $C= 1800$ UH y $D= 0$ UH.

3.2.5. Modelo del haz radioterapéutico

Una vez finalizado el modelo del tomógrafo, se procedió a modelar el haz externo de radioterapia para RMAC mediante PENELOPE. La fuente de radioterapia fue posicionada para irradiar varias estructuras del tejido del fantoma Zubal, tales como tejido muscular, tejido pulmonar y hueso, todas a una distancia de 80 cm del punto de impacto en el paciente. El haz de radioterapia implementado tenía una energía de 220 keV, generado por un blanco de transmisión de tungsteno. [101]. Con el fin de limitar la irradiación al tejido a tratar y disminuir la irradiación del tejido sano adyacente, se colimó el haz radioterapéutico, emitiendo un haz cilíndrico con

un radio de 1 cm. Esto permite mejorar la precisión del tratamiento y reducir los efectos secundarios al enfocar la radiación de manera más precisa hacia la región deseada, disminuyendo así la dosis recibida por el tejido sano circundante.

Para monitorear a partir de las imágenes tomográficas la posición del haz de radioterapia en el paciente, se propone obtener la señal de radiación dispersa generada al interactuar con el tejido tumoral en cada uno de los detectores del tomógrafo. Cada uno de los canales de detección del tomógrafo tomara la señal primaria que proviene del haz de rayos X del tomógrafo y la dispersa proveniente del haz radioterapéutico, obteniendo una imagen tomográfica reconstruida a partir de estas dos señales, como se observa en la figura 3.11.

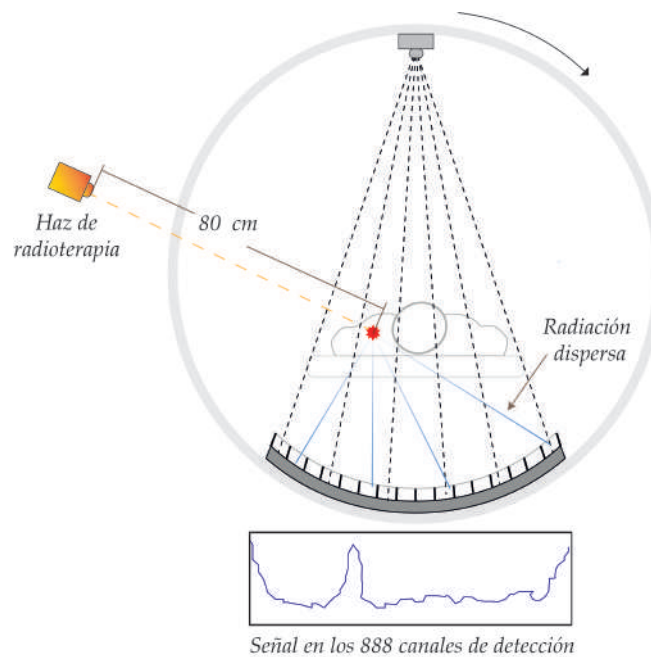


Figura 3.11: Señales en conjunto, el haz proveniente de la fuente del TAC y la radiación dispersa generada por la interacción del haz radioterapéutico.

3.2.5.1. Monitoreo del haz radioterapéutico: Resta de imágenes tomográficas

Con el objetivo de monitorear el haz radioterapéutico durante la irradiación en el fantoma Zubal, se adquirieron dos imágenes tomográficas. La primera imagen se reconstruye utilizando únicamente la señal del tubo de rayos X del TAC, la cual permitirá visualizar las estructuras anatómicas del fantoma. La segunda imagen se

reconstruye de manera similar, con la señal proveniente del haz del tubo de rayos X del TAC, pero además se incluyó la señal proveniente de la radiación dispersa generada por la interacción del haz radioterapéutico con el fantoma.

Posteriormente, se llevó a cabo un proceso de resta entre ambas imágenes. La resta consiste en sustraer los valores de intensidad de píxeles correspondientes de una imagen de la otra. Al realizar esta resta, se eliminan las características comunes de ambas imágenes y se resalta únicamente la información que contenga mayor intensidad de señal en ambas imágenes. El resultado de esta resta entre las dos imágenes tomográficas permite aislar y visualizar la señal generada por el haz radioterapéutico en el fantoma Zubal.

Supongamos que contamos con dos matrices de imágenes, A y B, como se muestra en la figura 3.12. La matriz A representa la imagen obtenida de la señal del haz radioterapéutico en conjunto con el haz del TAC, mientras que la matriz B representa la imagen obtenida solo del haz del equipo TAC. Los valores de mayor intensidad se muestran como 6 en color negro, y los valores menores, que indican la ausencia de radiación en las imágenes radiológicas, se representan como 0 en color blanco. Al realizar la resta de los valores de intensidad de cada píxel en las matrices A y B, se crea una nueva matriz C que resalta los píxeles que difieren entre ambas imágenes. Esta nueva imagen se redimensiona, donde el valor de mayor intensidad ahora es 3 y se representa en color negro, mientras que el valor mínimo es 0 y se muestra en blanco.

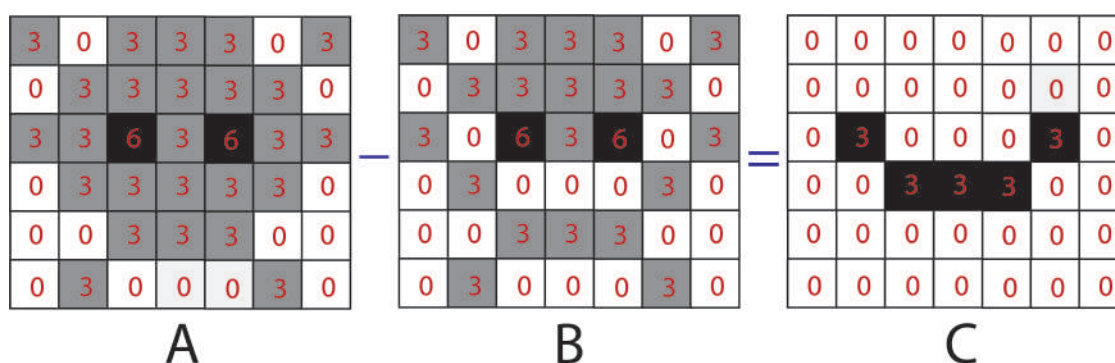


Figura 3.12: Resta de dos matrices A y B, dando como resultado una nueva matriz C.

3.2.6. Medición de la dosis administrada en el tratamiento

Se plantea el desarrollo de una ecuación que permita calcular la dosis impartida por el haz de radioterapia utilizando las mediciones de radiación dispersa obtenidas por los detectores del TAC. Esta nueva perspectiva busca mejorar de manera significativa la eficacia del tratamiento y la precisión en la entrega de la dosis al tejido tumoral y a los tejidos sanos adyacentes.

La medición de la dosis por medio de esta ecuación permitiría evaluar con mayor precisión la radiación administrada durante el tratamiento. Esto brindaría una valiosa herramienta para determinar si la dosis prescrita se está alcanzando de manera adecuada en el tejido tumoral y en los tejidos sanos, lo que a su vez contribuiría a incrementar los resultados terapéuticos y a reducir los efectos secundarios en los tejidos sanos.

3.2.6.1. Estimación de la Fluencia Primaria en el Paciente

La figura 3.13 ilustra cómo la fuente de rayos X de radioterapia emite un haz colimado que atraviesa al paciente, impactando en un volumen ΔV ubicado en (x, y, z) . La interacción de este haz radioterapéutico con el volumen blanco genera radiación dispersa en todas las direcciones. Un detector con un área de detección ΔA , ubicado a una distancia Z del volumen blanco, registra la radiación dispersa que se propaga en un ángulo sólido $\Delta\Omega$. El ángulo sólido puede entenderse como la medida de la cantidad de área angular interceptada por el detector en relación con la fuente de radiación, específicamente, al punto donde se genera la radiación dispersa debido a la interacción del haz radioterapéutico. Por lo tanto, la magnitud del ángulo sólido está influenciada por la distancia entre el punto donde se genera la radiación dispersa y la posición del detector, así como por el área del sistema de detección. Para lograr un cálculo preciso de la dosis promedio en el volumen irradiado del paciente, es esencial considerar la atenuación experimentada por los fotones de rayos X al interactuar con los diversos materiales que componen el cuerpo humano. Podemos cuantificar el número de fotones por unidad de área $\Phi_s(x, y, z)$ que provienen de la fuente y que son atenuados por el paciente a medida que se

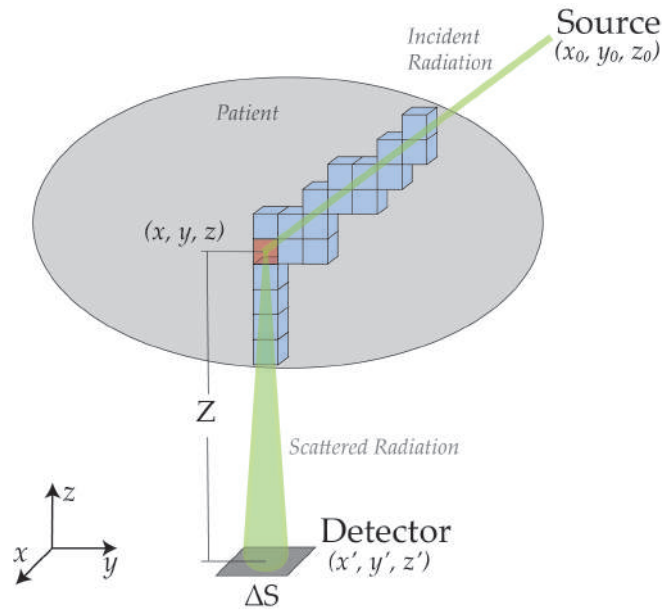


Figura 3.13: Haz de radioterapia incidiendo en el tejido tumoral del paciente que se encuentra en (x, y, z) . Durante el proceso, parte de la radiación se dispersa y atraviesa las diferentes estructuras del paciente antes de llegar al detector con un área de detección ΔS y en un ángulo sólido $\Delta\Omega$.

desplazan hacia el volumen blanco ubicado en (x, y, z) . Esto se logra aplicando la relación de atenuación exponencial de Beer-Lambert, dada por

$$\Phi_P(x, y, z) = \Phi_s(x, y, z) \cdot e^{-\sum \mu_i \cdot l_i} \quad (3.4)$$

Donde $\Phi_s(x, y, z)$ es la fluencia de fotones que llegan a ΔV , es decir el número de fotones que llegan por unidad de área al volumen blanco dentro del paciente. Cada fotón de rayos X atraviesa n vóxeles con una longitud de interacción específica del vóxel l_i y un coeficiente de atenuación μ_i . El coeficiente de atenuación es calculado a partir de las imágenes tomográficas que nos permite obtener los coeficientes de atenuación característicos de cada material, determinados a partir de la curva de calibración obtenida previamente.

3.2.6.2. Cuantificación de la radiación DDC

La interacción del haz radioterapéutico con el volumen blanco genera radiación dispersa en todas direcciones. Un detector con un área de detección ΔA el cual se encuentra a una distancia Z del volumen blanco, registra la radiación dispersa que se

propaga en un ángulo sólido $\Delta\Omega$, como se puede ver en la figura 3.13. El número de fotones que llega al detector por la radiación dispersa que se generó por la interacción del haz radioterapéutico con el paciente, es la contribución que se genera por la dispersión Compton [102,103]. Esta señal que llega depende de la probabilidad de dispersión de los fotones que se generan por el haz radioterapéutico la cual depende de la energía del haz radioterapéutico, el ángulo de dispersión y la masa del electrón. Esta viene descrita por la sección eficaz diferencial de Klein-Nishina.

La expresión matemática que describe la cuantificación de los fotones dispersos por interacciones Compton dentro del paciente registrados en el detector $N_d(x', y', z')$ está dada por

$$N_d(x', y', z') = \Phi_s(x, y, z) \frac{d\sigma_c}{d\Omega} \cdot \rho_e \cdot \Delta\Omega \cdot \Delta V \cdot e^{-\sum \mu_i l'_i} \cdot e^{-\sum \mu^{(i)} l_i} \quad (3.5)$$

La probabilidad de dispersión de un fotón que ingresa en un vóxel con volumen ΔV es linealmente proporcional al ángulo sólido $\Delta\Omega$ que es subtendido por el detector con área ΔS , ubicado en (x', y', z') , la densidad electrónica del vóxel ρ_e y la sección transversal diferencial de Compton $\frac{d\sigma_c}{d\Omega}$ la cual depende tanto de la energía como del ángulo de dispersión del fotón. Los fotones dispersados a lo largo del ángulo sólido $\Delta\Omega$ son atenuados por cada una de las estructuras del paciente, representada por la expresión $e^{-\sum \mu_i l'_i}$, donde l'_i indica la distancia que el haz recorre dentro de cada i-ésimo vóxel.

El cálculo de las distancias l y l' se realiza a partir de la reconstrucción de la imagen tomográfica, teniendo la información de la posición de la fuente de radioterapia con respecto al paciente y la distancia del punto de irradiación dentro del fantoma al detector. A partir del algoritmo de rastreo de radiación proporcionado por Siddon [104,105], se calcula la distancia recorrida por el haz. Supongamos que el haz de radioterapia se dirige al punto de interacción dentro del fantoma como se ilustra en la figura 3.13, donde esta posición es conocida por medio de la reconstrucción tomográfica del haz externo. Por ende, podremos encontrar el trayecto de los fotones al punto de interacción como también de los haces dispersos que se dirigen al detector. En la figura 3.14 se muestra la intersección del haz

con los límites de cada píxel denotados por puntos grises, donde las distancias l y l' son proporcionadas por el algoritmo.

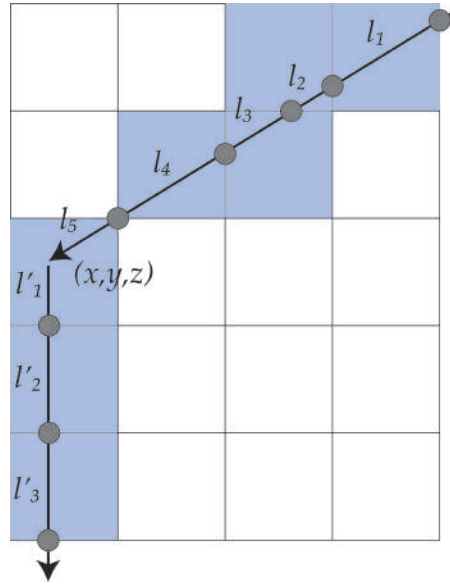


Figura 3.14: A través de la imagen tomográfica se realiza un trazado de rayos para determinar la ruta del haz de radioterapia hacia el tejido tumoral y la dirección en la que se desplaza la radiación dispersa hacia el detector.

3.2.6.3. Determinación de la dosis absorbida

La dosis absorbida en un punto específico de interacción (x, y, z) se puede calcular mediante la fórmula

$$D(x, y, z) = E \cdot \Phi_P(x, y, z) \cdot \left(\frac{\mu_{abs}}{\rho}\right) \quad (3.6)$$

Donde $\frac{\mu_{abs}}{\rho}$ es el coeficiente másico de absorción, el cual depende de la energía E y de la composición del medio. Este coeficiente se encuentra tabulado para una diversidad de materiales y energías [106]. Para calcular la fluencia de rayos X en el volumen irradiado del paciente $\Phi_P(x, y, z)$, es necesario tener en cuenta la fluencia de fotones provenientes de la fuente de rayos X $\Phi_s(x_0, y_0, z_0)$, como se indicó en la ecuación 3.4. Al sustituir esta fluencia en la ecuación 3.2, se obtiene la fluencia en el volumen irradiado, expresada de la siguiente manera:

$$\Phi_P(x, y, z) = \frac{N_d(x', y', z')}{\frac{d\sigma_e}{d\Omega} \cdot \rho_e \cdot \Delta\Omega \cdot \Delta V \cdot e^{-\sum \mu_i l'_i}} \quad (3.7)$$

Por lo tanto la ecuación de dosis administrada en el vóxel por el haz radioterapéutico, a partir de la radiación DDC en el detector en (x, y, z) es:

$$D(x, y, z) = E \cdot \frac{N_d(x', y', z')}{\frac{d\sigma_c}{d\Omega} \cdot \rho_e \cdot \Delta\Omega \cdot \Delta V \cdot e^{-\sum \mu_i l'_i}} \cdot \left(\frac{\mu_{abs}}{\rho}\right) \quad (3.8)$$

3.2.6.4. Algoritmo para el cálculo de dosis radioterapéutica

El algoritmo fue implementado en el software MATLAB y tiene como objetivo calcular la dosis absorbida al incidir un haz radioterapéutico en un paciente. Para esto, utiliza la imagen tomográfica *ImageTAC* y la imagen *subsImage*, que es el resultado de restar imágenes tomográficas de los fantomas cuando son irradiados en diferentes ubicaciones.

Utilizando la imagen *ImageTAC* y el algoritmo de trazado de rayos de Siddon que se describe en [105], se calculan las distancias l y l' que atraviesa el haz en cada píxel de la imagen. Además, se obtiene el número Hounsfield UH correspondiente a ese píxel, lo que permite encontrar los coeficientes de atenuación y densidad electrónica mediante los datos proporcionados por el NIST [106].

En el algoritmo 1 que se realizó para el cálculo de la dosis absorbida, se utilizaron dos funciones de MATLAB para el procesamiento de imágenes. La primera función es *imbinarize*, que genera una imagen binaria con valores de 0 o 1 a partir de la imagen *subsImage*. Esto se logra aplicando un valor umbral a la imagen en escala de grises *subsImage* mediante la función *graythresh* de MATLAB.

3.2.7. Resumen

En este capítulo se describieron los enfoques para implementar la radiación dispersa direccional Compton en dos técnicas diferentes: mamografía y radioterapia mediada por agentes de contraste. En el contexto de la mamografía, se abordaron aspectos cruciales relacionados con la caracterización del haz de rayos X utilizado en las simulaciones de Monte Carlo. Se tomó en cuenta el coeficiente de atenuación de los tejidos presentes en el tejido mamario en relación con la energía del haz de rayos X y se exploró la implementación de una rejilla antidispersora para obtener la radiación dispersa dirigida hacia el sistema de detección. Con el fin de obtener imágenes por

Algoritmo 1 Cálculo de Dosis

-
- 1: Variables s, θ, E, det {área del detector, distancia detector-coordenada de interacción del haz radioterapéutico, ángulo de dispersión de rayos X, energía, número de detectores en el Gantry del TAC}
 - 2: Cargar imagen tomográfica $ImageTAC$
 - 3: Cargar imagen de resta de imágenes TAC y haz radioterapéutico $subsImage$
 - 4: Convertir $subsImage$ a escala de grises en el rango de 0 a 255
 - 5: Ejecutar función $level \leftarrow graythresh(subsImage)$
 - 6: Ejecutar función $mask \leftarrow imbinarize(I, level)$
 - 7: **for** cada píxel (ii, jj) de la imagen $mask$ **do**
 - 8: **if** $mask(ii, jj)$ es igual a 1 **then**
 - 9: $x \leftarrow ii$
 - 10: $y \leftarrow jj$
 - 11: **end if**
 - 12: **end for**
 - 13: Calcular punto medio del haz radioterapéutico
 - 14: $x = \frac{\sum_{ii \in x} ii}{|x|}$
 - 15: $y = \frac{\sum_{jj \in y} jj}{|y|}$
 - 16: **for** $i=1$ hasta det **do**
 - 17: Variable $d(i)$ {distancia del detector al punto de interacción del haz radioterapéutico en el fantoma}
 - 18: Ejecutar función $(UH, nP, l', L) \leftarrow Siddon(ImageTAC, x, x', y, y')$
 - 19: UH, nP, l', L {valores del píxel, número del píxel, distancia recorrida dentro del píxel, $\sum_{i=1} l'_i$ }
 - 20: Cargar conteo de fotones por cada detector $N_d(i)$
 - 21: Calcular $\frac{d\sigma_c}{d\Omega}(i)$ utilizando la ecuación de Klein-Nishina
 - 22: Calcular $\Phi_P(i)$ Fluencia de fotones en (x, y) , donde el haz radioterapéutico interactúa
 - 23: Calcular $D(i)$ Dosis absorbida
 - 24: **end for**
-

DDC de un fantoma, se realizó la colimación del haz mediante una placa que contenía una rendija, permitiendo irradiar haces en forma de abanico. Se consideraron dos modelos de fantomas: uno utilizado en la clínica para calibración de los equipos de mamografía y otro modelo matemático que simula la anatomía de un seno real. En este último, se incluyeron lesiones características como masas y calcificaciones y mediante software de elementos finitos, se procedió a la compresión del seno matemático voxelizado, simulando el proceso durante un cribado mamográfico. Las imágenes obtenidas al irradiar los fantomas permitieron evaluar su capacidad para detectar lesiones en imágenes por DDC a partir de una única exposición de radiación.

En radioterapia mediada por agentes de contraste (RMAC), se realizó la modelación del equipo de radioterapia guiado por imágenes tomográficas en tiempo real. Se consideraron todos los componentes del equipo de tomografía de la empresa General Electric, incluyendo el arco de detectores y el haz de radiación, con el objetivo de reconstruir imágenes de un fantoma segmentado de un paciente real en la zona pulmonar. Además, se modeló el haz de rayos X radioterapéutico para realizar el rastreo del haz en diferentes áreas del fantoma, permitiendo el seguimiento del haz a partir de las imágenes tomográficas reconstruidas. También se propuso un algoritmo para determinar la dosis impartida por el haz radioterapéutico dentro del fantoma, basándose en la fluencia de radiación dispersa que llegó a los detectores del tomógrafo, lo que permitió el monitoreo de la posición del haz radioterapéutico dentro del paciente y la inferencia de la dosis administrada.

4

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este capítulo se presenta los resultados de cada uno de los objetivos planteados, en mamografía y en el equipo de radioterapia mediada por agentes de contraste.

4.1. Radiación DDC en Mamografía

4.1.1. Caracterización del detector de radiación y rejilla antidispersora

Se observa en las imágenes obtenidas por las simulaciones en el detector de radiación dispersa, dos microcalcificaciones de las tres que se encuentran embebidas en el cubo (Figura 4.1). La imagen de DDC se obtiene cuando el campo del haz irradia todo el cubo de agua. Esto se debe a que la radiación dispersada en las calcificaciones sufre una atenuación por el agua circundante en el trayecto de llegar al detector de radiación dispersa, donde la señal que se obtiene de las esferas de calcio es muy baja con respecto a la circundante a esta.

Para ello se propone realizar un campo de radiación más pequeño y que irradie a una de las calcificaciones, como se muestra en la figura 4.2a. Al irradiar sobre una de las tres calcificaciones con el campo de radiación más pequeño, se obtiene en el detector DDC una imagen que muestra mayor señal de la esfera, ya que esta no es opacada por la radiación que se genera en otras áreas (figura 4.2b). Esto

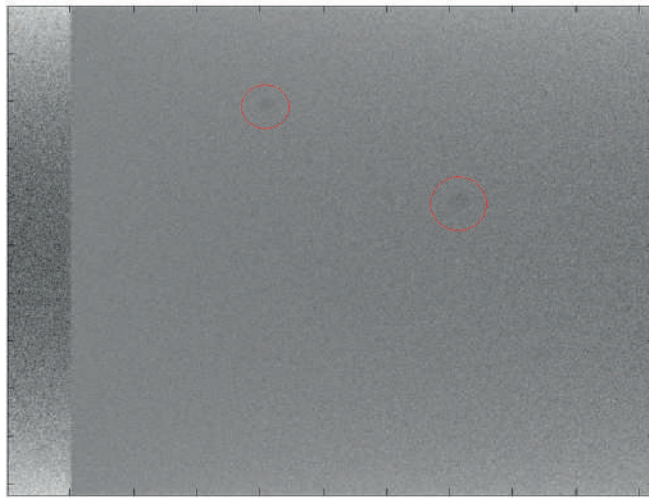


Figura 4.1: Imagen DDC para un campo de haz abierto.

nos muestra que, si el tamaño del campo es lo suficientemente grande, la radiación dispersada desde zonas distintas en la que se encuentra las calcificaciones contribuirá a la imagen de DDC, mostrando una reducción de contraste en las calcificaciones en relación con la señal del cubo del agua. Un inconveniente es si el campo es lo suficientemente pequeño para visualizar la calcificación en la imagen DDC, se requerirá información de la ubicación de las estructuras antes de irradiar.

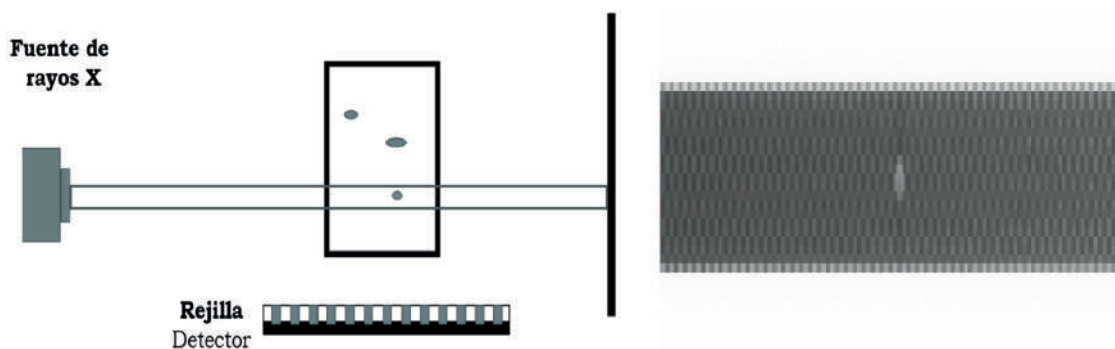


Figura 4.2: a) Esquema de mamografía de campo delgado sobre una calcificación e b) imagen ampliada obtenida de la señal al del detector de DDC.

4.1.2. Configuración del haz de radiación

Basándonos en los resultados previos, se ha determinado que el uso de haces delgados en la dirección perpendicular al detector mejora el contraste de las imágenes DDC obtenidas. Por consiguiente, se propone implementar una configuración que

incluya el uso de una placa con una hendidura, la cual permitirá colimar el haz de radiación proveniente de la fuente. Dicha placa se moverá de manera que irradiará toda el área del detector. Como resultado, se generarán una serie de haces de radiación en forma de abanico con un campo de 20 cm de largo y 1 mm de grosor, los cuales escanearán secuencialmente todo el volumen del objeto. La figura 4.3 ilustra esta nueva configuración del haz de radiación, la cual será específicamente aplicada en los modelos de fantasmas mamográficos.

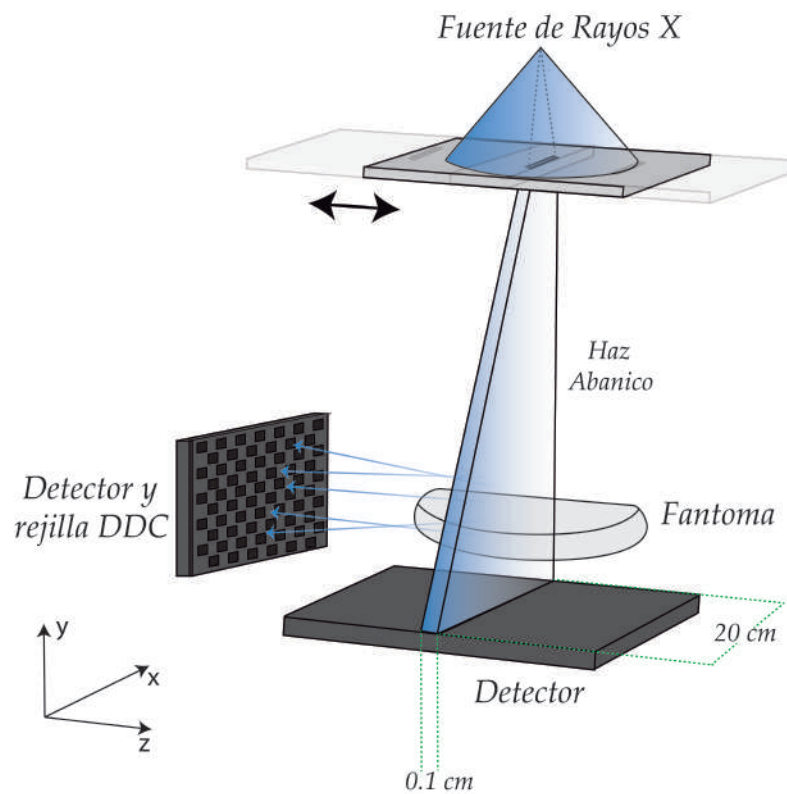


Figura 4.3: Configuración de irradiación, detector de dispersión a 90° con respecto al eje central del haz. El campo de radiación se divide en una serie de haces en forma de abanico.

4.1.3. Imágenes DDC a fantoma mamográfico

4.1.3.1. Fantoma CIRS

La imagen radiográfica completa del fantoma CIRS se obtiene mediante la integración de las señales recibidas por los múltiples haces de abanico en el detector de radiación primaria, como se muestra en la figura 4.4. Esta imagen revela en detalle

todas las diferentes estructuras internas representadas en el diagrama de la figura 3.4. Debido a que utilizamos un haz de rayos X cónico en nuestra configuración, el recorrido del haz de rayos X es más corto en el centro y más largo en las áreas periféricas al irradiar el fantoma con los múltiples haces colimados. Como resultado, la imagen radiográfica presenta una tonalidad más oscura en el centro en comparación con los extremos.

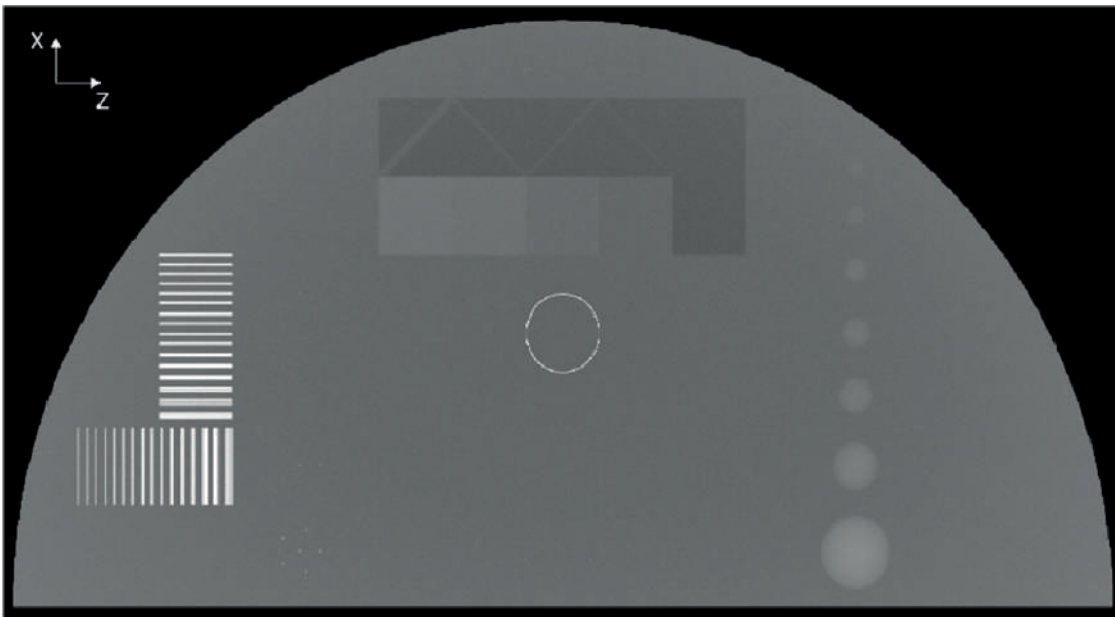


Figura 4.4: Imagen radiográfica del Fantoma CIRS.

En la figura 4.5 se presentan imágenes obtenidas al enfocar el haz de rayos X en un área que contiene tres conjuntos diferentes de calcificaciones con diámetros de $400\ \mu\text{m}$, $275\ \mu\text{m}$ y $230\ \mu\text{m}$. La imagen de la izquierda corresponde a la señal de radiación primaria, mientras que la imagen de la derecha se obtiene a través de la radiación DDC generada por la interacción con el fantoma.

Siguiendo el esquema de la figura 4.4, el haz principal se desplaza en la dirección del eje Y, y debido a que los detectores de la radiación primaria y DDC se colocan a 90° uno del otro, ambas imágenes comparten el mismo eje Z. El ancho del haz del abanico utilizado es de 1 mm, como se muestra en las líneas punteadas en la imagen primaria. El espectro utilizado para obtener estas imágenes es de 28 kVp, el cual es adecuado para el grosor y la densidad del fantoma CIRS.

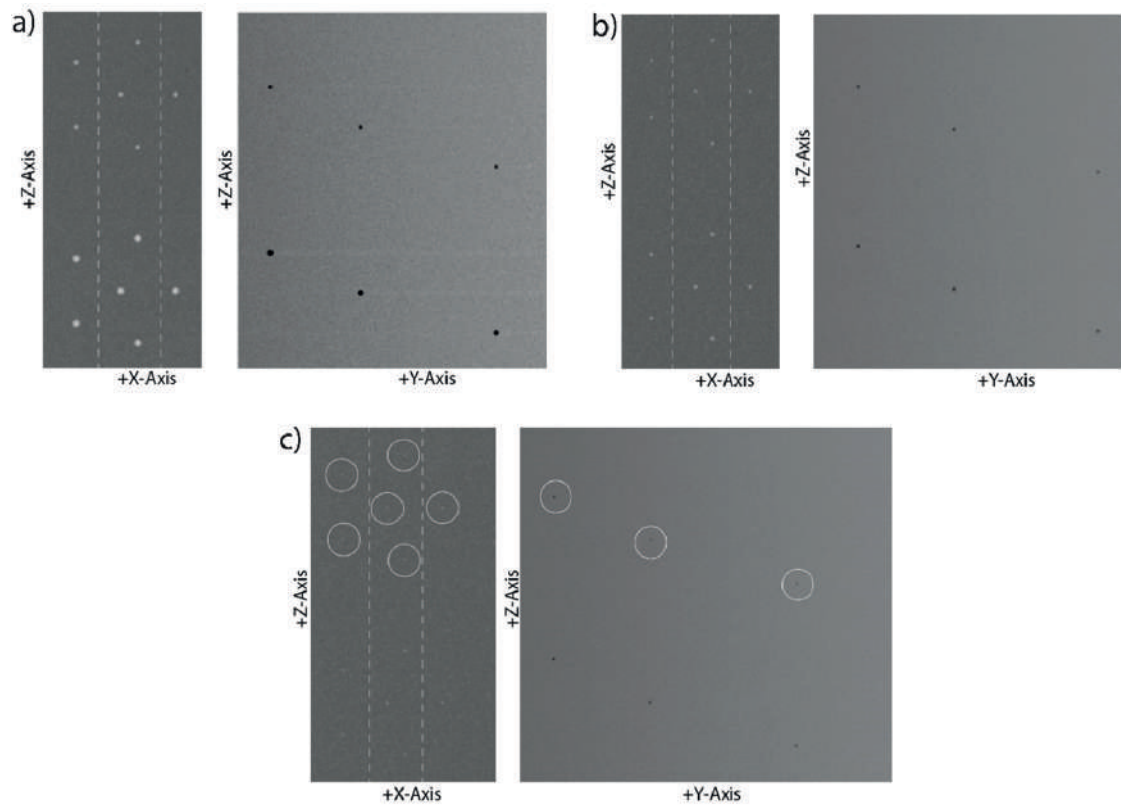


Figura 4.5: Imágenes primarias (izquierda) e imágenes DDC (derecha). Seis conjuntos de calcificaciones, a) $400\ \mu\text{m}$ y $275\ \mu\text{m}$; b) $230\ \mu\text{m}$ y $196\ \mu\text{m}$; c) $165\ \mu\text{m}$ y $130\ \mu\text{m}$.

En las imágenes de DDC, se pueden destacar dos aspectos importantes. En primer lugar, se observa la presencia de una banda adyacente a cada calcificación, con un ancho igual al diámetro de estas. Esta banda es más evidente en las calcificaciones de mayor tamaño, pero también se pueden discernir en las de menor tamaño. En segundo lugar, se aprecia una diferencia en la tonalidad de las calcificaciones entre la imagen DDC y la imagen de radiación primaria. Mientras que en la imagen de radiación primaria las calcificaciones presentan una tonalidad clara, en la imagen DDC adquieren una tonalidad oscura. Este cambio de tonalidad indica que las calcificaciones dispersan más radiación en comparación con el tejido circundante, lo que resulta en una señal más alta en el detector de radiación DDC. Es importante recordar que a medida que la señal aumenta, la imagen en el detector se torna más oscura.

La figura 4.6 muestra cómo el haz en forma de abanico se enfoca ahora en el conjunto de las siete masas, como se puede observar en el rectángulo blanco

punteado a la izquierda de la imagen primaria. A partir de los fotones dispersados del haz en abanico, se obtienen las imágenes de DDC. El detector de dispersión se coloca en una posición que permite acercarse a las masas tumorales, reduciendo la atenuación de los haces dispersados por el fantoma. Se puede apreciar que, al

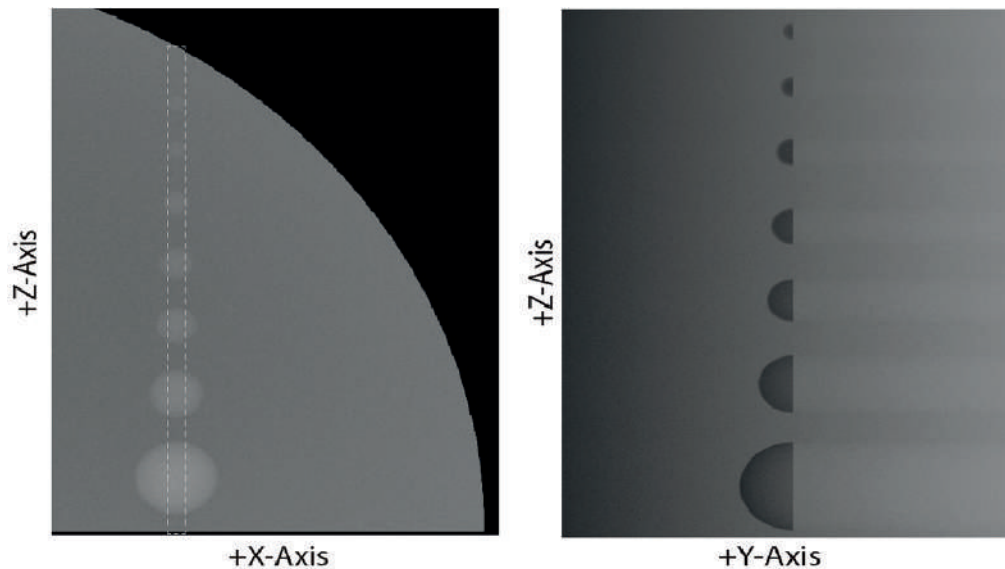


Figura 4.6: Imagen primaria del conjunto de siete semiesferas del CIRS mostrando en línea punteada haz abanico delgado e imagen DDC de las semiesferas.

irradiar las masas con el haz en forma de abanico, se genera una mayor radiación dispersa en comparación con el material circundante, lo cual se traduce en una señal más intensa en el detector de DDC. Como consecuencia, en la imagen de DDC, las masas presentan tonos más oscuros, indicando que dispersan más radiación en comparación con el medio circundante. Por otro lado, las regiones donde se dispersa menos radiación por el fantoma representan por tonos más claros.

La figura 4.7 muestra lo que sucede cuando el haz en abanico irradia una región adyacente a las masas. Aunque las masas no son directamente irradiadas por el haz de radiación en abanico, aún se pueden observar las semiesferas en la imagen de DDC. La presencia de las masas es debido a que atenúan la radiación dispersada por el fantoma en la zona irradiada, lo que genera un déficit de señal que llega al detector de DDC. Además, las bandas previamente presentes debajo de las masas ya no son visibles debido a que el haz en abanico generado por la fuente de rayos X no incide directamente sobre las masas.

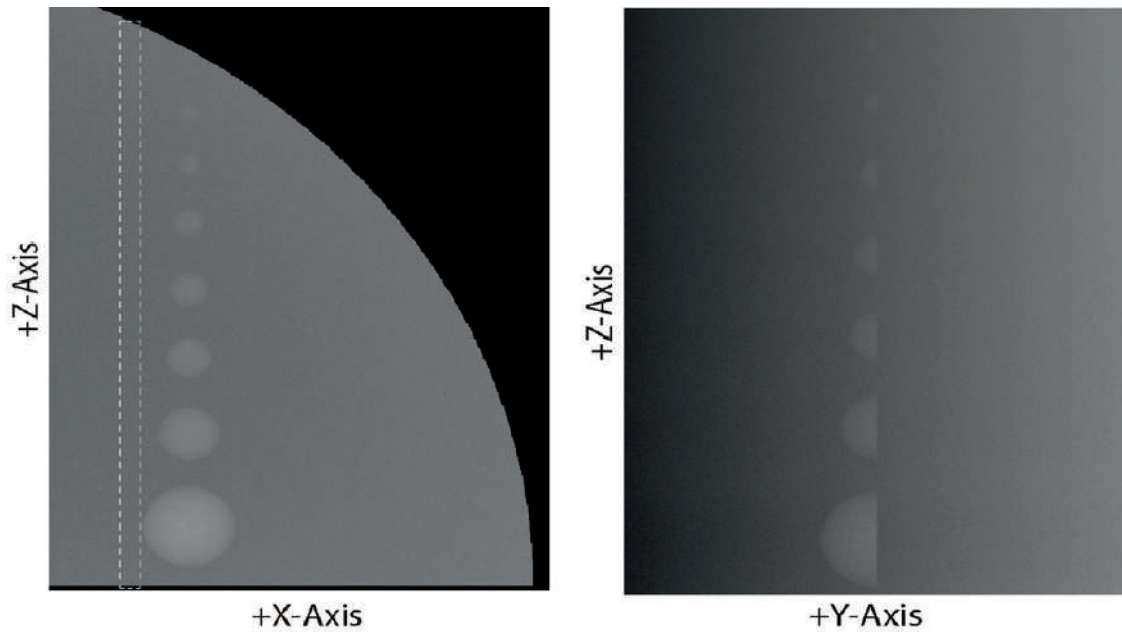


Figura 4.7: Imagen primaria (izquierda), donde muestra en líneas discontinuas blancas la interacción del haz de abanico para obtener la imagen de DDC (Derecha).

En la figura 4.8 se muestra las imágenes obtenidas de la señal primaria y de DDC tomadas de un haz de abanico de radiación que atraviesa el patrón de resolución. Todos los patrones de resolución que se pueden discernir en la imagen principal también se pueden observar en la imagen dispersa.

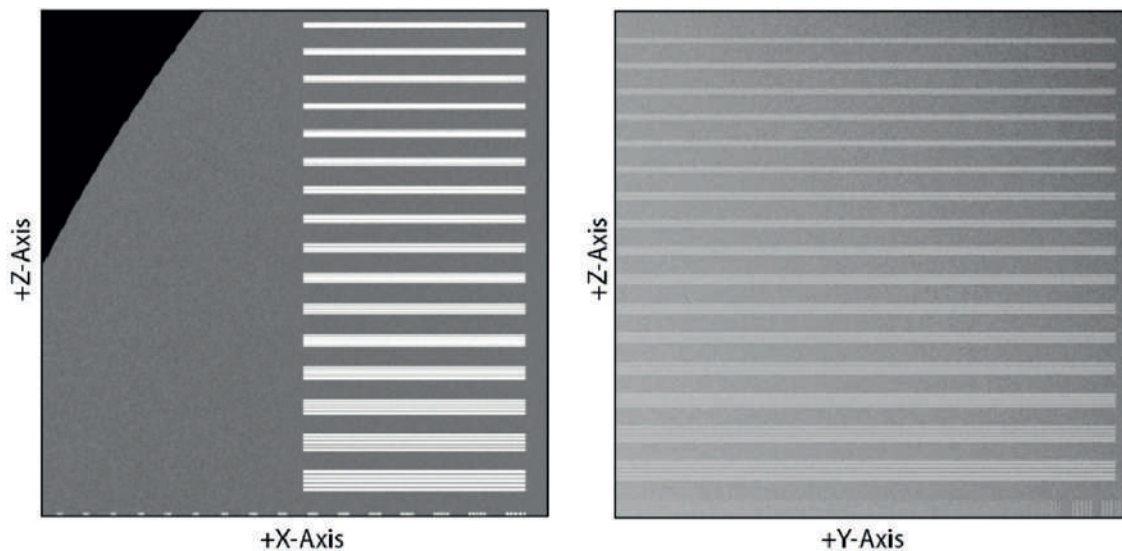


Figura 4.8: Imagen primaria (izquierda) e imagen DDC (derecha) del patrón de resolución en el fantoma CIRS.

El patrón de resolución nos permite medir el contraste y el poder de resolución

que ofrecen tanto la imagen primaria y la DDC, para ello se usa la función de transferencia modular (MTF), el cual nos indica la nitidez que nos ofrece la imagen. Se realizó el cálculo de la señal promedio y su desviación estándar sobre una región de interés [107], en este caso entre cada uno de los patrones de resolución con respecto al fondo o estructuras circundantes.

En la gráfica de MTF con respecto a la frecuencia espacial del sistema de resolución presentado en la figura 4.9, se puede observar que la imagen primaria presenta un mayor nivel de detalle en comparación con la imagen dispersa. Esta diferencia se debe a la atenuación exponencial experimentada por el haz de radiación al atravesar el fantoma. A medida que la radiación atraviesa más estructura del fantoma, se dispersa una menor cantidad de rayos X. Por lo tanto, la diferencia de contraste entre ambas imágenes está determinada por la atenuación exponencial que ocurre a lo largo de la profundidad del fantoma.

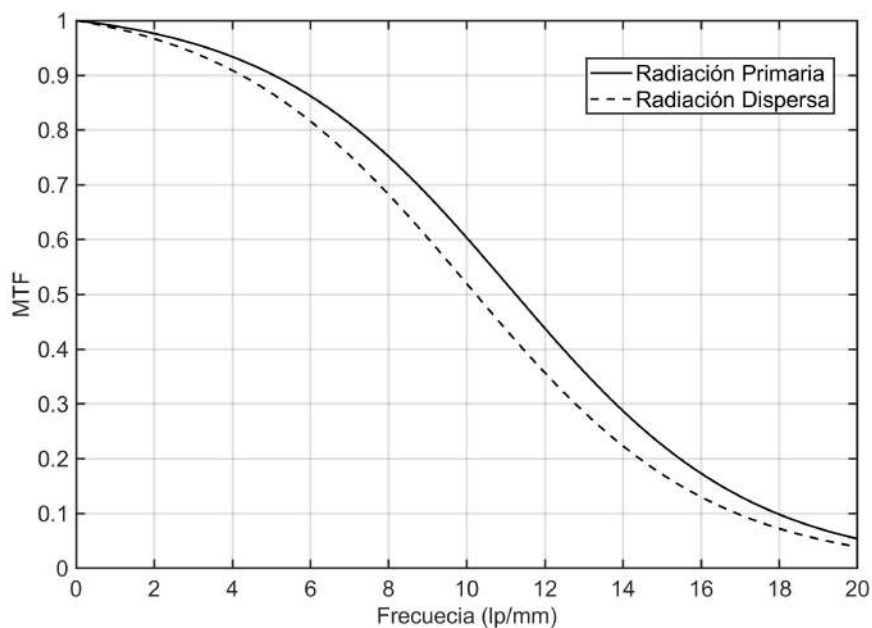


Figura 4.9: MTF calculado para las imágenes primaria y dispersa del sistema de resolución.

Hasta ahora, se han observado dos efectos en las imágenes generadas a partir de la señal de radiación DDC. En primer lugar, se aprecia un cambio en la tonalidad de las estructuras de interés tanto en la imagen primaria como en la imagen DDC.

Este cambio de tonalidad se debe a la irradiación de las estructuras, donde en la imagen de radiación primaria se produce debido a la atenuación de la radiación, mientras que en la imagen DDC se debe a la mayor cantidad de radiación dispersa generada por la estructura, lo que resulta en una señal más intensa en el detector de dispersa. En segundo lugar, se observa el efecto de una banda que se genera debido a la presencia de una estructura. Este efecto brinda información relevante sobre la posición de la estructura en relación con el área irradiada en el fantoma.

4.1.4. Procesamiento de imágenes

4.1.4.1. Normalización de imágenes

Las imágenes que se presentaron del fantoma modelado del CIRS, necesito un procesado de normalización de raíz cuadrada. La figura 4.10 muestra la imagen de DDC del fantoma CIRS con el conjunto de masas presentada en la figura 4.6. En la izquierda de la figura se muestra los datos generados por PENELOPE, sin procesar, en un mapa de escala de grises. A la izquierda de la figura 4.10 se pueden observar

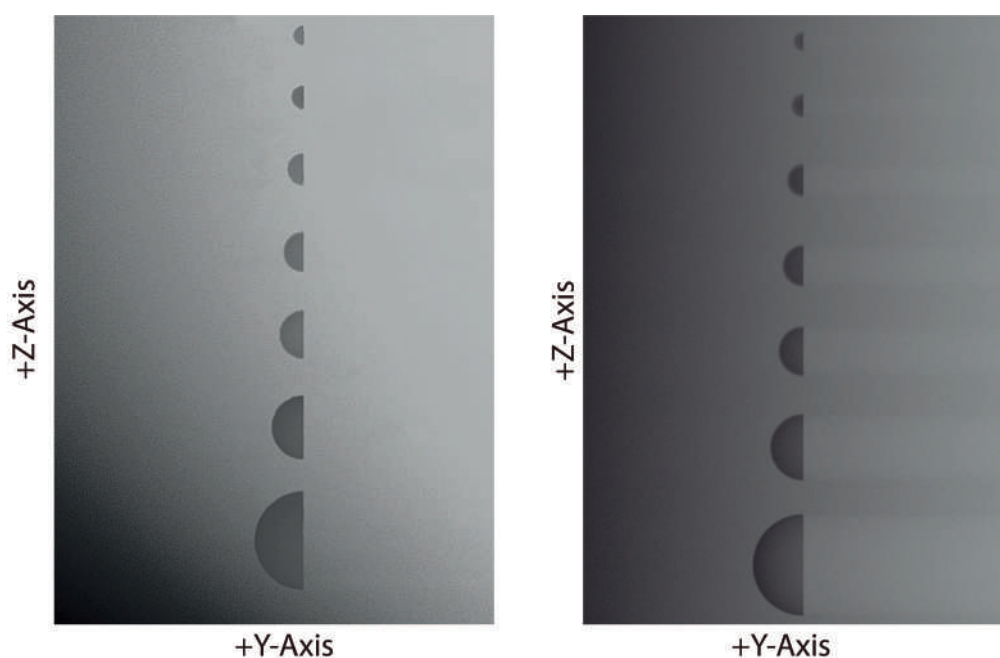


Figura 4.10: Imagen DDC sin normalización (izquierda) y con normalización (derecha).

dos efectos distintos. El primero es el efecto talón, caracterizado por un área más oscura en la imagen en relación al eje Z. Este efecto ocurre debido a una mayor

cantidad de radiación que llega a un extremo del fantoma, lo que resulta en una dispersión adicional de los rayos X en esa área y una señal más intensa en el detector de DDC (izquierda de la figura 4.11). El segundo efecto es la atenuación del haz de rayos X en forma de abanico al atravesar el grosor del fantoma (derecha de la figura 4.11), donde se observa una mayor dispersión de radiación en la superficie del fantoma en comparación con las regiones más profundas. En el panel derecho de la figura 4.10, se muestra una imagen normalizada utilizando la transformada de raíz cuadrada, tal como se detalla en la sección 3.3.1. Esta normalización es crucial, ya que permite visualizar el efecto de la banda cuando se irradia sobre una estructura, evitando la pérdida de información relevante de las estructuras en la imagen. Las

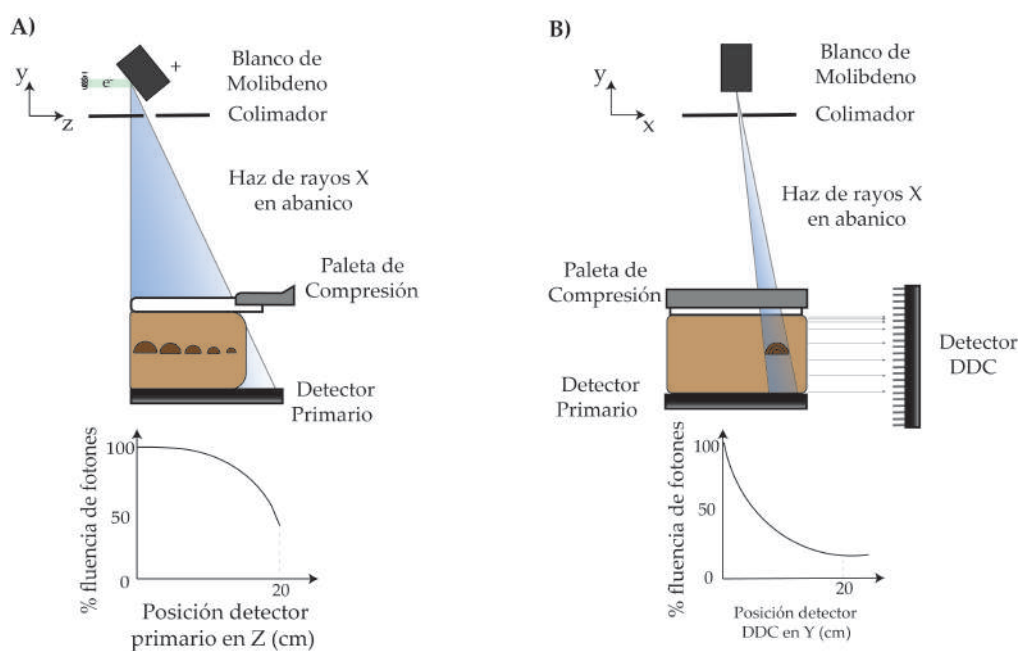


Figura 4.11: Irradiación del fantoma CIRS por el haz en forma de abanico. A) Vista lateral. Se observa el efecto talón el cual se refiere a la variación de la intensidad de fotones generados en el blanco en función de la dirección de emisión a lo largo del eje ánodo(+)-cátodo(-). B) Vista frontal. La fluencia de fotones dispersos que llegan al detector DDC disminuye a medida que aumenta la profundidad en el fantoma.

imágenes obtenidas a través de la señal de radiación DDC que se presentarán en la siguiente sección del fantoma antropomórfico se someten a normalización, con el fin de no perder información relevante de las estructuras presentes en dicho fantoma.

4.1.4.2. Fantoma antropomórfico

La figura 4.12 muestra la integración de la señal capturada por el detector de radiación primaria de la serie de haces en abanico sobre el fantoma antropomórfico. En la imagen se pueden apreciar claramente las dos masas espiculadas y el conjunto de calcificaciones.

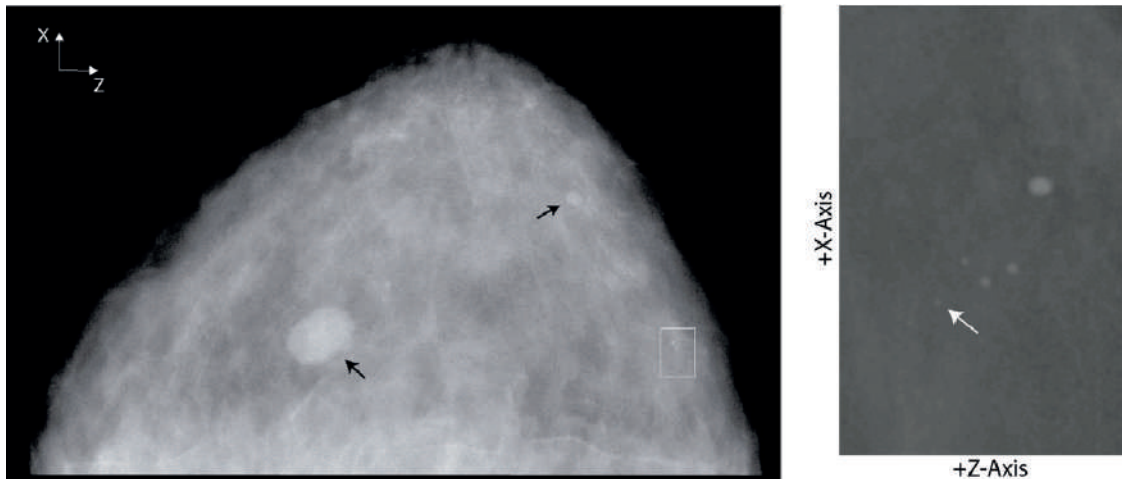


Figura 4.12: Mama antropomórfica comprimida a 35 mm de espesor. Las masas tumorales añadidas están marcadas con flechas y un grupo de microcalcificaciones se muestran ampliadas en el panel de la derecha.

La configuración del haz colimado se llevó a cabo de acuerdo al procedimiento utilizado en el modelo de fantoma CIRS, utilizando un grosor de haz en forma de abanico de 1 mm para obtener los resultados que se presentan en esta sección. Se generaron dos modelos de fantomas de seno comprimido, uno con un grosor de 35 mm y otro con un grosor de 50 mm. Cada uno de ellos fue expuesto a un haz de energía de 30 keV y 35 keV, respectivamente.

4.1.4.2.1. Mama comprimida a 35 mm En la figura 4.13, a la izquierda, se representa con líneas punteadas el haz en forma de abanico irradiando a través de una masa de 5 mm del fantoma, utilizando un haz de 30 keV generado por un blanco de molibdeno. En la parte derecha de la figura 4.13, se muestra la imagen obtenida de la radiación DDC.

Al irradiar sobre una estructura, en este caso sobre la masa se observan dos casos particulares mencionados previamente en el fantoma CIRS. El primero es el cambio

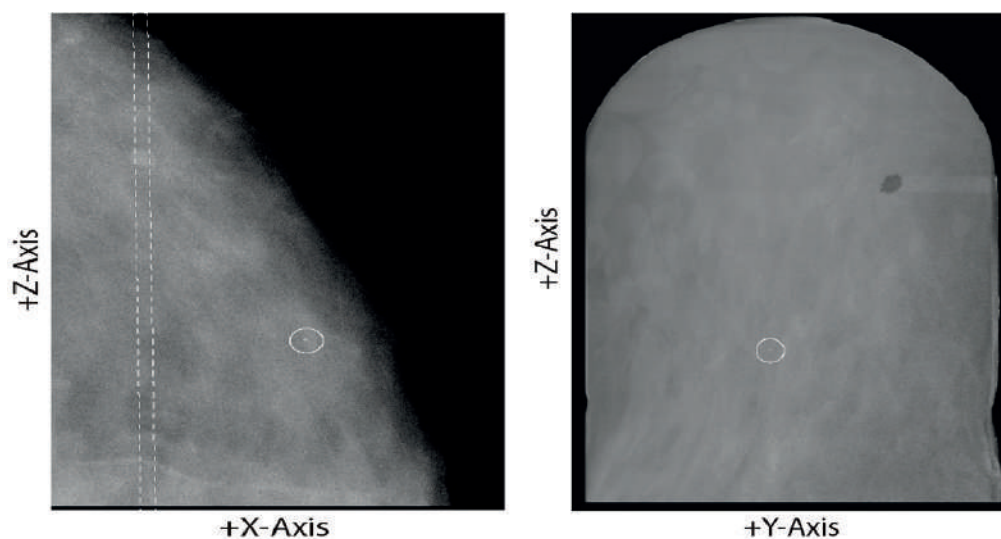


Figura 4.13: Imagen primaria, señalado el haz abanico como un rectángulo punteado blanco (no dibujado a escala), utilizado para obtener la imagen de DDC que se muestra en la derecha.

de tonalidad en las dos imágenes. En la imagen primaria, la presencia de la masa hace que se atenúe la radiación, lo que provoca que llegue al detector una baja señal presentándose en tonalidad clara, por el contrario, en la imagen de DDC se obtiene una tonalidad oscura debido a la alta radiación que dispersa la masa, lo que hace que llegue mayor señal al detector de radiación dispersa. Lo segundo que se presenta es la huella en forma de banda en la imagen de DDC, debido a la mayor atenuación causada por el volumen de la masa tumoral en comparación con el tejido circundante.

En la imagen DDC, también se puede observar la presencia de la calcificación de $300 \mu m$ de tono claro, indicada en ambas imágenes con un círculo blanco. El tono claro de la calcificación en la imagen DDC, indica que no está siendo irradiada directamente por el haz en forma de abanico. En la imagen primaria, se puede verificar que la calcificación se encuentra fuera del campo de irradiación, sin embargo, es visible en la imagen de DDC debido a que esta atenúa la radiación dispersada por el volumen irradiado. Con el fin de ilustrar mejor este efecto, en la figura 4.14 se muestra a la izquierda, de manera denotada por líneas punteadas, cómo el haz de radiación en forma de abanico incide en un volumen de tejido adyacente a la masa tumoral.

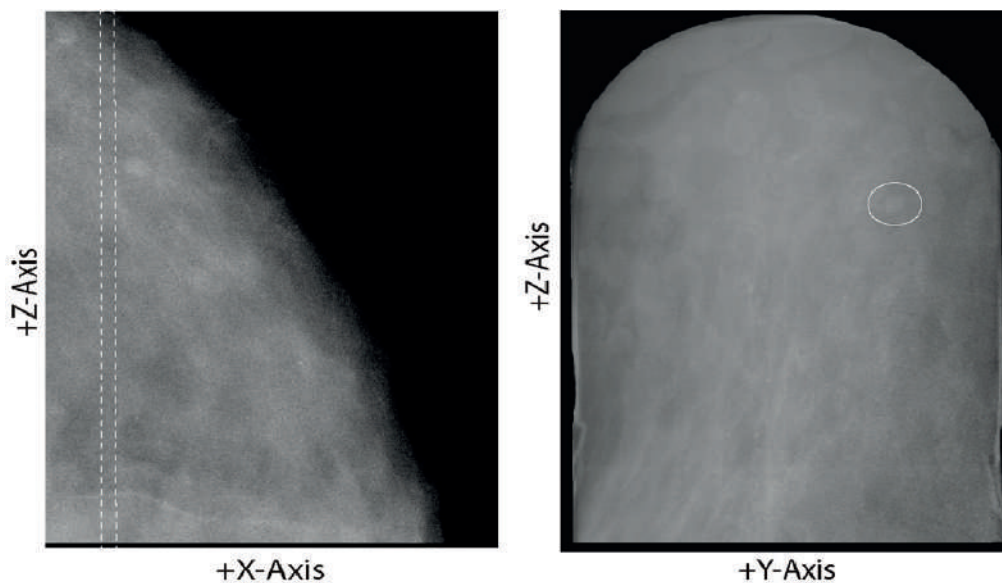


Figura 4.14: Imagen primaria, señalado el haz abanico como un rectángulo punteado blanco, utilizado para obtener la imagen de DDC que se muestra en la imagen derecha. En el círculo blanco se encierra la presencia de la masa.

En la imagen de DDC en la derecha de la figura 4.14 se puede observar que tanto la masa tumoral como la calcificación presentan tonalidades más claras. Esto indica que estas estructuras no se encuentran dentro del área de tejido irradiado en el corte, lo cual se evidencia por la ausencia de la banda adyacente que se observaba previamente. Este hallazgo es relevante, ya que el hecho de que en las imágenes de DDC se confirme la presencia de la banda en un corte y su ausencia en otros permite determinar de manera más precisa que el objeto de interés es real, descartando la posibilidad de que sea un artefacto. Además, la presencia de esta banda en la imagen no solo confirma la presencia de una estructura, sino que también es útil para determinar su posición exacta en las tres dimensiones espaciales.

En la figura 4.15 se puede apreciar que al irradiar el grupo de calcificaciones con el haz en abanico, se obtiene una imagen en el detector de radiación dispersa donde se pueden visualizar cuatro de las seis calcificaciones presentes en el fantoma de seno. Las calcificaciones más grandes son claramente visibles, sin embargo, los rayos X que atenúan las de 100 y $120 \mu m$ no es suficiente para poder ser visualizadas en la imagen. Para mejorar la visibilidad de las calcificaciones más pequeñas, se sugiere considerar otras orientaciones del detector de radiación dispersa, como

ángulos diagonales de 45 grados con respecto al haz incidente, donde la radiación dispersa es más pronunciada que a 90 grados.

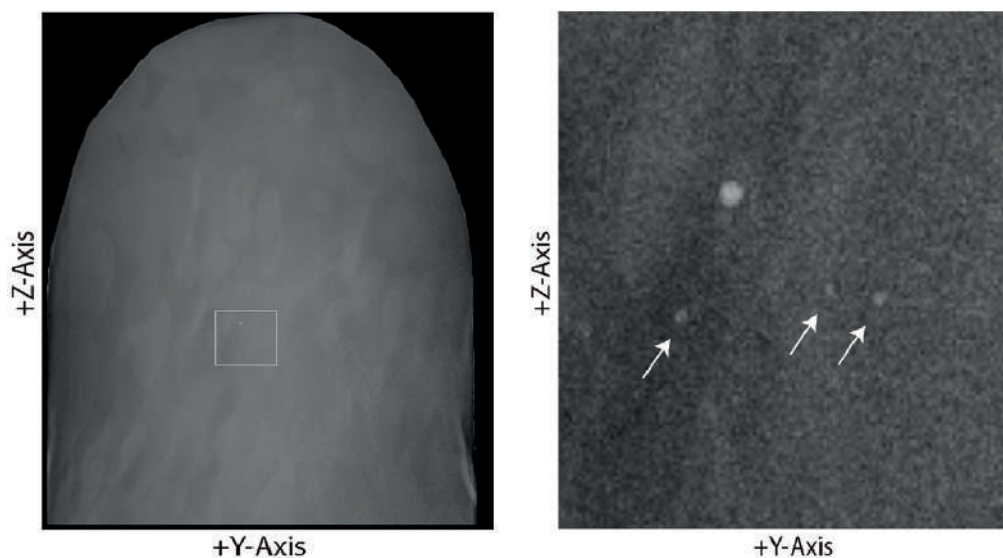


Figura 4.15: Izquierda: Imagen DDC del grupo de calcificaciones puestas en el fantoma de mama antropomorfa de 35 mm de espesor. Derecha: Acercamiento del grupo de calcificaciones obtenidos en la imagen DDC.

4.1.4.2.2. Mama comprimida a 50 mm El incremento en la compresión del seno a 50 mm implica un mayor grosor de tejido mamario que debe ser atravesado, lo cual resulta en una mayor atenuación de los rayos X de baja energía. Por lo tanto, las imágenes que se presentan para compresión de 50 mm de espesor se generaron mediante la irradiación con un haz de 35 keV.

La figura 4.16 muestra una imagen primaria a la izquierda, donde se emplea un haz colimado en forma de abanico representado por líneas punteadas blancas. A la derecha, se muestra una imagen de DDC obtenida a partir del haz abanico que pasa adyacente al conjunto de calcificaciones en el fantoma de seno. Ambas imágenes muestran diferencias en la tonalidad debido a las diferentes densidades de los tejidos mamarios, destacando las diferencias entre el tejido glandular, fibroso y adiposo. En la imagen DDC se puede observar nuevamente las cuatro calcificaciones que habían sido visualizadas previamente cuando el seno se comprimió a 35 mm utilizando un haz de 30 keV. Esto sugiere que es posible obtener imágenes de DDC

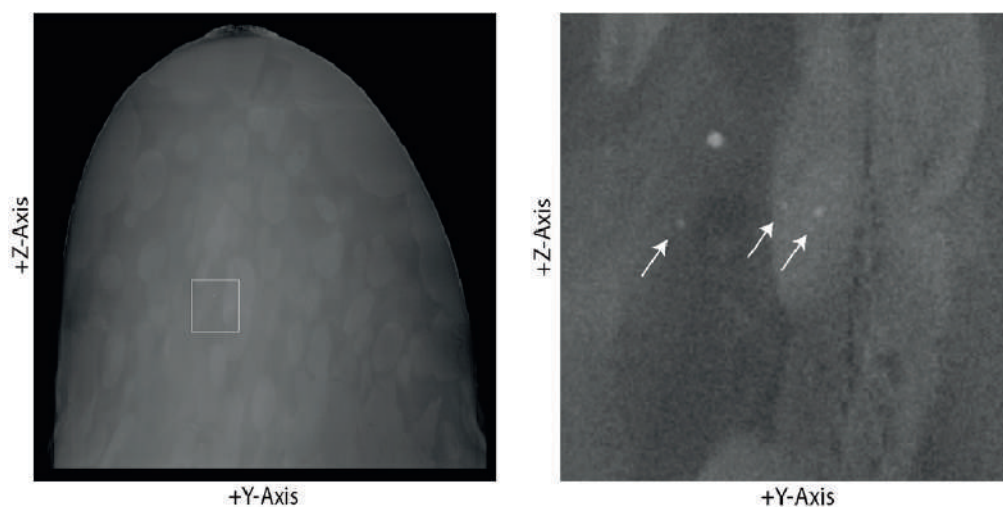


Figura 4.16: Izquierda: Imagen DDC del grupo de calcificaciones puestas en el fantoma de mama antropomorfa de 50 mm de espesor. Derecha: Acercamiento del grupo de calcificaciones obtenidos en la imagen DDC.

de las estructuras internas de la mama, independiente del grosor de la compresión del seno, siempre y cuando se seleccione el espectro de energía adecuadamente.

En la figura 4.17 se muestra la imagen DDC cuando el haz en abanico irradia el volumen donde la masa de 5 mm se encuentra ubicada. La masa se observa en un tono oscuro y la banda producida por la atenuación de la masa con respecto a su entorno es claramente visible, lo que indica, como se discutió antes, que el haz de radiación abanico de grosor de 1 mm está pasando directamente a través de la masa. Denotado por un círculo blanco se encierra la calcificación de 300 μm que se observa en la imagen de DDC, aunque no se encuentre dentro del volumen irradiado por el haz en abanico.

4.1.5. Ruido en imágenes de DDC

En esta sección el efecto del ruido para imágenes DDC se muestra solamente en el fantoma mamario antropomórfico de 50 mm de grosor, ya que este espesor representa un desafío mayor para obtener imágenes de DDC con la dosis absorbida necesaria para lograr una calidad de imagen óptima. Se obtuvieron resultados similares para el modelo de mama de 35 mm, aunque a dosis más bajas. La evaluación de la calidad de la imagen se realiza mediante el cálculo del CNR en función de la dosis absorbida

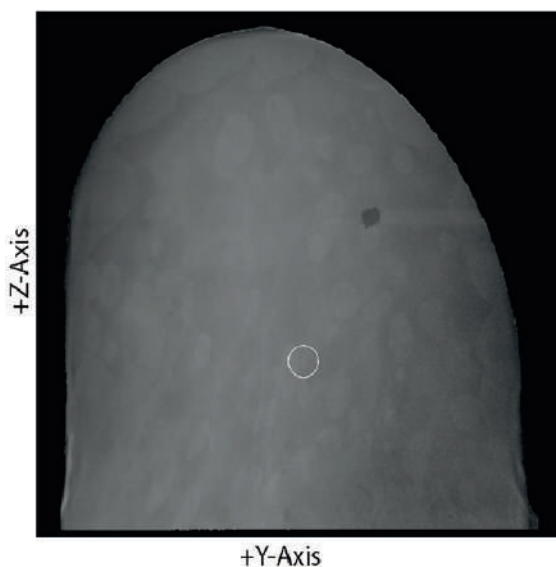


Figura 4.17: Imagen DDC cuando el haz abanico interactúa directamente sobre la masa.

promedio en la mama, tanto para las imágenes primarias como para las imágenes de DDC, utilizando la ecuación 3.2. Todos los gráficos de CNR que se muestran en la figura 4.18 utilizaron una masa tumoral de 5 mm como ROI. Se seleccionó esta masa debido a que es observable en las imágenes de DDC, y las masas de mayor tamaño, como la masa de diámetro de 15 mm, será más visible debido a la radiación dispersa que generan debido a su mayor volumen. Sin embargo, en el caso de las microcalcificaciones, estas son demasiado pequeñas para proporcionar una estimación confiable a través del CNR.

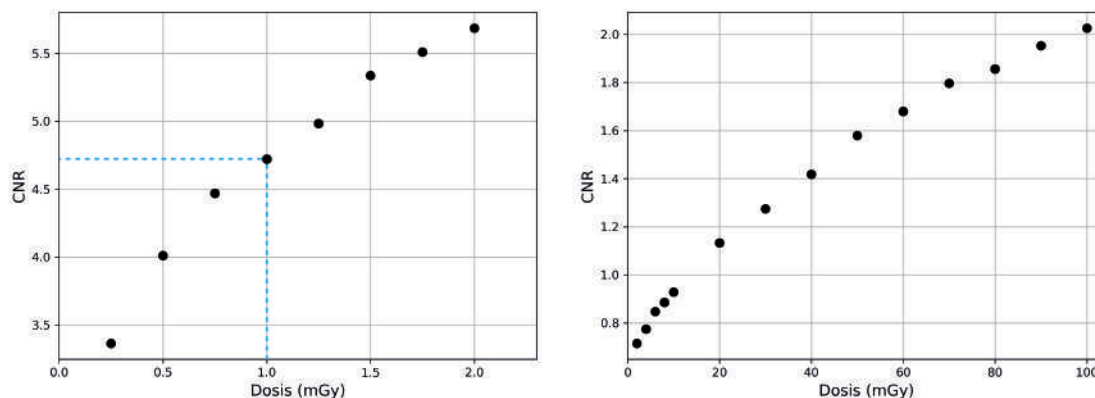


Figura 4.18: CNR en función de la dosis mamaria promedio para la imagen primaria (izquierda) y la imagen de DDC (derecha) utilizando la masa tumoral de 5 mm como ROI.

Utilizando la gráfica de CNR en función de la dosis de la imagen primaria, se tomó como referencia el CNR correspondiente a una dosis mamaria promedio de 1 mGy [108], el cual se muestra en el lado izquierdo de la figura 4.18. Al extrapolar los datos de CNR en función de la dosis para la imagen de DDC, se observa que se requerirían aproximadamente 500 mGy de dosis mamaria promedio para alcanzar el CNR de referencia

Tomando una dosis promedio en la mama de 500 mGy se obtiene la imagen de DDC de un haz de abanico de 1mm adyacente a la mostrada en la figura 4.19. La distancia desde este corte de tejido hasta la superficie de la mama en la dirección del detector de imagen dispersa es de 2.0 cm. Mientras que la calcificación de $300\ \mu\text{m}$ es perceptible, las calcificaciones más pequeñas (la mayoría claramente visibles en la imagen primaria y de DDC sin ruido) no son perceptibles incluso a este alto nivel de dosis.

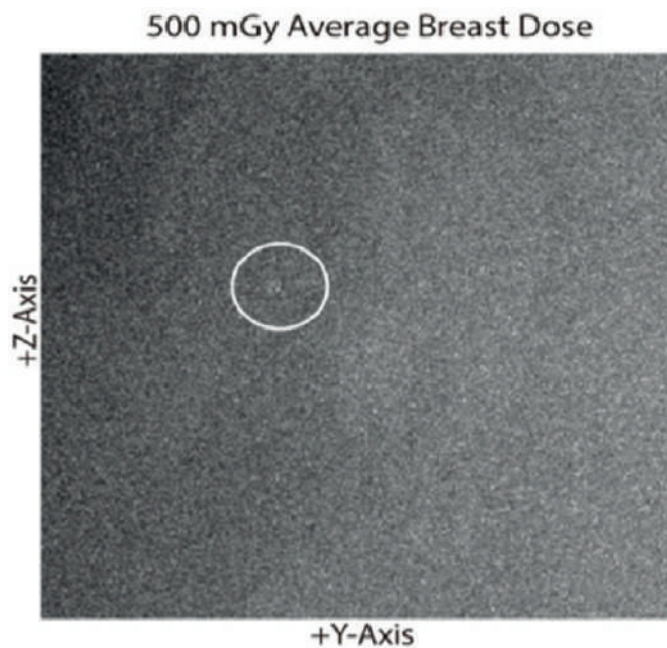


Figura 4.19: Imagen de DDC con CNR de referencia que muestra la calcificación de $300\ \mu\text{m}$. Las calcificaciones más pequeñas no son perceptibles incluso con esta alta dosis.

En la figura 4.20 se presenta la imagen de una masa tumoral de 5 mm, adquirida a una dosis mamaria promedio de 500 mGy. La distancia entre esta masa y la superficie mamaria en la dirección del detector de dispersión es de 4.0 cm. Se

observa que en las imágenes de DDC obtenidas a esta dosis absorbida, ya no es posible distinguir claramente los tejidos fibroso y glandular, como se apreciaban previamente. Sin embargo, el contraste de la imagen es lo suficientemente alto como para permitir la diferenciación visual de la masa con respecto al fondo. A modo de comparación, se muestra la imagen DDC de la misma masa tumoral obtenida a una dosis promedio de 50 mGy, lo que corresponde a un valor de CNR de 1.6, como se ilustra en la gráfica derecha de la figura 4.18. Al reducir la dosis absorbida a una décima parte, se evidencia un aumento en el ruido de fondo. A pesar de esto, aún se logra una visualización y diferenciación adecuadas entre la masa y el tejido circundante, aunque con un contraste menor.

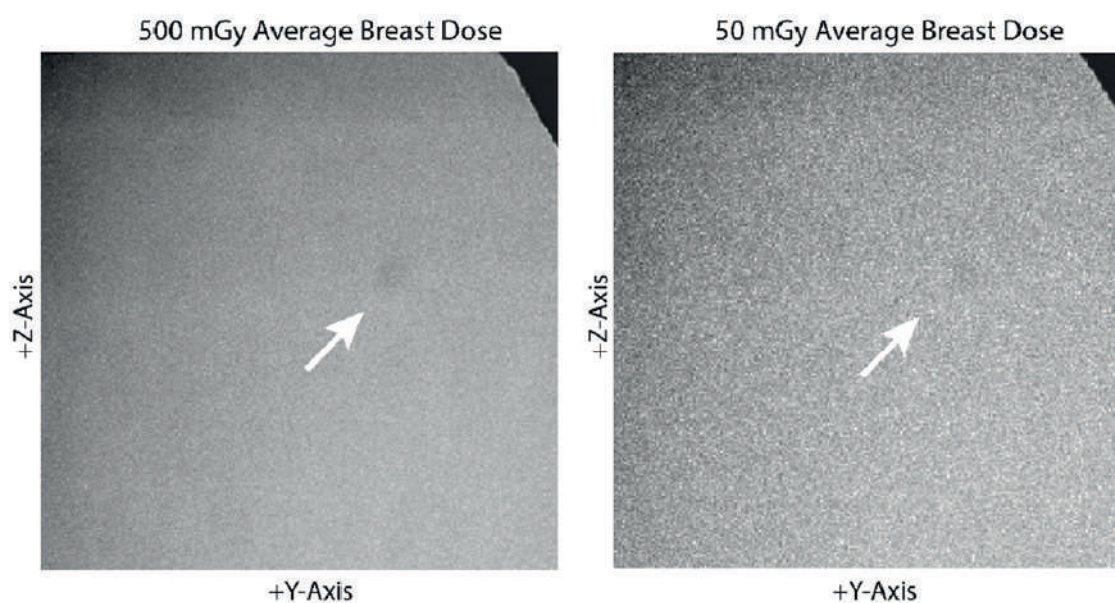


Figura 4.20: Imagen de DDC de tumor de 5 mm, con un CNR de 4.7 (izquierda) y para un CNR de 1.6 (derecha).

4.1.5.1. Estrategias para reducción de ruido

4.1.5.1.1. Aumento de la señal de DDC por integración de corte La integración de cortes se refiere al proceso de sumar la señal que se obtiene en el detector DDC a partir de múltiples haces de radiación colimados en forma de abanico sobre la estructura de interés, en este caso de la masa de 5 mm de diámetro. En la figura 4.21, se muestra a la izquierda la imagen del fantoma de 50 mm de

grosor con los 4 haces colimados en forma de abanico irradiando la masa de 5 mm de diámetro. A la derecha de la figura, se presenta la gráfica del CNR en relación a la dosis mamaria promedio. Esta gráfica corresponde a la imagen obtenida mediante la integración de la señal de radiación DDC de los cuatro cortes.

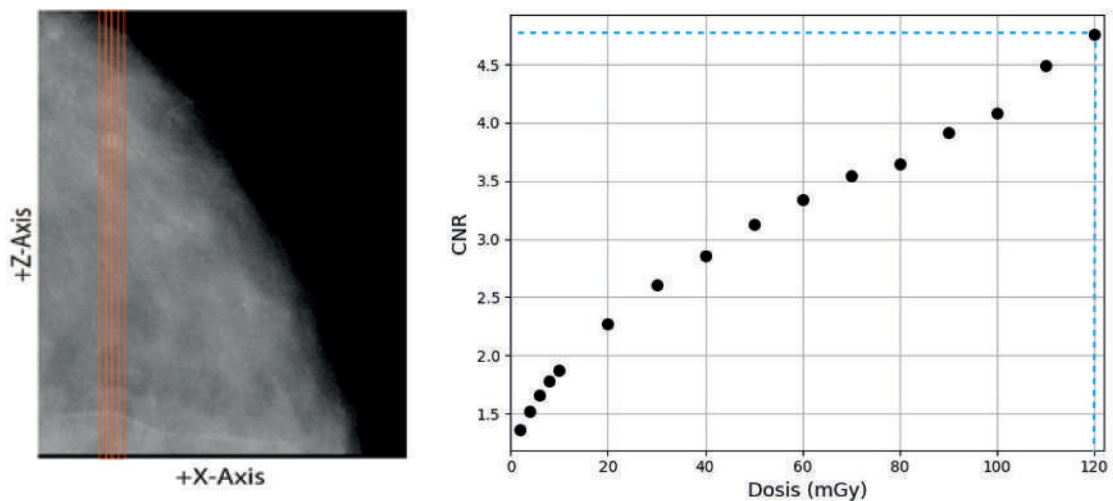


Figura 4.21: CNR en función de la dosis mamaria promedio usando la masa tumoral de 5 mm como ROI.

La dosis promedio requerida para alcanzar el mismo valor de CNR de referencia de 4.8, obtenido a partir de la señal con ruido en la imagen primaria con una dosis de 1 mGy, se estima en 120 mGy mediante extrapolación, como se muestra en la gráfica de la derecha de la figura 4.21. Esto implica una reducción aproximada del 75% en la dosis necesaria para obtener el mismo CNR que se logra con la señal de un solo haz en abanico.

La figura 4.22 se presenta la imagen de la masa tumoral de 5 mm obtenida mediante la integración de la señal de DDC, utilizando una dosis absorbida promedio en el seno de 100 mGy y logrando un valor de CNR de 4.1. En esta imagen, es claramente perceptible la presencia de la masa. Como punto de comparación, se muestra también la imagen obtenida a una dosis absorbida promedio en el seno de 30 mGy, donde el valor de CNR corresponde a 2.6. A pesar de ser un valor ligeramente menor, la masa tumoral todavía es claramente perceptible en esta imagen.

En la figura 4.23 se presentan las imágenes de DDC obtenidas mediante la suma de las señales obtenidas de 4 haces en abanico que inciden sobre las calcificaciones,

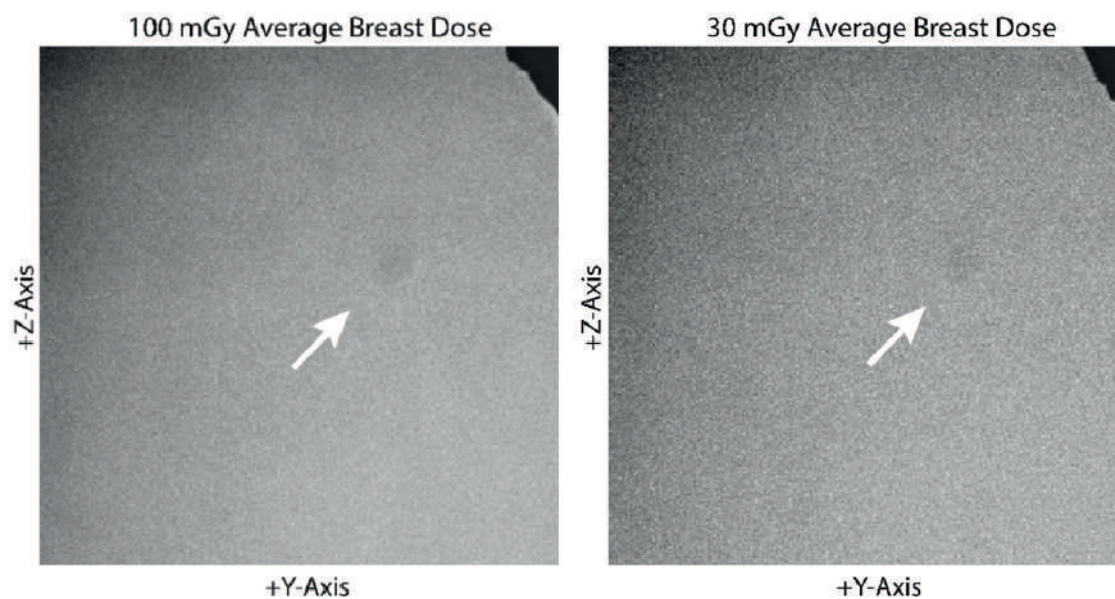


Figura 4.22: Imagen de DDC obtenida al sumar la señal generada a partir de 4 haces en abanico irradiando sobre la masa de 5 mm. Imagen DDC para un CNR de 4.7 y de 2.6.

para una dosis absorbida promedio en el seno de 120 mGy. Se observa que, a este nivel de dosis, las calcificaciones no son visibles, encontrando que la dosis mínima para visualizar una calcificación de $300 \mu m$ es de 200 mGy, con un CNR correspondiente de 6.3. Aunque se irradie a estos niveles de dosis, queda claro que la imagen DDC no permite confirmar la presencia de microcalcificaciones que son visibles en una imagen primaria. Esto se debe a que, mientras el ruido es el factor limitante para la visibilidad de objetos pequeños, la detección de objetos más grandes está determinada principalmente por las estructuras circundantes presentes en la imagen.

Cabe señalar que, para aumentar la señal mediante la suma de imágenes de DDC de cortes de tejido adyacentes, se debe realizar la integración de manera que la región de interés se encuentre dentro del volumen irradiado por los haces de radiación colimados en forma de abanico. De lo contrario, la señal de dispersión aumentará sin llevar información útil de la región de interés. La cantidad de cortes a elegir dependerá de la contribución que realice la señal con respecto a la estructura que se está analizando. Como se mencionó anteriormente, irradiar la masa con un haz en abanico, se produce una tonalidad de grises en la imagen de DDC diferente con respecto a cuando el haz abanico irradia en tejido adyacente. Esto

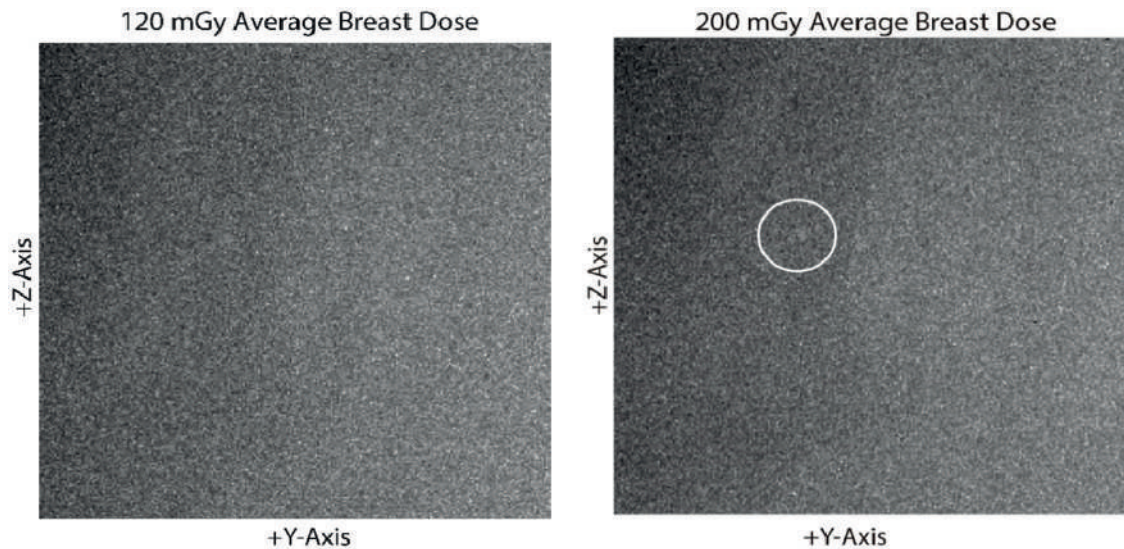


Figura 4.23: Imagen de dispersión direccional para el grupo de calcificaciones utilizando la señal generada por 4 cortes de tejido adyacentes. Imagen derecha, calcificación de 300 μm .

resulta en que, al sumar los cortes, la masa no se visualice claramente en la imagen final. En este caso, es necesario identificar el corte donde el haz abanico no irradia directamente sobre la masa e invertir los valores de cada píxel, de esta manera se logrará aumentar la señal de la masa en la imagen de DDC.

4.1.5.1.2. Aumento de la señal de DDC por integración de píxeles La integración de píxeles implica la suma de la señal registrada en píxeles vecinos para aumentar la señal total. La suma de píxeles hace que la imagen original con tamaño de píxel de 72 μm sea ahora de 144 μm . La figura 4.24 muestra el CNR en función de la dosis mamaria promedio obtenido de la imagen de DDC de la masa tumoral de 5 mm, en la izquierda al agrupar un conjunto de 4x4 píxeles y en la derecha el CNR de la señal generada a partir de 4 cortes de tejido adyacentes aplicando también la suma de la vecindad de 4×4 píxeles.

Se logra obtener una dosis promedio en el seno de 20 mGy al aplicar las técnicas de suma de 4 cortes adyacentes e integración de 4x4 píxeles en la misma imagen, a fin de alcanzar un valor de CNR de 4.7, obtenido en la imagen primaria con una dosis promedio en el seno de 1 mGy.

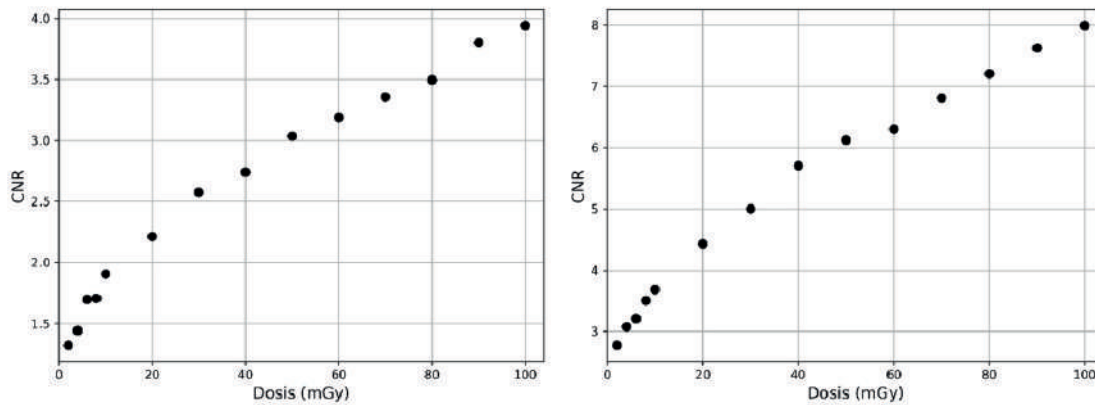


Figura 4.24: Imagen DDC de la masa tumoral de 5 mm obtenida a partir de agrupamiento de píxeles de 4×4 con dispersión generada a partir de un solo corte de tejido (izquierda) e integración de dispersión de 4 cortes de tejido con agrupamiento de píxeles adyacentes de 4×4 .

En la figura 4.25 se muestra la imagen de DDC de la masa tumoral de 5 mm, donde se ha realizado la integración de la señal de 4 cortes adyacentes y la suma de la señal de 4×4 píxeles, utilizando una dosis absorbida promedio de 20 mGy. Además, se presentan imágenes de DDC con dosis medias de 10 mGy y 3 mGy, lo que corresponde a valores de CNR de 3.5 y 2.8, respectivamente. En estas imágenes a diferentes dosis, la masa tumoral sigue siendo discernible, aun a tan bajas dosis. Estos resultados sugieren que, a pesar del ruido presente, todavía puede haber algún mérito en el uso de imágenes de DDC en mamografía, considerando que la dosis promedio de 3 mGy está dentro del nivel de dosis actual en un examen de mamografía convencional que se encuentra en el rango de 1 mGy a 10 mGy.

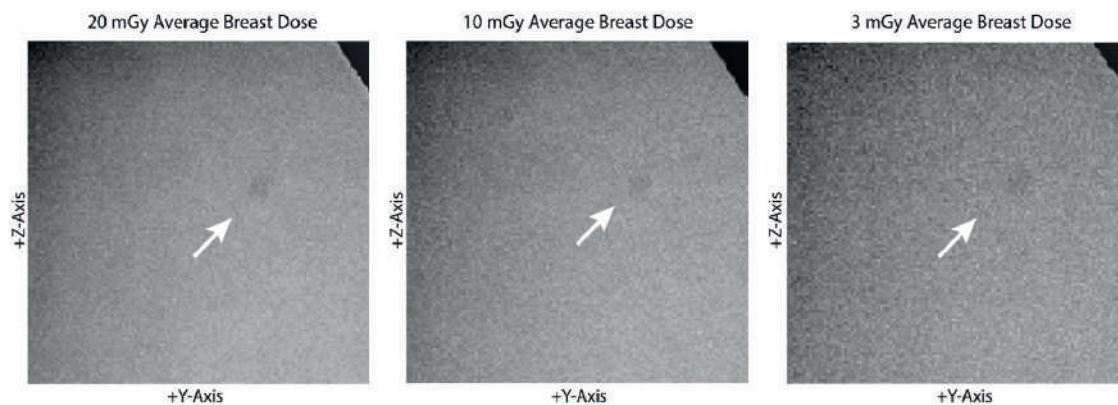


Figura 4.25: Imágenes DDC de la masa tumoral de 5 mm obtenida a partir de la integración de 4 cortes de tejido y 4×4 píxeles adyacentes.

En la figura 4.26 se presentan las imágenes de DDC correspondientes al conjunto de calcificaciones utilizando la técnica de integración de corte y píxel. Sin embargo, en este caso se utiliza un conjunto de solo 2×2 píxeles, ya que agregar más píxeles resultaría en una reducción en la resolución, lo cual ocultaría la presencia de las microcalcificaciones. Es importante destacar que la calcificación de $300 \mu m$ no es visible a dosis promedio por debajo de 100 mGy.

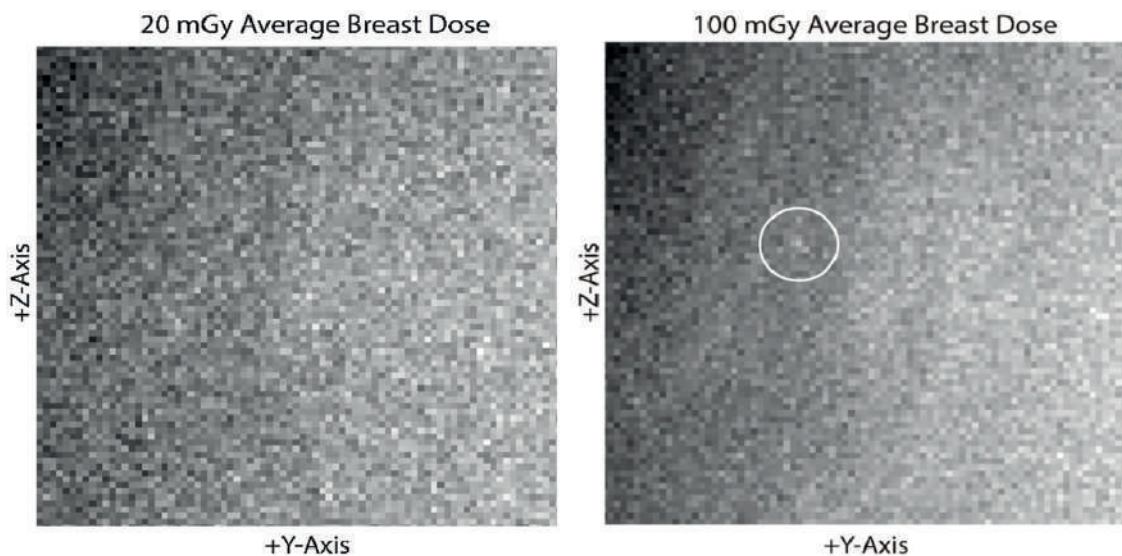


Figura 4.26: Imagen de DDC para grupo de calcificaciones cuando se realiza la señal generada en 4 cortes de tejido adyacentes y la integración de la señal de 2×2 píxeles adyacentes. calcificación de $300 \mu m$ vista en la imagen derecha.

4.1.6. Discusión

En este trabajo, se abordan dos aspectos fundamentales relacionados con la señal obtenida a partir de la radiación DDC en mamografía. El primero se centra en las características fundamentales que se pueden extraer de las imágenes adquiridas mediante la radiación DDC. El segundo enfoque se enfoca en el impacto del ruido inherente en estas imágenes, el cual es considerable debido a la cantidad significativamente menor de fotones que llegan al detector de radiación dispersa direccional por píxel. Esta cantidad es al menos dos órdenes de magnitud menor en comparación con la señal que llega al detector de radiación primaria por píxel. Sin embargo, a las bajas dosis absorbidas que se pueden lograr con las técnicas actuales

de examen de mamografía, el ruido de la imagen puede ser el impedimento más serio para la implementación clínica de la mamografía de DDC.

Se demostró que para obtener imágenes de DDC con un valor de CNR similar a las imágenes primarias, es necesario exponer el seno a altas dosis. Sin embargo, esta dosis puede reducirse de manera significativa al aumentar el grosor del corte de tejido examinado e integrar la señal de dispersión utilizando conjuntos de píxeles adyacentes. Es importante tener en cuenta que el valor resultante del CNR en las imágenes de DDC depende en gran medida de la posición del detector de dispersión con respecto al volumen irradiado por el haz de radiación colimado en forma de abanico. En este sentido, dos efectos de interacción son especialmente relevantes.

1. La atenuación exponencial de la radiación dispersada lateralmente de camino al detector de dispersión. Si los fotones atraviesan 1 cm de tejido mamario con coeficiente de atenuación másico de $0.689 \text{ cm}^2/\text{g}$ [109], se atenuaría 50 % del haz incidente, por lo que se necesitaría el doble de la dosis absorbida para obtener la misma CNR para dos cortes de tejido cuando uno de ellos es 1 cm más profundo que el otro.
2. La cantidad limitada de radiación dispersada en la dirección adecuada para contribuir a la imagen de DDC, que es directamente proporcional al ángulo sólido en función de cada apertura de la rejilla antidispersa, la cual disminuye a medida que la distancia entre el punto de interacción y el detector de dispersión aumenta.

Se exploraron los parámetros cruciales que impactan significativamente la calidad de las imágenes de DDC en mamografía. Estos parámetros incluyeron la altura de la rejilla antidispersora, la apertura y la distancia entre el corte de tejido irradiado y el detector de radiación dispersa. Es fundamental que la rejilla antidispersora se coloque lo más cerca posible de la superficie de la mama para garantizar que la señal provenga específicamente de esa ubicación y no de otras áreas del tejido. Esto depende del ángulo de apertura, el cual viene determinado por el ancho de la rejilla y la distancia de la lesión o área a estudiar al detector. Es importante

destacar que, a pesar de que el método de DDC no permite adquirir imágenes con vistas ampliadas, debido a que la radiación incidente en el detector se propaga en líneas paralelas, las técnicas actuales de mamografía digital ofrecen una solución mediante el aumento digital. Esta opción resulta sumamente conveniente y útil, ya que permite evaluar y seguir de cerca la progresión de las anomalías o áreas de interés en el tejido mamario [110].

En la búsqueda de un equilibrio entre la detección de masas tumorales y la exposición del seno a dosis de radiación seguras y equivalentes a las que se implementan actualmente en la clínica para un examen de mamografía a un seno, se determinó que una dosis promedio de 3 mGy es adecuada para detectar masas de aproximadamente 5 mm de diámetro en las imágenes de DDC. Sin embargo, al encontrar masas con un diámetro mayor, consideramos que es posible reducir la dosis a la que se expone el tejido mamario, aproximadamente a 1 mGy. Esta reducción se debe al hecho de que, al aumentar el tamaño del volumen de la masa tumoral, se produce una mayor dispersión de la radiación, lo que resulta en un incremento de la radiación DDC registrada en el detector. Clínicamente, la detección precisa de masas tumorales con diámetros específicos juega un papel crucial en la clasificación de la extensión y gravedad del cáncer de mama. Se establece una estadificación que divide los casos en 2 a partir del tamaño de la masa tumoral, el estadio I, cuando la masa encontrada tiene un diámetro menor a 2 cm, y el estadio II, cuando la masa supera los 2 cm [111,112]. Esta clasificación de estadios está relacionada con la tasa de supervivencia relativa a cinco años, que alcanza un 98 % en el estadio I, mientras que varía entre un 88 % y un 76 % en el estadio II [113]. Cabe destacar que la clasificación en estos estadios no se basa únicamente en el tamaño de la masa tumoral, sino que también se consideran factores como la invasión del tumor a tejidos adyacentes, la presencia de metástasis en ganglios linfáticos cercanos y la propagación del cáncer a órganos distantes.

En este estudio, se utilizaron los espectros de rayos X comúnmente empleados en los exámenes de mamografía. Sin embargo, consideramos que sería beneficioso explorar el uso de energías más altas, aproximadamente alrededor de 60 keV, en

combinación con una optimización en la orientación del detector de dispersión. Creemos que esta combinación podría aumentar significativamente el valor del CNR, lo que contribuiría a mejorar la calidad de las imágenes obtenidas mediante la técnica de DDC. Además, al enfocarnos en la detección de masas tumorales con diámetros del orden de milímetros, podríamos considerar el uso de rejillas con dimensiones también del orden de milímetros en lugar de micrómetros. Esto aumentaría la cantidad de radiación dispersa detectada y, como resultado, incrementaría el CNR de la imagen de DDC.

La implementación clínica de imágenes de DDC en la mamografía requeriría modificaciones tanto en el equipo como en las técnicas actualmente utilizadas, ya que el haz de rayos X tendría que administrarse secuencialmente en segmentos. Esta entrega del haz de radiación en forma de abanico podría lograrse con la ayuda de una placa que colime el haz en forma de rebanadas, como se muestra en la figura 4.3. Es importante destacar que la adquisición de imagen primaria no se vería afectada de ninguna manera, ya que los sistemas de detección actuales cuentan con una rápida lectura de la señal.

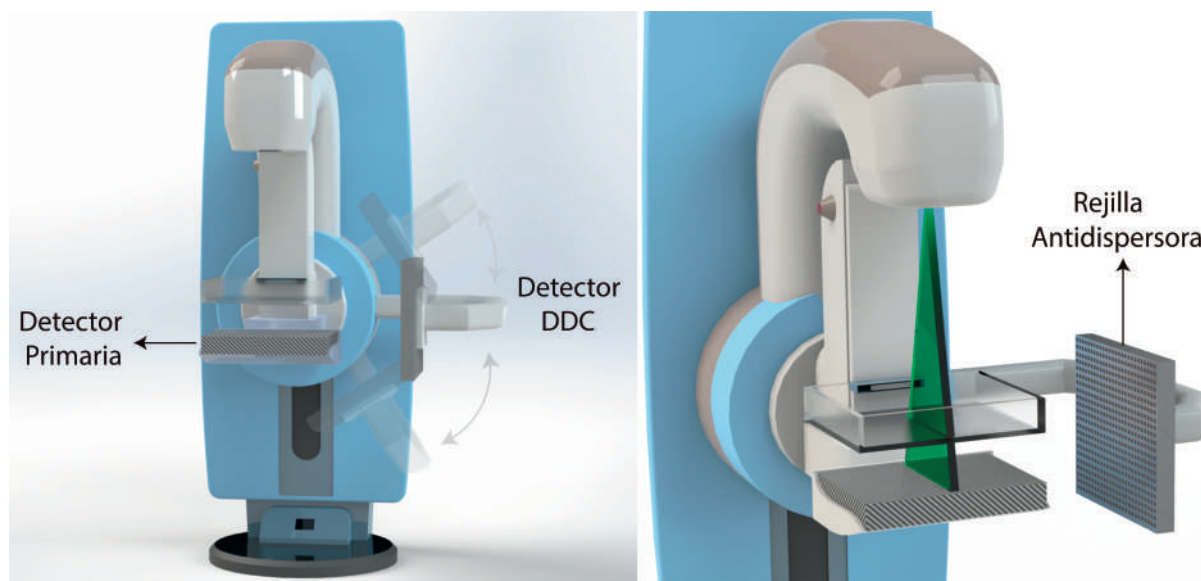


Figura 4.27: Esquema de la tecnología requerida para la implementación de mamografía DDC. El detector de dispersión y la rejilla antidispersa propuesta, están montados en un pórtico independiente.

Planteamos un esquemático de la tecnología que creemos sería necesaria para implementar las técnicas de mamografía propuestas en este trabajo, mostrado en la figura 4.27. El detector de imágenes de DDC tiene la capacidad de girar de forma independiente al conjunto del detector primario y al tubo de rayos X. Como se mencionó, la radiación dispersa se distribuye en función de la sección transversal de Klein-Nishina, lo que significa que el ángulo y la posición del detector no representan un impedimento para adquirir imágenes adicionales.

4.2. Monitoreo del haz radioterapéutico en RMAC a través de DDC

4.2.1. Equipo TAC

El tomógrafo modelado de General electric se modeló con un haz de rayos x generado a partir de un potencial de 140 kVp, utilizando un blanco de tungsteno y posicionado a una distancia de 94.9 cm del detector, como se detalló en la sección 3.2.1. En la figura 4.28 se puede observar el espectro de radiación que se implementó en el equipo de TAC, el cual muestra el número de fotones generados en función de su energía.

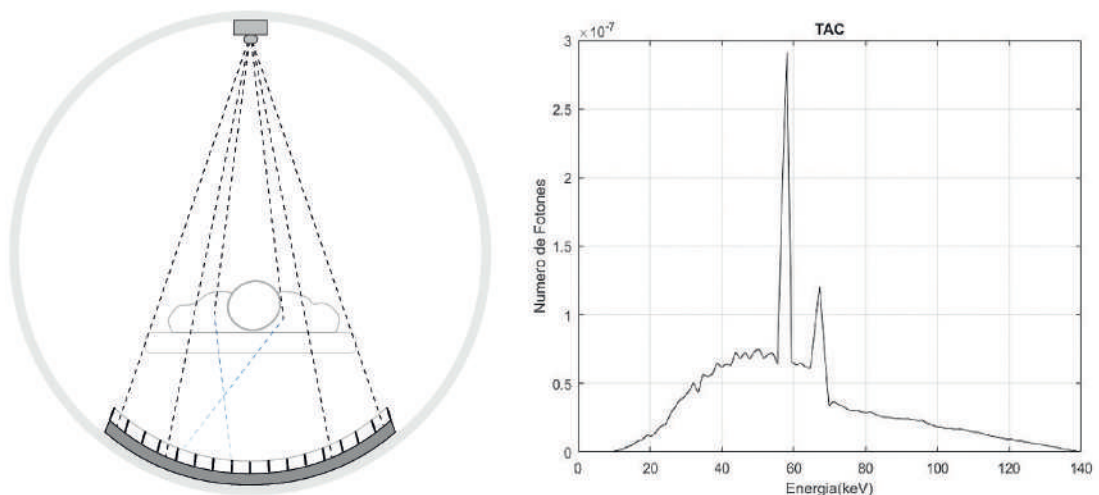


Figura 4.28: Esquemático del equipo tomográfico modelado y espectro usado en el TAC.

A partir del modelo del tomógrafo y del fantoma zupal, se obtuvo la señal en el sistema de detección para las 984 proyecciones en los 888 canales, lo que permitió la

reconstrucción de la imagen tomográfica. En la figura 4.29 se muestra a la izquierda el sinograma, que es una representación gráfica de los datos recopilados por cada una de las proyecciones en un escaneo antes de la reconstrucción de la imagen. A la derecha, se muestra la imagen reconstruida que muestra cada una de las estructuras anatómicas presentes en el fantoma Zubal, como las estructuras óseas (escápulas, omóplatos y costillas), el tejido muscular, la piel, el corazón y el tejido pulmonar.

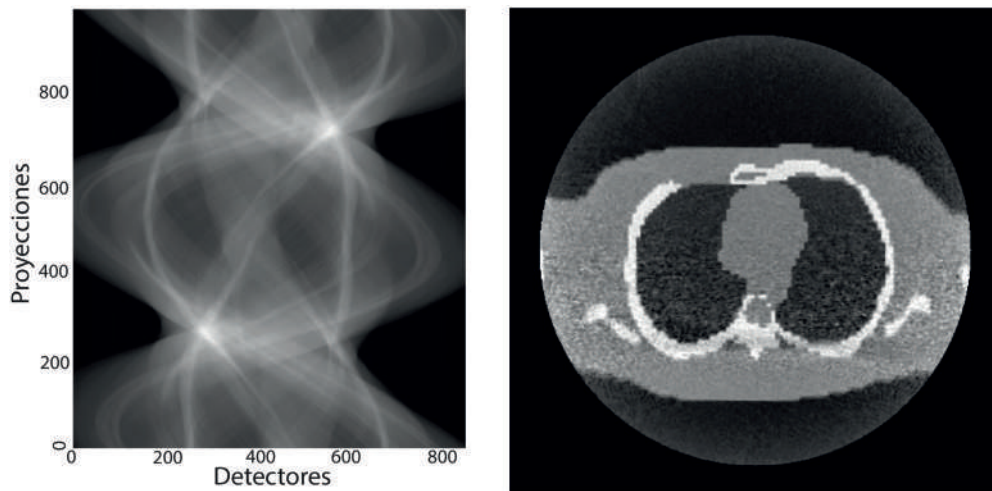


Figura 4.29: Sinograma muestra la señal obtenida en cada detector para cada proyección y reconstrucción de la imagen del fantoma Zubal.

4.2.2. Caracterización del haz radioterapéutico del RMAC

Se realizó la caracterización del haz radioterapéutico del RMAC utilizando un espectro de rayos X de 220 keV generado por un blanco de transmisión de tungsteno. En la figura 4.30 (panel izquierdo) se muestra el espectro de energía correspondiente a esta configuración. La fuente fue posicionada de manera específica para irradiar el centro de la aurícula izquierda del fantoma Zubal, el cual tiene una densidad similar a la de la piel [114]. En cada una de las proyecciones del TAC, se registra la radiación dispersada generada por las estructuras del fantoma Zubal en los detectores. Esta captura de la radiación dispersa es esencial para obtener una visión completa de la distribución de la radiación proveniente del fantoma en todas las direcciones de adquisición. La combinación de esta información con la radiación directa del tubo de rayos X del TAC permite reconstruir una imagen detallada. En la figura 4.30 (panel

derecho) se presenta la imagen resultante, que fue reconstruida a partir de estas dos señales de radiación: la radiación directa proveniente del haz del TAC y la radiación dispersa generada por el haz radioterapéutico al atravesar el fantoma. La interacción

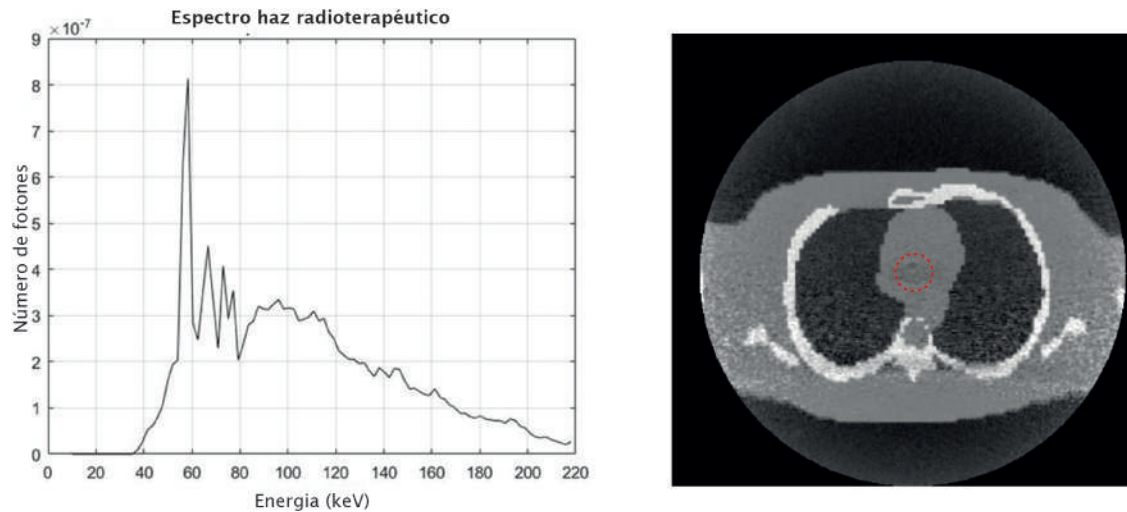


Figura 4.30: Espectro de energía del haz de radioterapia e imagen reconstruida a partir de la señal proveniente del TAC y de la radiación dispersa generada por el haz radioterapéutico.

del haz de radiación externo de radioterapia con las estructuras internas del fantoma genera radiación dispersa, lo que resulta en una señal más intensa en los detectores del TAC. Esto hace que en la reconstrucción de la imagen tomográfica se observe un área con una tonalidad oscura cerca a la aurícula izquierda. A pesar de que es difícil discernir a simple vista la forma exacta que posee el haz radioterapéutico colimado, debido a que la señal dispersa es menor a la señal que proviene del tubo de rayos X del TAC, se logra obtener información de la posición del haz al atravesar el objeto.

4.2.3. Monitoreo del haz radioterapéutico

4.2.3.1. Resta de intensidad en imágenes tomográficas

El monitoreo del haz radioterapéutico se realiza mediante el método de sustracción de imágenes. Se lleva a cabo la reconstrucción de una imagen utilizando únicamente la señal primaria del TAC (imagen derecha de la figura 4.29), mientras que otra imagen se obtiene mediante la combinación de la señal primaria del TAC junto con la radiación dispersa del haz radioterapéutico (imagen derecha de la figura

4.30). En la figura 4.31 se presenta el resultado de la sustracción de ambas imágenes, lo cual nos permite visualizar de manera más detallada únicamente la señal de la radiación dispersa proveniente del haz radioterapéutico. Esta imagen nos proporciona información sobre la forma y posición por donde atraviesa el haz en el fantoma, así como un perfilado leve de las estructuras anatómicas circundantes. Es importante destacar que el ruido presente en la imagen se debe a la baja penetración de la radiación a través de las estructuras óseas del fantoma hasta los detectores del TAC.



Figura 4.31: Resta de las imágenes obtenidas del TAC y de la radiación dispersa generada por el haz de radioterapia con las imágenes obtenidas únicamente de la dispersión del haz de radioterapia.

4.2.4. Irradiación en diferentes localizaciones

Posteriormente, se procedió a dirigir el haz externo de radioterapia hacia otras estructuras presentes en el fantoma, como el tejido pulmonar, músculos y costillas, con el objetivo de generar radiación dispersa en estos volúmenes irradiados. En la figura 4.32, se muestra a la izquierda la imagen reconstruida del fantoma cuando se emite radiación desde el tubo de rayos X del TAC junto con la que proviene del tubo radioterapéutico. Se puede apreciar que la radiación dispersada por el tejido pulmonar debido a la interacción del haz terapéutico es menor en comparación con la emitida por el tubo del TAC. Como resultado, al reconstruir la imagen, no es posible observar la diferencia en la señal de radiación dispersa entre el volumen

irradiado y el tejido circundante. En la imagen de la derecha, se puede observar la posición y forma del haz una vez realizada la resta de imágenes.

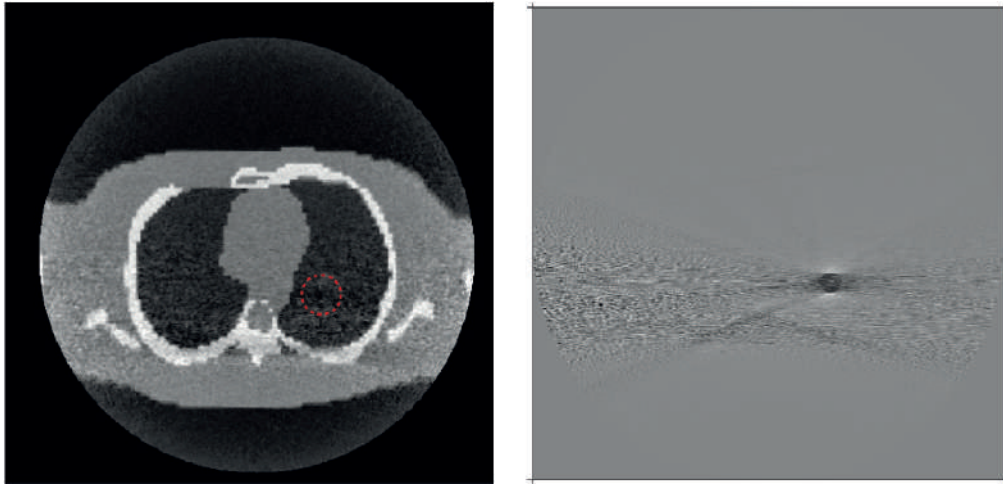


Figura 4.32: Izquierda: Reconstrucción de la señal que proviene del TAC y de la radiación dispersa generada en el tejido pulmonar por el haz de radioterapia. Derecha: Diferencia entre las imágenes obtenidas del TAC y de la radiación dispersa generada en el tejido pulmonar, y las imágenes obtenidas únicamente de la radiación dispersa generada en el tejido pulmonar.

Al irradiar el tejido muscular, el haz terapéutico deja un rastro visible que proporciona información sobre la posición en la que incide el haz externo radioterapéutico dentro del fantoma, como se aprecia en la figura 4.33 a la izquierda. Aunque no se puede discernir la forma exacta del haz a simple vista, al realizar la resta de imágenes se puede determinar claramente el lugar donde ocurre la interacción, así como la forma que adquiere el haz al atravesar el tejido muscular.

La figura 4.34 ilustra el escenario de irradiación de las costillas del fantoma. En la imagen de la izquierda, es posible observar el haz claramente sin necesidad de realizar la resta de imágenes. Esto se debe a que las estructuras óseas son más densas y generan una mayor radiación dispersa al ser impactadas por el haz terapéutico. En consecuencia, llega una señal más intensa a los detectores en comparación con la radiación proveniente del haz del TAC. De igual manera al realizar la diferencia de imágenes se puede distinguir la forma y posición del haz de radioterapia al atravesar las costillas.

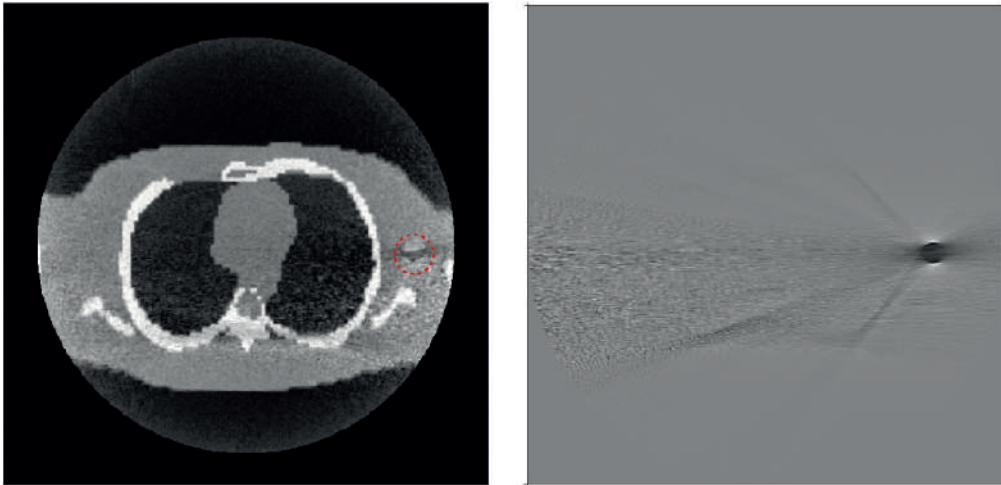


Figura 4.33: Izquierda: Reconstrucción de la señal que proviene del TAC y de la radiación dispersa generada en el músculo por el haz de radioterapia. Derecha: Diferencia entre las imágenes obtenidas del TAC y de la radiación dispersa generada en el músculo, y las imágenes obtenidas únicamente de la radiación dispersa generada en el tejido muscular.

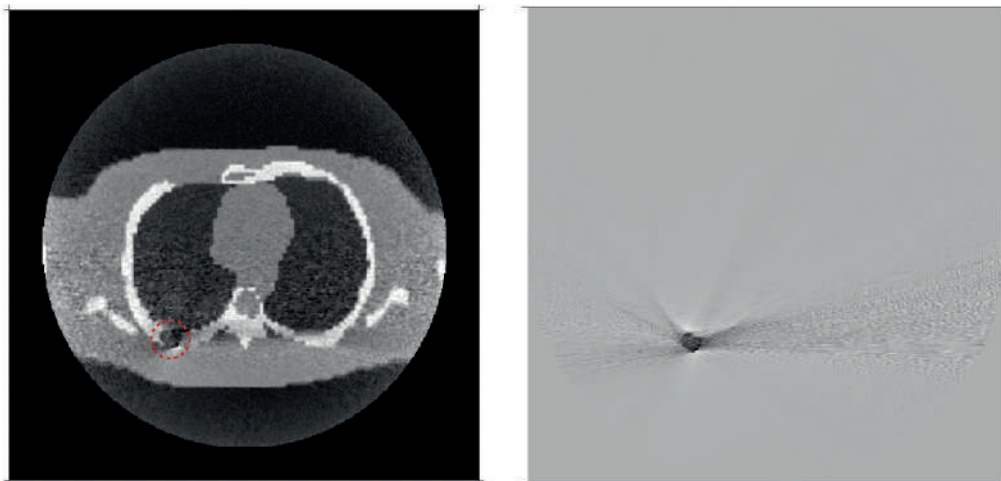


Figura 4.34: Izquierda: Reconstrucción de la señal que proviene del TAC y de la radiación dispersa generada en el hueso por el haz de radioterapia. Derecha: Diferencia entre las imágenes obtenidas del TAC y de la radiación dispersa generada en el hueso, y las imágenes obtenidas únicamente de la radiación dispersa generada en el hueso.

4.2.5. Medición indirecta de la dosis por el haz radioterápico

Determinar la dosis administrada en el volumen del fantoma mediante el haz radioterápico presenta dificultades debido a la atenuación de la radiación dispersa por las rejillas antidispersoras del TAC. Estas rejillas limitan la cantidad de radiación que alcanza los detectores, lo que impide capturar toda la información necesaria

sobre la radiación dispersa proveniente del volumen irradiado. Para abordar este problema, se propone una solución que consiste en ubicar detectores de radiación en el anillo del TAC, el cual rodea al paciente y alberga el tubo de rayos X y el sistema de detección. Estos detectores están equipados con láminas móviles que se ajustan en un ángulo específico con respecto a la posición en la que el haz incide dentro del paciente, como se muestra en la figura 4.35. Esta configuración permite atenuar por medio de las rejillas móviles gran parte de la radiación dispersa en direcciones no deseadas y obteniendo en los detectores la señal de la radiación dispersa direccional proveniente del volumen irradiado. En total, se han modelado 940 detectores, cada uno con su rejilla de atenuación de plomo correspondiente. El número de detectores se determinó en base al perímetro del anillo, que tiene un diámetro de 60 cm, y cada detector modelado presenta un área de $4 \times 4 \text{ mm}^2$.

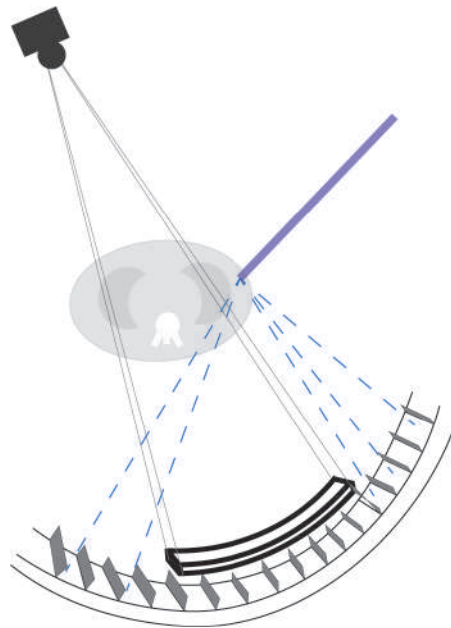


Figura 4.35: En el gantry del tomógrafo se encuentran detectores y láminas antidispersión móviles que permiten adquirir radiación dispersa direccional del haz radioterapéutico.

En las imágenes de la figura 4.36, se presenta la señal de radiación dispersa obtenida para cada uno de los detectores ubicados en el anillo del TAC, correspondiente a las diferentes estructuras irradiadas, tales como el tejido pulmonar, muscular y hueso. Es importante destacar que la variación de la señal registrada en cada gráfica está influenciada tanto por la atenuación que experimentan los

rayos X dispersos debido a la presencia de las diferentes estructuras en su trayecto como por la cantidad de radiación dispersa debido a la densidad de cada una de las estructuras irradiadas. Se puede observar en la gráfica correspondiente a la señal dispersa por el hueso que, debido a su mayor densidad, éste dispersa mayor cantidad de fotones por Compton, lo que se traduce en una mayor intensidad de señal registrada en los detectores de radiación dispersa direccional en comparación con las señales registradas al irradiar el tejido pulmonar y muscular.

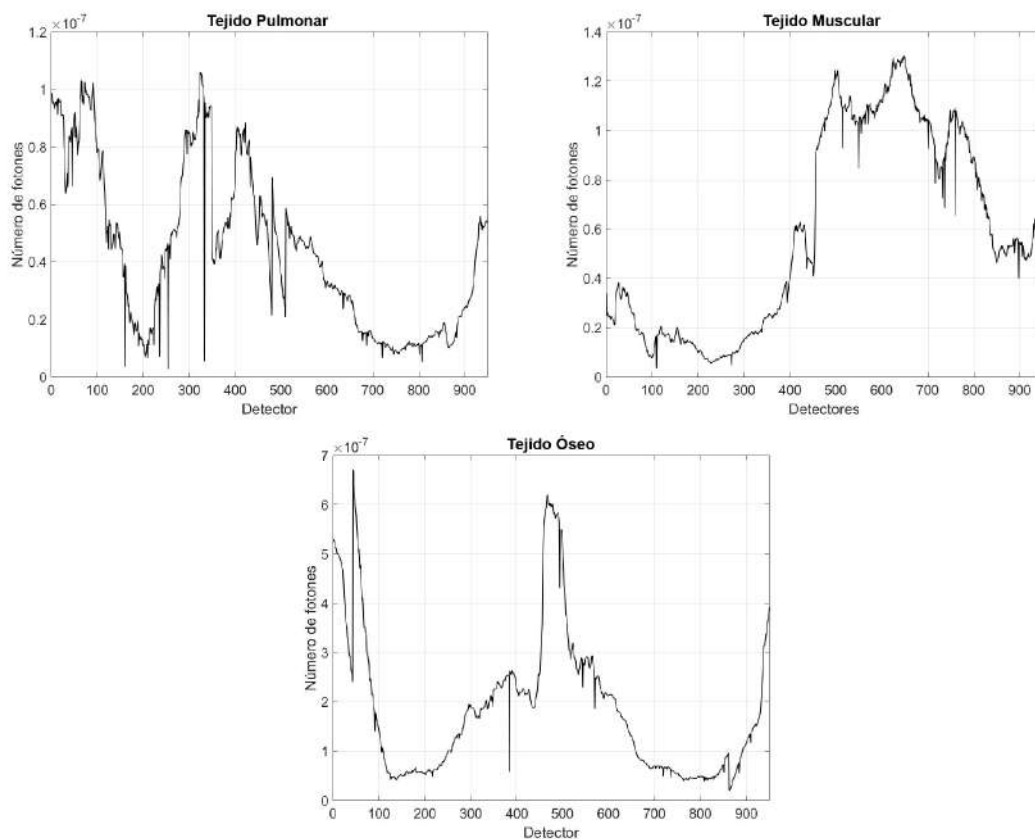


Figura 4.36: Número de Fotones obtenido en cada uno de los 940 detectores, de la radiación dispersa direccional generada en el tejido pulmonar, tejido muscular y en el hueso.

En la figura 4.37 muestra en detalle la distribución de dosis obtenida para cada estructura irradiada utilizando el algoritmo 1 propuesto. Esta información se basa en la señal registrada por los detectores de radiación dispersa direccional ubicados estratégicamente en el anillo del equipo TAC. En términos de absorción de radiación, se observa que el tejido óseo, al ser más denso, tiende a absorber mayor radiación

en comparación con el tejido pulmonar, el cual debido a su menor densidad y su composición predominantemente de aire, permite que la radiación pase a través de él con menor absorción. Por otro lado, el tejido muscular se encuentra en un punto intermedio en cuanto a densidad, siendo más denso que el tejido pulmonar y absorbiendo mayor radiación que este último.

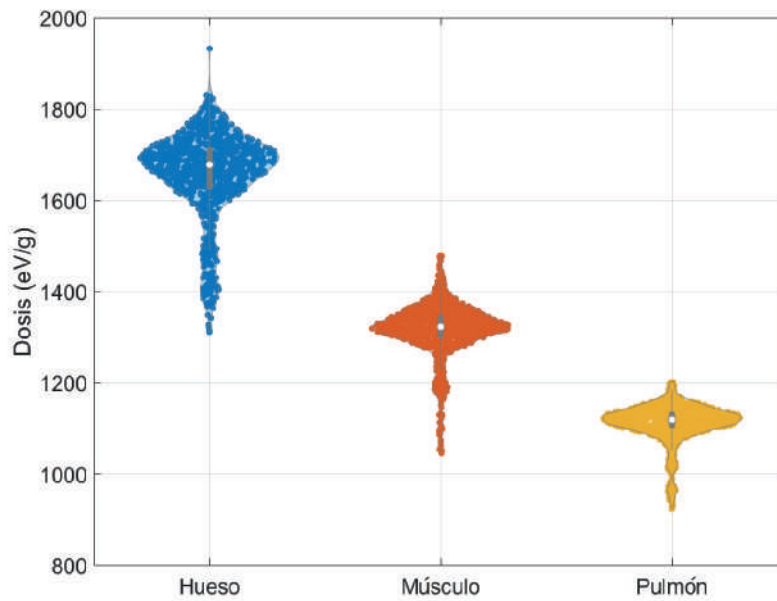


Figura 4.37: Distribución de dosis calculada a partir del algoritmo 1 para cada una de las estructuras irradiadas.

En la tabla 4.1 se presentan los valores promedio de dosis para cada estructura, obtenidos mediante el algoritmo 1. Para evaluar la precisión del método, se compararon estos valores con los obtenidos por simulaciones Monte Carlo, y se observó una diferencia promedio del 7% al 9%. Aunque este margen de error se encuentra por encima del límite aceptable para las simulaciones Monte Carlo en radioterapia, que es del 2% al 5%, es importante destacar que este resultado es bastante positivo. De hecho, demuestra que el algoritmo se acerca significativamente al valor exacto de la dosis calculada por simulación Monte Carlo, y sugiere que su implementación podría optimizarse aún más para mejorar la exactitud de los cálculos.

	Pulmón (eV/g)	Músculo (eV/g)	Hueso (eV/g)
Dosis Monte Carlo	1195.79	1214.87	1501.73
Dosis Calculada	1112.1	1315.9	1655.5
Diferencia	$7.1 \pm 2.72\%$	$7.7 \pm 3.51\%$	$9.3 \pm 4.18\%$

Tabla 4.1: Valores calculados de dosis a partir del algoritmo 1 y por medio de simulaciones Monte Carlo.

4.2.6. Discusión

Para obtener imágenes tomográficas del haz de radioterapia, se aprovecha la radiación dispersa generada por la irradiación de diversas estructuras, la cual es captada por los detectores del TAC. Aunque el haz de radioterapia no es visible directamente en las imágenes reconstruidas cuando se combina con el haz del TAC, es posible obtener su posición y forma al atravesar el fantoma mediante la simple resta de señales de dos imágenes: la imagen que muestra la incidencia del haz radioterapéutico en el fantoma junto con la del TAC, y la imagen que se obtiene únicamente del haz del TAC. Consideramos que esta modalidad de resta de imágenes puede ser implementada de forma clínica para el monitoreo en tiempo real del haz terapéutico, ya que el cálculo necesario para obtener la imagen resultante es de tan solo unos pocos milisegundos. Esta información resulta sumamente útil para evaluar la precisión y efectividad de la administración del tratamiento radioterapéutico en el paciente. Lo que permite a su vez a los radioterapeutas monitorear simultáneamente el tumor y el haz mediante imágenes en tiempo real, lo que les brinda la capacidad de adaptarse a cualquier cambio en la forma o ubicación del tumor, y corregir de manera efectiva cualquier desviación o error en la posición del haz durante el tratamiento.

Aunque la presencia de las estructuras óseas dificulta el paso de la radiación del tubo del TAC y de la señal de la radiación dispersa del haz radioterapéutico, todavía se logra obtener un buen contraste de las estructuras presentes en el fantoma, así como de la señal generada por el paso del haz por el fantoma al realizar la sustracción de imágenes. Es importante señalar que se simuló aproximadamente un 75 % menos de historias para obtener la reconstrucción de imágenes tomográficas del haz radioterapéutico en comparación con las historias simuladas para la fuente de rayos

X del TAC, donde se realizaron 4×10^9 historias por proyección. Si se aumentara la cantidad de historias simuladas para el haz radioterapéutico, se lograría mejorar la señal en los detectores y, por lo tanto, lograr una mejor visualización del haz en las imágenes sin necesidad de realizar la sustracción de imágenes. Esto permitiría observar la posición y el diámetro del haz con mayor precisión.

Para obtener valores de dosis más precisos mediante el algoritmo propuesto, es crucial realizar una cuidadosa evaluación de los datos de entrada, en particular las señales que se obtienen de radiación para reconstruir imágenes tomográficas. Durante la evaluación, se observó que algunas áreas de las imágenes presentaban una radiación insuficiente en los detectores debido a la presencia de estructuras densas, lo que compromete la fiabilidad de los datos obtenidos sobre las propiedades de las estructuras en la imagen. Una posible solución para mejorar la calidad de la señal y obtener datos más confiables es aumentar el número de historias de simulación. Esto permitiría obtener imágenes similares a las obtenidas por un equipo real de tomografía computarizada (TAC), donde el coeficiente de atenuación sería más homogéneo para una misma estructura. De esta manera, se podrían obtener valores de dosis más uniformes y precisos en comparación con los valores dispersos que se observan en la figura 4.37.

Como se mencionó anteriormente, el aumento de historias en la simulación del haz radioterapéutico ayudaría a mejorar la detección de la señal del haz en las imágenes, así como a obtener una mejor señal en los detectores de radiación dispersa direccional. Esto reduciría las discontinuidades en las gráficas mostradas en la figura 4.36 y permitiría calcular una dosis más continua.

5

CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO.

5.1. Conclusiones

Se demostró el objetivo principal del presente trabajo que es obtener dos imágenes radiográficas mediante una única exposición de rayos X, captando los fotones dispersos Compton en una dirección específica al irradiar fantomas que tienen densidades y formas equivalentes a un seno comprimido en un examen de mamografía. La viabilidad del método implementado ha sido demostrada mediante simulaciones Monte Carlo, donde la implementación de haces abanico secuenciales permitió obtener múltiples imágenes de DDC, lo que posibilitó la diferenciación de pequeñas estructuras de interés, como masas tumorales con diámetros milimétricos.

Es relevante mencionar que, a pesar de que las imágenes de DDC presentan un alto nivel de ruido inherente y requieren una dosis mínima de 100 mGy en el área irradiada que alberga las microcalcificaciones para detectarlas con un tamaño de $300 \mu\text{m}$ en el detector de radiación dispersa direccional, se logró identificar estructuras de mayor tamaño, como masas tumorales de 5 mm de diámetro, con dosis absorbidas en la mama de solo 3 mGy. Estos valores de dosis son similares a los utilizados en un examen mamográfico convencional de un solo seno.

Aunque actualmente las imágenes de DDC no se consideran un reemplazo del método convencional para la detección de cáncer de seno, su implementación en la clínica puede brindar información adicional que complementa las imágenes adquiridas de manera convencional. Esto permite una visualización más completa de las estructuras internas del seno y facilita la detección temprana de patologías que podrían no ser evidentes en una sola imagen o que podrían estar solapadas por otras estructuras. Esta contribución es de gran importancia, ya que mejora la precisión del diagnóstico y aumenta la eficacia de los informes mamográficos, reduciendo la incidencia de resultados de falsos positivos y falsos negativos que, en ocasiones, podrían llevar a exámenes complementarios innecesarios.

En el trabajo realizado en el contexto de RMAC, se ha demostrado que es factible utilizar los detectores de un TAC para reconstruir la señal generada por un haz radioterapéutico procedente de un tubo de rayos X externo con energías de keV, y determinar con precisión su posición al atravesar un paciente. Esta implementación de los detectores en el equipo permite un monitoreo continuo durante el tratamiento, lo que resulta en la capacidad de detectar el movimiento del tumor en el paciente y determinar si el haz está interactuando con el tejido tumoral que se pretende tratar o, por el contrario, está incidiendo en tejidos u órganos circundantes. Esta información es esencial, ya que permite detener el tratamiento o corregir la posición del haz radioterapéutico en caso necesario. De esta manera, se evita la irradiación de tejidos no deseados y se asegura que la dosis se entregue con precisión en el volumen objetivo, optimizando así la eficacia y seguridad del tratamiento.

Se ha desarrollado un algoritmo para calcular la dosis absorbida al incidir un haz radioterapéutico en un volumen específico del tejido durante el tratamiento. La dosis administrada se obtiene a partir de información que proporciona la radiación DDC que llega a los detectores ubicados en el gantry del tomógrafo. El algoritmo de dosis utiliza las imágenes tomográficas para calcular el trazado de rayos de Siddon, permitiendo obtener el trayecto de la radiación dispersada en el tumor hacia el detector ubicado en el gantry del tomógrafo. Este algoritmo permite que no solo sea monitoreado la posición del tumor y del haz radioterapéutico en tiempo real durante

el tratamiento, sino que también se pueda inferir la dosis administrada al tumor. Esto permite un mayor control y precisión en el tratamiento contra el cáncer, asegurando que la dosis de radiación sea entregada de manera óptima al área específica a tratar.

5.2. Contribuciones

En el ámbito de la detección de cáncer de seno mediante mamografía, este trabajo de tesis presenta dos aportes significativos. En primer lugar, se ha desarrollado una configuración del sistema que permite la observación de tejidos mamarios en imágenes obtenidas a partir de la señal de radiación dispersa. Mediante la implementación de haces en forma de rebanadas dirigidos al tejido mamario y el uso de una rejilla antidispersora en cuadrícula, es posible obtener imágenes de DDC, lo que facilita la visualización de características entre las estructuras. Esta técnica tiene potencial para aplicarse en otras modalidades clínicas que utilizan rayos X para obtener imágenes. Además, se ha desarrollado un modelo matemático para introducir ruido cuántico en función de la dosis en la señal obtenida por radiación DDC. Esta contribución permite que las imágenes generadas mediante simulaciones sean más semejantes a las obtenidas en la clínica, mejorando así la precisión y confiabilidad de los resultados.

En el campo de la radioterapia, también se presentan dos importantes aportes en este trabajo. El primero consiste en observar el haz radioterapéutico en imágenes tomográficas a través de la radiación dispersa, lo que permite su monitoreo durante el tratamiento. El segundo aporte consiste en la propuesta de un algoritmo para determinar la dosis administrada por el haz utilizando la radiación DDC captada por una serie de detectores ubicados en el gantry. Hasta el momento no se han encontrado trabajos similares en la literatura ni aplicaciones que indiquen que se esté llevando a cabo algo similar a los dos métodos propuestos.

5.3. Limitaciones y trabajo a futuro.

En este trabajo, hemos resaltado los beneficios que ofrece la técnica DDC en mamografía. No obstante, es fundamental reconocer sus limitaciones. Debido a la naturaleza de la técnica, la radiación dispersa direccional Compton no proporciona una visión detallada de estructuras más pequeñas a dosis bajas, como las calcificaciones, que solo son visibles en las imágenes primarias. Esta limitación se debe a que el ruido es el factor que limita la visibilidad de objetos pequeños, mientras que la detección de objetos más grandes está determinada principalmente por las estructuras circundantes presentes en la imagen. Para abordar este desafío, es posible mejorar la calidad de las imágenes de DDC mediante el implemento de técnicas de procesamiento de imágenes. La aplicación de diferentes filtros, como los de realce de bordes, suavizado, o algoritmos que puedan reducir el ruido y mejorar la calidad de las imágenes.

El método planteado en este trabajo se llevó a cabo mediante simulaciones Monte Carlo, y es importante destacar que validar su implementación requerirá realizar experimentos para obtener imágenes de radiación dispersa direccional de un fantoma mamográfico. Estos experimentos involucrarán un detector ubicado ortogonal al haz y una rejilla antidispersora de tungsteno de 1 cm de altura, tal como la configuración implementada en esta investigación. Uno de los desafíos abordados en estos experimentos será lograr la visibilidad de masas tumorales de milímetros inmersa en un material con densidad similar al tejido mamario. Como se mencionó previamente, la implementación de rejillas con aberturas de mayor tamaño, aproximadamente de 1 mm, permitiría captar en el detector una mayor cantidad de fotones dispersos al irradiar masas tumorales de milímetros. Además, resultaría interesante evaluar el impacto de utilizar haces de rayos X de mayor energía, como los de 60 keV, en las imágenes de DDC.

En este trabajo se realizó en un equipo de radioterapia guiada por imágenes, el monitoreo del haz radioterapéutico que trabaja con energías de keV, y su seguimiento se llevaba a cabo mediante imágenes tomográficas. Sin embargo, sería igualmente interesante extender este monitoreo a otros equipos de radioterapia,

como el Cyberknife, que utiliza un haz radioterapéutico de alta energía (MeV). Proponemos el empleo de simulaciones Monte Carlo para modelar el equipo de radioterapia Cyberknife. Donde se sugiere instalar detectores duales que midan tanto la radiación en energías de keV como MeV, lo que permitiría obtener una mejor caracterización del haz. Además, se plantea la inclusión de rejillas antidispersoras de alto número atómico para captar la radiación de DDC proveniente del haz, y así encontrar la posición por donde atraviesa dentro del paciente.

Bibliografía

- [1] World Health Organization, Cancer, (2020). <https://www.who.int/> (accessed November 10, 2021).
- [2] L.J. Kleinsmith, Principles of Cancer Biology, Pearson Benjamin Cummings, San Francisco, 2006. http://books.google.com.kw/books/about/Principles_of_Cancer_Biology.html?id=SwzVnQEACAAJ&pgis=1.
- [3] J. Fares, M.Y. Fares, H.H. Khachfe, H.A. Salhab, Y. Fares, Molecular principles of metastasis: a hallmark of cancer revisited, *Signal Transduct Target Ther.* 5 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41392-020-0134-x>.
- [4] P.S. Steeg, Tumor metastasis: Mechanistic insights and clinical challenges, *Nat Med.* 12 (2006) 895–904. <https://doi.org/10.1038/nm1469>.
- [5] F. Bray, J. Ferlay, I. Soerjomataram, R.L. Siegel, L.A. Torre, A. Jemal, Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries, *CA Cancer J Clin.* 68 (2018) 394–424. <https://doi.org/10.3322/CAAC.21492>.
- [6] C.H. Yip, R.A. Smith, B.O. Anderson, A.B. Miller, D.B. Thomas, E.S. Ang, R.S. Caffarella, M. Corbex, G.L. Kreps, A. McTiernan, Guideline implementation for breast healthcare in low- and middle-income countries: Early detection resource allocation, in: *Cancer*, 2008: pp. 2244–2256. <https://doi.org/10.1002/cncr.23842>.
- [7] B.T. Rougraff, A. Aboulaflia, J.S. Biermann, J. Healey, Biopsy of soft tissue masses: Evidence-based medicine for the musculoskeletal tumor society, in: *Clin Orthop Relat Res*, 2009: pp. 2783–2791. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-0965-9>.
- [8] I.A. Issa, M. NouredDine, Colorectal cancer screening: An updated review of the available options, *World J Gastroenterol.* 23 (2017) 5086–5096. <https://doi.org/10.3748/wjg.v23.i28.5086>.
- [9] D.G. Adler, B. Chand, J.D. Conway, D.L. Diehl, S. V Kantsevov, R.S. Kwon, P. Mamula, S.A. Rodriguez, R.J. Shah, L.M.W.K. Song, others, Capsule endoscopy of the colon, *Gastrointest Endosc.* 68 (2008) 621–623.
- [10] A. Meggiolaro, B. Unim, L. Semyonov, S. Miccoli, E. Maffongelli, G. La Torre, The role of Pap test screening against cervical cancer: a systematic review and meta-analysis, *Clin Ter.* 167 (2016) 124–139.

- [11] R.P. Johnson, Review of medical radiography and tomography with proton beams, *Reports on Progress in Physics*. 81 (2018) 016701. <https://doi.org/10.1088/1361-6633/aa8b1d>.
- [12] S. Maniam, Magnetic resonance imaging: Review of imaging techniques and overview of liver imaging, *World J Radiol*. 2 (2010) 309. <https://doi.org/10.4329/wjr.v2.i8.309>.
- [13] D. Fleischmann, F.E. Boas, Computed tomography-old ideas and new technology, *Eur Radiol*. 21 (2011) 510–517. <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2056-z>.
- [14] L. Majnarić Trtica, M. Strnad, R. Gmajnić, B. Ebling, Z. Ebling, I. Marković, M. Šamija, Efforts in fighting against cancer in Croatia have to be focused on the primary health care, *Coll Antropol*. 32 (2008) 709–724.
- [15] E.R. Woodward, K. Green, G.J. Burghel, M. Bulman, T. Clancy, F. Laloo, H. Schlecht, A.J. Wallace, D.G. Evans, 30 year experience of index case identification and outcomes of cascade testing in high-risk breast and colorectal cancer predisposition genes, *European Journal of Human Genetics*. 30 (2022) 413–419.
- [16] M.E. Brandan, Y. Villaseñor, Detección del cáncer de mama: estado de la mamografía en México, *Cancerología*. 1 (2006) 147–162.
- [17] A. Taibi, S. Vecchio, 2.05 - Breast Imaging, in: A. Brahme (Ed.), *Comprehensive Biomedical Physics*, Elsevier, Oxford, 2014: pp. 121–154. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-0-444-53632-7.00206-9>.
- [18] A.S.A. Al-Zawi, A. Ratajczak, P. Idaewor, M. Elamass, A. Lazarevska, E. Tan, M. Barron, A. Asaad, Primary lung cancer with metastasis to the ipsilateral breast-a case report, *Int J Res Med Sci*. 6 (2018) 334–339.
- [19] S. Liu, X.D. Wu, W.J. Xu, Q. Lin, X.J. Liu, Y. Li, Is There a Correlation between the Presence of a Spiculated Mass on Mammogram and Luminal A Subtype Breast Cancer?, *Korean J Radiol*. 17 (2016) 846. <https://doi.org/10.3348/KJR.2016.17.6.846>.
- [20] L. Cheng, X. Li, Breast Imaging Reporting and DataSystem (BI-RADS) of magnetic resonance imaging: Breast mass, *Gland Surg*. 1 (2012) 624–674. <https://doi.org/10.3978/J.ISSN.2227-684X.2012.05.01>.
- [21] L. Sturesdotter, M. Sandsveden, K. Johnson, A.M. Larsson, S. Zackrisson, H. Sartor, Mammographic tumour appearance is related to clinicopathological factors and surrogate molecular breast cancer subtype, *Scientific Reports* 2020 10:1. 10 (2020) 1–10. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-77053-7>.
- [22] M.M.S. Yao, H. Du, M. Hartman, W.P. Chan, M. Feng, End-to-End Calcification Distribution Pattern Recognition for Mammograms: An Interpretable Approach with

GNN, *Diagnostics* 2022, Vol. 12, Page 1376. 12 (2022) 1376.
<https://doi.org/10.3390/DIAGNOSTICS12061376>.

- [23] K. Rangarajan, A. Gupta, S. Dasgupta, U. Marri, A.K. Gupta, S. Hari, S. Banerjee, C. Arora, Ultra-high resolution, multi-scale, context-aware approach for detection of small cancers on mammography, *Sci Rep.* 12 (2022) 11622.
<https://doi.org/10.1038/s41598-022-15259-7>.
- [24] E.D. Carvalho, A.O. de Carvalho Filho, A.D. de Sousa, A.C. Silva, M. Gattass, Method of differentiation of benign and malignant masses in digital mammograms using texture analysis based on phylogenetic diversity, *Computers & Electrical Engineering.* 67 (2018) 210–222.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.compeleceng.2018.03.038>.
- [25] S. Obenauer, K.P. Hermann, E. Grabbe, Applications and literature review of the BI-RADS classification, *Eur Radiol.* 15 (2005) 1027–1036.
<https://doi.org/10.1007/S00330-004-2593-9/TABLES/4>.
- [26] M.M. Eberl, C.H. Fox, S.B. Edge, C.A. Carter, M.C. Mahoney, BI-RADS Classification for Management of Abnormal Mammograms, *The Journal of the American Board of Family Medicine.* 19 (2006) 161–164.
<https://doi.org/10.3122/JABFM.19.2.161>.
- [27] M.E. Suleiman, P.C. Brennan, E. Ekpo, P. Kench, M.F. McEntee, Integrating mammographic breast density in glandular dose calculation, *Br J Radiol.* 91 (2018). <https://doi.org/10.1259/BJR.20180032>.
- [28] R. Edward Hendrick, Radiation Doses and Risks in Breast Screening, *J Breast Imaging.* 2 (2020) 188–200. <https://doi.org/10.1093/jbi/wbaa016>.
- [29] C.B. Hruska, M.K. O’connor, Curies, and Grays, and Sieverts, Oh My: A Guide for Discussing Radiation Dose and Risk of Molecular Breast Imaging, (n.d.). <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2015.07.001>.
- [30] R.E. Hendrick, Radiation Doses and Cancer Risks from Breast Imaging Studies1, <https://doi.org/10.1148/Radiol.10100570>. 257 (2010) 246–253.
<https://doi.org/10.1148/RADIOL.10100570>.
- [31] A. Herskovic, K. Martz, M. Al-Sarraf, L. Leichman, J. Brindle, V. Vaitkevicius, J. Cooper, R. Byhardt, L. Davis, B. Emami, Combined Chemotherapy and Radiotherapy Compared with Radiotherapy Alone in Patients with Cancer of the Esophagus, *N Engl J Med.* 326 (2010) 1593–1598.
<https://doi.org/10.1056/NEJM199206113262403>.
- [32] J. Varlotto, M.T. Milano, R.C. McGarry, N. Ohri, Radiotherapy Dosing for Locally Advanced Non-Small Cell Lung Carcinoma: “MTD” or “ALARA”?, *Front Oncol.* 7 (2017). <https://doi.org/10.3389/fonc.2017.00205>.

- [33] T. Kimura, T. Fujiwara, T. Kameoka, Y. Adachi, S. Kariya, Stereotactic body radiation therapy for metastatic lung metastases, *Jpn J Radiol.* (2022). <https://doi.org/10.1007/S11604-022-01323-9>.
- [34] J.A. Purdy, Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest, *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics.* 51 (2001) 880–914. [https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(01\)01749-7](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(01)01749-7).
- [35] S.A. Leibel, C.C. Ling, G.J. Kutcher, R. Mohan, C. Cordon-Cordo, Z. Fuks, The biological basis for conformal three-dimensional radiation therapy, *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics.* 21 (1991) 805–811. [https://doi.org/10.1016/0360-3016\(91\)90701-5](https://doi.org/10.1016/0360-3016(91)90701-5).
- [36] D.I. Thwaites, B.J. Mijnheer, J.A. Mills, Quality assurance of external beam radiotherapy, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.* Vienna: International Atomic Energy Agency. (2005) 407–450.
- [37] A. Martin, A. Gaya, Stereotactic Body Radiotherapy: A Review, *Clin Oncol.* 22 (2010) 157–172. <https://doi.org/10.1016/J.CLON.2009.12.003>.
- [38] N.C. van der Voort van Zyp, J.B. Prévost, M.S. Hoogeman, J. Praag, B. van der Holt, P.C. Levendag, R.J. van Klaveren, P. Pattynama, J.J. Nuyttens, Stereotactic radiotherapy with real-time tumor tracking for non-small cell lung cancer: Clinical outcome, *Radiotherapy and Oncology.* 91 (2009) 296–300. <https://doi.org/10.1016/J.RADONC.2009.02.011>.
- [39] W. Kilby, M. Naylor, J.R. Dooley, C.R. Maurer, S. Sayeh, A Technical Overview of the CyberKnife System, *Handbook of Robotic and Image-Guided Surgery.* (2020) 15–38. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-814245-5.00002-5>.
- [40] N.E. Dunlap, J.M. Larner, P.W. Read, B.D. Kozower, C.L. Lau, K. Sheng, D.R. Jones, Size matters: A comparison of T1 and T2 peripheral non–small-cell lung cancers treated with stereotactic body radiation therapy (SBRT), *J Thorac Cardiovasc Surg.* 140 (2010) 583–589. <https://doi.org/10.1016/J.JTCVS.2010.01.046>.
- [41] G. Garza, Apparatus and method to carry out image guided radiotherapy with kilovoltage X-ray beams in the presence of a contrast agent, (2011).
- [42] T. Shukla, N. Upmanyu, S.P. Pandey, M.S. Sudheesh, Site-specific drug delivery, targeting, and gene therapy, *Nanoarchitectonics in Biomedicine.* (2019) 473–505. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-816200-2.00013-X>.
- [43] H.M. Garnica-Garza, Treatment planning considerations in contrast-enhanced radiotherapy: energy and beam aperture optimization, *Phys Med Biol.* 56 (2010) 341–355. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/2/004>.

- [44] D.A. Coronado-Delgado, H.M. Garnica-Garza, Combined Megavoltage and Contrast-Enhanced Radiotherapy as an Intrafraction Motion Management Strategy in Lung SBRT, *Technol Cancer Res Treat.* 18 (2019). <https://doi.org/10.1177/1533033819883639>.
- [45] P. Hammersberg, M. Stenström, H. Hedtjärn, M. Mångård, Image noise in X-ray imaging caused by radiation scattering and source leakage, a~qualitative and quantitative analysis, *J Xray Sci Technol.* 8 (1998) 19–29. <https://doi.org/10.1016/j.repbre.2022.11.001>.
- [46] S.Z. Shen, A.K. Bloomquist, G.E. Mawdsley, M.J. Yaffe, I. Elbakri, Effect of scatter and an antiscatter grid on the performance of a slot-scanning digital mammography system, *Med Phys.* 33 (2006) 1108–1115. <https://doi.org/10.1118/1.2184445>.
- [47] J.M. Boone, J.A. Seibert, C.M. Tang, S.M. Lane, Grid and Slot Scan Scatter Reduction in Mammography: Comparison by Using Monte Carlo Techniques¹, <https://doi.org/10.1148/Radiol.2222010491>. 222 (2002) 519–527. <https://doi.org/10.1148/RADIOL.2222010491>.
- [48] G. Harding, R. Tischler, Dual-energy Compton scatter tomography, *Phys Med Biol.* 31 (1986) 477–489.
- [49] E. van Uytven, S. Pistorius, R. Gordon, An iterative three-dimensional electron density imaging algorithm using uncollimated Compton scattered x rays from a polyenergetic primary pencil beam, *Med Phys.* 34 (2007) 256–265.
- [50] H. Yan, Z. Tian, Y. Shao, S.B. Jiang, X. Jia, A new scheme for real-time high-contrast imaging in lung cancer radiotherapy: a proof-of-concept study, *Phys Med Biol.* 61 (2016) 2372.
- [51] G. Redler, K.C. Jones, A. Templeton, D. Bernard, J. Turian, J.C.H. Chu, Compton scatter imaging: A promising modality for image guidance in lung stereotactic body radiation therapy: A, *Med Phys.* 45 (2018) 1233–1240. <https://doi.org/10.1002/mp.12755>.
- [52] H.M. Garnica-Garza, Directional scatter imaging for the stereoscopic tracking of fiducial markers in a single kV exposure, *Med Phys.* 45 (2018) 703–713. <https://doi.org/10.1002/mp.12712>.
- [53] C.E. Metz, R.F. Wagner, K. Doi, D.G. Brown, R.M. Nishikawa, K.J. Myers, Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging systems, *Med Phys.* 22 (1995) 1057–1061. <https://doi.org/10.1118/1.597511>.
- [54] R.R. Carlton, A.M. Adler, *Principles of Radiographic Imaging*, (2012) 864. <https://books.google.pt/books?hl=pt-PT&lr=&id=bcUKAAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR7&dq=radiography+x->

ray+principles&ots=G1ixUKpkei&sig=mYMEEExP_qbJyL_Y5dSFqSndkrw8&redir_esc=y#v=onepage&q=radiography (accessed June 1, 2023).

- [55] T. Beyer, D.L. Bailey, U.J. Birk, I. Buvat, C. Catana, Z. Cheng, Q. Fang, F. Giove, C. Kuntner, E. Laistler, F. Moscato, S.G. Nekolla, I. Rausch, I. Ronen, S. Saarakkala, K. Thielemans, W. van Elmpt, E. Moser, Medical Physics and Imaging—A Timely Perspective, *Front Phys.* 9 (2021). <https://doi.org/10.3389/FPHY.2021.634693/FULL>.
- [56] A. Brosed, *Fundamentos de Física Médica. Medida de la radiación*, 2011.
- [57] P. Andreo, D.T. Burns, A.E. Nahum, J.P. Seuntjens, F.H. Attix, *Fundamentals of ionizing radiation dosimetry*, WILEY-VCH, 2017.
- [58] J.A. Seibert, J.M. Boone, X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2: X-Ray Interactions and Image Formation, *J Nucl Med Technol.* 33 (2005).
- [59] G.J. Bansal, Digital radiography. A comparison with modern conventional imaging, *Postgrad Med J.* 82 (2006) 425–428. <https://doi.org/10.1136/PGMJ.2005.038448>.
- [60] R.K. Parajuli, M. Sakai, R. Parajuli, M. Tashiro, Development and Applications of Compton Camera—A Review, *Sensors* 2022, Vol. 22, Page 7374. 22 (2022) 7374. <https://doi.org/10.3390/S22197374>.
- [61] S. Klassen, The Photoelectric Effect: Reconstructing the Story for the Physics Classroom, *Sci Educ (Dordr)*. (2009). <https://doi.org/10.1007/s11191-009-9214-6>.
- [62] F. Salvat, J.M. Fernández-Varea, J. Sempau, PENELOPE-2006: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport in Workshop proceedings, Nuclear Energy Agency (OECD), Spain, 2006. https://www.oecd-nea.org/jcms/pl_14244 (accessed March 11, 2021).
- [63] C.-K. Qiao, J.-W. Wei, L. Chen, M. Ksawery, C. Nski, S. Grabowski, An Overview of the Compton Scattering Calculation, *Crystals* 2021, Vol. 11, Page 525. 11 (2021) 525. <https://doi.org/10.3390/CRYST11050525>.
- [64] F.A. Scannavino, P.E. Cruvinel, A graphical tool for an analytical approach of scattering photons by the Compton effect, *Nucl Instrum Methods Phys Res A.* 674 (2012) 28–38. <https://doi.org/10.1016/J.NIMA.2011.12.120>.
- [65] T. Sodovieri, T. Vilorio, *El ángulo sólido y algunas de sus aplicaciones*, Maracaibo: Universidad Del Zulia. (2016).
- [66] B. Zhao, J. Zhou, Y.H. Hu, T. Mertelmeier, J. Ludwig, W. Zhao, Experimental validation of a three-dimensional linear system model for breast tomosynthesis, *Med Phys.* 36 (2009) 240. <https://doi.org/10.1118/1.3040178>.

- [67] T.B. Chandra, K. Verma, Analysis of quantum noise-reducing filters on chest X-ray images: A review, *Measurement*. 153 (2020) 107426. <https://doi.org/10.1016/J.MEASUREMENT.2019.107426>.
- [68] R.T. Droege, R.L. Morin, A practical method to measure the MTF of CT scanners, *Med Phys*. 9 (1982) 758–760. <https://doi.org/10.1118/1.595124>.
- [69] N. Oberhofer, G. Compagnone, E. Moroder, Use of CNR as a metric for optimisation in digital radiology, *IFMBE Proc*. 25 (2009) 296–299. https://doi.org/10.1007/978-3-642-03879-2_84/COVER.
- [70] M.N. Wernick, J.N. Aarsvold, Introduction to Emission Tomography, *Emission Tomography: The Fundamentals of PET and SPECT*. (2004) 11–23. <https://doi.org/10.1016/B978-012744482-6.50005-3>.
- [71] E. Shefer, A. Altman, R. Behling, R. Goshen, L. Gregorian, Y. Roterman, I. Uman, N. Wainer, Y. Yagil, O. Zarchin, State of the Art of CT Detectors and Sources: A Literature Review, *Curr Radiol Rep*. 1 (2013) 76–91. <https://doi.org/10.1007/S40134-012-0006-4/FIGURES/28>.
- [72] M.J. Gomes, J.M. Manakkal, J. Health, A. Sci, Photon-Counting Detectors in Computed Tomography: A Review, *Journal of Health and Allied Sciences*. (2023). <https://doi.org/10.1055/s-0042-1749180>.
- [73] JH. Hsieh, *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*, (2003) 510. https://books.google.com/books/about/Computed_Tomography.html?id=JX__ILLXFHkC (accessed June 5, 2023).
- [74] What is a Cranial CT scan? | Two Views, (n.d.). <https://www.two-views.com/ct/cranial-scan.html> (accessed June 5, 2023).
- [75] J. Benz, T.S. Palmer, Pulse height distributions from deterministic radiation transport simulations, *Ann Nucl Energy*. 37 (2010) 1486–1493. <https://doi.org/10.1016/J.ANUCENE.2010.06.015>.
- [76] J. Battista, *Introduction to megavoltage x-ray dose computation algorithms*, CRC Press, 2019.
- [77] D.W.O. Rogers, Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics*, *Phys Med Biol*. 51 (2006) R287. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/R17>.
- [78] J. Almansa, F. Salvat-Pujol, G. Díaz-Londoño, A. Carnicer, A.M. Lallena, F. Salvat, PENGEO—A general-purpose geometry package for Monte Carlo simulation of radiation transport in material systems defined by quadric surfaces, *Comput Phys Commun*. 199 (2016) 102–113. <https://doi.org/10.1016/J.CPC.2015.09.019>.

- [79] J. Sempau, A. Badal, L. Brualla, A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries-application to far-from-axis fields, (2011). <https://doi.org/10.1118/1.3643029>.
- [80] A. Tomal, I. Mazarro, E.M. Kakuno, M.E. Poletti, Experimental determination of linear attenuation coefficient of normal, benign and malignant breast tissues, *Radiat Meas.* 45 (2010) 1055–1059. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2010.08.008>.
- [81] PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt), Radiation qualities used for studies in radiation protection ISO-PTB, Available from: (www.Ptb.de/En/Org/6/62/625/Pdf/Strhlq.Pdf). (2009).
- [82] J. Witzani, H. Bjerke, F. Bochud, I. Csete, M. Denoziere, W. de Vries, K. Ennow, J.E. Grindborg, C. Hourdakis, A. Kosunen, H.M. Kramer, F. Pernicka, T. Sander, Calibration of dosimeters used in mammography with different X ray qualities: Euromet Project No. 526, *Radiat Prot Dosimetry.* 108 (2004) 33–45. <https://doi.org/10.1093/RPD/NCH011>.
- [83] B.L. Sickles, EA, D’Orsi CJ, ACR BI-RADS® Mammography. In: ACR BI-RADS® Atlas, Breast Imaging Reporting and Data System, Reston, Virginia , 2013.
- [84] C.J. D’Orsi, Imaging for the diagnosis and management of ductal carcinoma in situ, *J Natl Cancer Inst Monogr.* 2010 (2010) 214–217. <https://doi.org/10.1093/jncimonographs/lgq037>.
- [85] C.I. Lee, C.D. Lehman, L.W. Bassett, *Breast imaging*, Oxford University Press. (2018).
- [86] N.B. Goel, T.E. Knight, S. Pandey, M. Riddick-Young, E.S. De Paredes, A. Trivedi, Fibrous Lesions of the Breast: Imaging-Pathologic Correlation1, <https://doi.org/10.1148/Rg.256045183>. 25 (2005) 1547–1559. <https://doi.org/10.1148/RG.256045183>.
- [87] M.S. Guirguis, B. Adrada, L. Santiago, R. Candelaria, E. Arribas, Mimickers of breast malignancy: imaging findings, pathologic concordance and clinical management, *Insights Imaging.* 12 (2021) 1–18. <https://doi.org/10.1186/S13244-021-00991-X/FIGURES/15>.
- [88] J.H. Hipwell, V. Vavourakis, L. Han, X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues You may also like A review of biomechanically informed breast image registration, *Physics in Medicine & Biology* To. 32 (1987) 675.
- [89] L. Wilkinson, V. Thomas, N. Sharma, Microcalcification on mammography: Approaches to interpretation and biopsy, *British Journal of Radiology.* 90 (2017). <https://doi.org/10.1259/bjr.20160594>.

- [90] S.A. Maas, B.J. Ellis, G.A. Ateshian, J.A. Weiss, FEBio: Finite elements for biomechanics, *J Biomech Eng.* 134 (2012). <https://doi.org/10.1115/1.4005694>.
- [91] T.A. Krouskop, T.M. Wheeler, F. Kallel, B.S. Garra, T. Hall, Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression, *Ultrason Imaging.* 20 (1998) 260–274. <https://doi.org/10.1177/016173469802000403>.
- [92] N.B. Carrigy, J.P. Carey, A.R. Martin, J.E. Remmers, A. Zareian, Z. Topor, J. Grosse, M. Noga, W.H. Finlay, Simulation of muscle and adipose tissue deformation in the passive human pharynx, *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 19 (2016) 780–788.
- [93] J.H. Hipwell, V. Vavourakis, L. Han, Elastic moduli of normal and pathological human breast tissues: an inversion-technique-based investigation of 169 samples You may also like A review of biomechanically informed breast image registration, *Phys Med Biol.* (2007). <https://doi.org/10.1088/0031-9155/52/6/002>.
- [94] Common substances, materials, foods and gravels, (n.d.). <https://www.aquacalc.com/page/density-table> (accessed August 20, 2022).
- [95] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, *Digital image processing*, 4 Edition, PEARSON, 2002. <https://doi.org/10.1177/002072098001700324>.
- [96] A. Foi, M. Trimeche, V. Katkovnik, K. Egiazarian, Practical Poissonian-Gaussian noise modeling and fitting for single-image raw-data, *IEEE Transactions on Image Processing.* 17 (2008) 1737–1754. <https://doi.org/10.1109/TIP.2008.2001399>.
- [97] M. E. Muller, G. P. Box, A note on the generation of random normal deviates, *The Annals of Mathematical Statistics.* 29 (1958) 610–611. <https://doi.org/10.1214/aoms/1177706645>.
- [98] I.G. Zubal, C.R. Harrell, E.O. Smith, Z. Rattner, G. Gindi, Computerized three-dimensional segmented human anatomy, *Med Phys.* 21 (1994) 299–302. <https://doi.org/10.1118/1.597290>.
- [99] J.A. Fessler, Michigan image reconstruction toolbox (MIRT), (n.d.). <https://web.eecs.umich.edu/~fessler/code/index.html> (accessed June 4, 2023).
- [100] W. Schneider, T. Bortfeld, W. Schlegel, Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions, *Phys Med Biol.* 45 (2000) 459. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/45/2/314>.
- [101] O.L. Acuña-Gómez, H.M. Garnica-Garza, Improvement of kilovoltage beam output with a transmission x-ray target: radiological optimization and cooling system design, *Biomed Phys Eng Express.* 4 (2018) 025008. <https://doi.org/10.1088/2057-1976/AA99EB>.

- [102] H.E. Johns, J.R. Cunningham, *Physics of Radiology*, Fourth, 1983. <http://www.amazon.com/Physics-Radiology-Fourth-Edition-Harold/dp/0398046697> (accessed May 7, 2023).
- [103] C.J. Martin, The importance of radiation quality for optimisation in radiology, *Biomed Imaging Interv J.* (2007). <https://doi.org/10.2349/bij.3.2.e38>.
- [104] R.L. Siddon, Prism representation: a 3D ray-tracing algorithm for radiotherapy applications, *Phys Med Biol.* 30 (1985) 817–824.
- [105] R.L. Siddon, Fast calculation of the exact radiological path for a three dimensional CT array, *Med Phys.* 12 (1985) 252–255. <https://doi.org/10.1118/1.595715>.
- [106] X-Ray Mass Attenuation Coefficients | NIST, (n.d.). <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients> (accessed May 9, 2023).
- [107] R.T. Droege, R.L. Morin, A practical method to measure the MTF of CT scanners, *Med Phys.* 9 (1982) 758–760. <https://doi.org/10.1118/1.595124>.
- [108] A.C. Traino, C. Sottocornola, P. Barca, C. Marini, G. Aringhieri, D. Caramella, M.E. Fantacci, Average absorbed breast dose in mammography: a new possible dose index matching the requirements of the European Directive 2013/59/EURATOM, *Eur Radiol Exp.* (2017) 1–8. <https://doi.org/10.1186/s41747-017-0026-1>.
- [109] A. Wambersie, ICRU Report 44: Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, Bethesda (US): International Commission on Radiation Units and Measurements. (1989).
- [110] B.E. Adrada, T. Moseley, G.M. Rauch, Molecular Breast Imaging: Role as a Screening Modality, *Curr Breast Cancer Rep.* (2016). <https://doi.org/10.1007/s12609-016-0225-4>.
- [111] J. Koh, M.J. Kim, Introduction of a New Staging System of Breast Cancer for Radiologists: An Emphasis on the Prognostic Stage, *Korean J Radiol.* 20 (2019) 69. <https://doi.org/10.3348/KJR.2018.0231>.
- [112] N. Harbeck, F. Penault-Llorca, J. Cortes, M. Gnant, N. Houssami, P. Poortmans, K. Ruddy, J. Tsang, F. Cardoso, Breast cancer, *Nature Reviews Disease Primers* 2019 5:1. 5 (2019) 1–31. <https://doi.org/10.1038/s41572-019-0111-2>.
- [113] Cancer.Net | Oncologist-approved cancer information from the American Society of Clinical Oncology, (n.d.). <https://www.cancer.net/> (accessed June 16, 2023).
- [114] M.C. De Zan, P.M. Carrascosa, E. Reynoso, A. Deviggiano, H. Deschle, G.A. Rodríguez-Granillo, M.C. De Zan, P.M. Carrascosa, E. Reynoso, A. Deviggiano, H. Deschle, G.A. Rodríguez-Granillo, Relación entre las dimensiones de la aurícula izquierda y los depósitos globales y regionales de grasa corporal, *Arch Cardiol Mex.* 89 (2019) 12–19. <https://doi.org/10.24875/ACM.M1900000>

