



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

CARRERA DE BIOFÍSICA

“SIMULACIÓN DE UN FANTOMA DE MAMA PARA DOSIMETRÍA, UTILIZANDO MONTECARLO”

Trabajo de titulación:

Tipo: Proyecto de Investigación

Presentado para obtener el grado académico:

BIOFÍSICA

AUTORA: MARIA ZULEIMA CARRASCO CAZCO

DIRECTORA: Biof. VILMA NOHEMÍ YANCHAPANTA BASTIDAS Mgs.

Riobamba-Ecuador

2020

©2020, María Zuleima Carrasco Cazco

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de la autora.

Yo, María Zuleima Carrasco Cazco, declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autora asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Fecha: Riobamba, 28 de agosto de 2020

María Zuleima Carrasco Cazco

CI. 060380093-9

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

CARRERA DE BIOFÍSICA

El tribunal del trabajo de titulación certifica que: El trabajo de titulación: Tipo: Proyecto de Investigación, “SIMULACIÓN DE UN FANTOMA DE MAMA PARA DOSIMETRÍA, UTILIZANDO MONTECARLO”, realizado por la señorita: **MARÍA ZULEIMA CARRASCO CAZCO**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del trabajo de titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Mat. Luis Marcelo Cortez Bonilla PRESIDENTE DEL TRIBUNAL	 <p>Firmado digitalmente por LUIS MARCELO CORTEZ BONILLA Nombre de reconocimiento (DN): c=EC, o=BANCO CENTRAL DEL ECUADOR, ou=ENTIDAD DE CERTIFICACION DE INFORMACION-ECIBCE, l=QUITO, serialNumber=0000497075, cn=LUIS MARCELO CORTEZ BONILLA Fecha: 2020.09.25 17:13:27 -05'00'</p>	2020-08-28
Biof. Vilma Nohemí Yanchapanta Bastidas Mgs. DIRECTORA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	 <p>Firmado digitalmente por VILMA NOHEMI YANCHAPANTA BASTIDAS Fecha: 2020.08.31 15:24:44 -05'00'</p>	2020-08-28
Biof. Miguel Ángel Saez Paguay MIEMBRO DEL TRIBUNAL	 <p>Firmado digitalmente por MIGUEL ANGEL SAEZ PAGUAY Nombre de reconocimiento (DN): cn=C, cn=SECURITY DATA S.A., ou=ENTIDAD DE CERTIFICACION DE INFORMACION, serialNumber=03072016 0103, cn=MIGUEL ANGEL SAEZ PAGUAY Fecha: 2020.08.31 11:14:53 -05'00'</p>	2020-08-28

DEDICATORIA

El éxito se consigue de ir de fracaso en fracaso si perder el entusiasmo.

Wiston Churchill
(1874-1986)

Este trabajo de investigación les dedico a mis padres Juan Carrasco y Marlene Cazco que son el pilar fundamental para conseguir mis aspiraciones tanto a nivel personal como académico. A mis hermanos Pedro y Laura que me han cuidado y protegido. A mi primo Julio B. por brindarme su apoyo incondicional.

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, a Dios por siempre acompañarme en todos los momentos de mi existencia, a mi familia por brindarme su apoyo incondicional y motivaciones para seguir adelante. A mis amigas Alejandra. C, Maribel. B, Ruth. I, Sofía. M y A Noemi. M, por haber compartido bellos y malos momentos a lo largo de los cinco años de la formación académica y personal.

De manera especial a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo por abrirme las puertas de tan prestigiosa institución en la carrera de Biofísica, en la cual me he formado como profesional y permitirme tomar experiencias en sus laboratorios y a nivel internacional otorgándome una beca para participar en la octava conferencia de aplicaciones de modelos matemáticos en la física, en Eslovaquia 2019.

Como no agradecer a los mentores de este proyecto de investigación, que sin la colaboración de ellos no fuese posible realizarlo a la Biof. Vilma Yanchapanta tutora del trabajo de investigación a quién agradezco por impartirme sus conocimientos, al Biof. Miguel Saez por brindarme tutorías de la aplicación de la plataforma GAMOS. Y a todos los docentes de la carrera de Biofísica que han sido el pilar fundamental en mi formación.

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS	ix
ÍNDICE DE FIGURAS	x
ÍNDICE DE GRÁFICOS	xi
ÍNDICE DE ANEXOS	xii
ABREVIATURA	xiii
RESUMEN.....	xiv
SUMMARY.....	xv
INTRODUCCIÓN.....	1

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL	3
1.1. Antecedentes de la investigación.....	3
1.2. Identificación del problema	5
1.3. Justificación de problema.....	6
1.4. Objetivos.....	7
1.4.1. <i>Objetivo General</i>	<i>7</i>
1.4.2. <i>Objetivos Específicos.....</i>	<i>7</i>
1.5. Fundamentación teórica.....	8
1.5.1. <i>Interacción de los fotones con la materia</i>	8
1.5.1.1. <i>Atenuación de un haz de fotones.....</i>	<i>9</i>
1.5.1.2. <i>Características del espesor.....</i>	<i>10</i>
1.5.1.3. <i>Coeficientes de interacción.....</i>	<i>11</i>
1.5.1.4. <i>Procesos de fotones con la materia</i>	<i>13</i>
1.5.2. <i>Anatomía de la mama</i>	19
1.5.2.1. <i>Posición Anatómica</i>	<i>19</i>
1.5.2.2. <i>Estructura de la mama.....</i>	<i>19</i>
1.5.3. <i>Mamografía.....</i>	20
1.5.3.1. <i>Antecedentes Históricos.....</i>	<i>21</i>

1.5.3.2.	<i>Posiciones Estándar en Mamografía</i>	21
1.5.3.3.	<i>Equipo utilizado en Mamografía</i>	22
1.5.3.4.	<i>Características de la mama en mamografía</i>	25
1.5.3.5.	<i>Espectro de rayos X</i>	26
1.5.4.	<i>El Fantoma</i>	28
1.5.4.1.	<i>Aspectos y definiciones</i>	28
1.5.4.2.	<i>Antecedentes históricos</i>	29
1.5.4.3.	<i>Tipos de Fantomas</i>	29
1.5.4.4.	<i>Categorías de funcionales de fantomas</i>	31
1.5.5.	<i>Dosimetría</i>	31
1.5.5.1.	<i>Definición</i>	31
1.5.5.2.	<i>Magnitudes dosimétricas</i>	31
1.5.5.3.	<i>Magnitudes relacionadas con la protección radiológica</i>	33
1.5.5.4.	<i>Dosimetría de la mama</i>	34
1.6.	Fundamentos de la Simulación	39
1.6.1.	<i>Método Monte Carlo</i>	39
1.6.1.1.	<i>Antecedentes históricos</i>	39
1.6.1.2.	<i>Definiciones y Características</i>	39
1.6.1.3.	<i>Montecarlo y el transporte de la radiación</i>	44
1.6.2.	<i>Códigos de Simulación</i>	46
1.6.3.	<i>Programa GAMOS (Geant4-based Architecture for Medicine-Orient)</i>	47
1.6.3.1.	<i>Antecedentes históricos</i>	47
1.6.3.2.	<i>Descripción de GAMOS</i>	47
1.6.3.3.	<i>Componentes esenciales en GAMOS</i>	48

CAPÍTULO II

2.	MARCO METODOLÓGICO	53
2.1.	Tipo de la Investigación	53
2.2.	Diseño de la Investigación	53
2.2.1.	<i>Descripción de las estructuras a simular</i>	55
2.2.2.	<i>Algoritmo de las estructuras a simular</i>	58
2.2.3.	<i>Localización del estudio</i>	58
2.2.4.	<i>Población del estudio</i>	58

2.2.5.	<i>Tamaño de la Muestra</i>	59
2.2.6.	<i>Método de Muestreo</i>	59
2.2.7.	<i>Técnicas de Recolección de Datos</i>	59
2.2.8.	<i>Análisis Estadístico Inferencial</i>	59

CAPÍTULO III

3.	MARCO DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	60
3.1.	Espectro del ánodo de Molibdeno utilizado en la simulación	61
3.2.	Interacción de los rayos X con los volúmenes simulados	61
3.3.	Dosimetría en el fantoma de mama	66
	CONCLUSIONES	70
	RECOMENDACIONES	71

GLOSARIO

BIBLIOGRAFÍA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1:	Características del espesor del material absorbente.....	10
Tabla 2-1:	Parámetros técnicos en mamografía	24
Tabla 3-1:	Características de los materiales utilizados en la técnica de mamografía en Ánodo/ Filtro.....	27
Tabla 4-1:	Magnitudes dosimétricas relacionadas con la conversión de energía.....	32
Tabla 5-1:	Magnitudes dosimétricas respecto a la deposición de energía	33
Tabla 6-1:	Magnitudes utilizadas en protección radiológica	33
Tabla 7-1:	Factor de conversión g para un rango de espesores de compresión entre 2 y 11 cm y HVL entre 0.30-0.60 mm de Al (Mo/Mo).	35
Tabla 8-1:	Factor s usado en un espectro (blanco/filtro)	35
Tabla 9-1:	Coefficientes del ajuste de la glandularidad con el espesor según el grupo de edad. ...	36
Tabla 10-1:	Valores del factor c en función del espesor de compresión de mama y en diferentes porcentajes de glandularidad en HVL de 0.30 y 0.35 mm de Al.	37
Tabla 11-1:	Clasificación de los códigos de simulación Montecarlo.....	46
Tabla 12-1:	Etiquetas que se utilizan en la definición de un material o mezcla de materiales en la implementación de la geometría.	50
Tabla 13-1:	Ejemplos de etiquetas que muestran propiedades de los materiales como la energía de excitación media y el estado del material.....	51
Tabla 1-2:	Dispositivos del equipo de mamografía a simular.....	55
Tabla 2-2:	Conformación del fantoma de mama de 45 mm de espesor se compresión de mama. 56	
Tabla 3-2:	Densidades de los materiales que conforman el fantoma de mama.	56
Tabla 4-2:	Determinación de la densidad de la composición del tejido mamario (1:99) en un espesor de 45 mm.....	57
Tabla 5-2:	Composición del tejido mamario en los distintos porcentajes a estudiar.	57
Tabla 1-3:	Umbral de energía de los materiales en volúmenes simulados en GAMOS.....	63
Tabla 2-3:	Dosis glandular media (DGM), para espesores de mama de 40, 45 y 50 mm según Directrices Europeas.....	69
Tabla 3-3:	DGM para espesores de mama de 33.55, 38.55 y 43.55 mm.....	69

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1:	Atenuación de un haz de fotones.	9
Figura 2-1:	Regiones donde dominan los mecanismos de interacción.	13
Figura 3-1:	Cinemática del efecto fotoeléctrico.....	14
Figura 4-1:	Sección transversal atómica fotoeléctrica en función de la energía del fotón.	15
Figura 5-1:	Cinemática del efecto Compton.....	16
Figura 6-1:	Cinemática de la dispersión coherente.....	17
Figura 7-1:	Cinemática de la creación de pares.....	18
Figura 8-1:	Anatomía de la mama.....	20
Figura 9-1:	Posición oblicua medio-lateral.....	21
Figura 10-1:	Posición craneocaudal.....	22
Figura 11-1:	Componentes del mamógrafo.....	22
Figura 12-1:	Tipos de producción de rayos X en el ánodo.....	27
Figura 13-1:	Espectro de Mo a) espectro continuo de la radiación <i>Bremsstrahlung</i> , b) espectro discreto de la radiación característica y c) espectro compuesto.	28
Figura 14-1:	Conjunto de componentes en el empleo del método Montecarlo.	40
Figura 15-1:	Muestreo aleatorio de una distribución $p(x)$, del método de la transformación inversa.	42
Figura 16-1:	Muestreo aleatorio de $p(x)$, utilizando el método del rechazo.....	43
Figura 17-1:	Directorios de la estructura de GAMOS.....	48
Figura 18-1:	Esquema de la estructura lógica de GAMOS.....	49
Figura 1-3:	Forma de la simulación del fantoma de mama.....	60

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-2:	Operacionalización de los objetivos	54
Gráfico 2-3:	Transporte de energía en los volúmenes simulados en GAMOS.	63
Gráfico 3-3:	Energía depositada en el tejido mamario de 33.55 mm de espesor.	64
Gráfico 4-3:	Energía depositada en el tejido mamario de 38.55 mm de espesor.	65
Gráfico 5-3:	Energía depositada en el tejido mamario de 43.55 mm de espesor.	65
Gráfico 6-3:	DGM por fotón vs espesor de mama comprimida, en diferentes porcentajes de glandularidad a 26 keV.....	67
Gráfico 7-3:	DGM por fotón vs espesor de mama comprimida, en diferentes porcentajes de glandularidad a 28 keV.....	67
Gráfico 8-3:	DGM por fotón vs espesor de mama comprimida, en diferentes porcentajes de glandularidad a 30 keV.....	68

ÍNDICE DE ANEXOS

- Anexo A:** Archivo de texto para la reconstrucción de la geometría de los dispositivos del equipo de mamográfica junto con el fantoma de mama a simular (.geom)
- Anexo B:** Archivo de texto para la simulación y generación de eventos (.in)

ABREVIATURA

DGM	Dosis Glandular Media
DgN	Coefficiente de dosis glandular normalizada
Geant4	Geometry and Tracking
GAMOS	Geant4-base Architecture for Medicine Oriented Simulations
OMS	Organización Mundial de la Salud
OPS	Organización Panamericana de la Salud
OML	Oblicua medio-lateral
CC	Craneocaudal
AEC	Automatic Exposure Control
OID	Object to Imagen Distance
DO	Densidad Óptica
CT	Tomografía Computarizada
PMMA	Poli-metilmetacrilato
PVAL	Polímeros como el alcohol polivinílico
NCRP	National Council of Radiation Protection and Measurements
ICRP	International Commission on Radiological Protection
HVL	Half-value layer
FDP	Funciones de densidad de probabilidad
CERN	Organización Europea de la Investigación Nuclear
INFN	Instituto Nacional de Física Nuclear de Italia
KEK	High Energy Accelerator Research Organization
POO	Programa Orientados a Objetos
GATE	Aplicación de Geant4 para Emisión Tomográfica
DFD	Distancia fuente fantoma

RESUMEN

El presente trabajo de investigación tuvo como finalidad de simular un fantoma de mama para el análisis de dosimetría haciendo uso del método Montecarlo. Para ello se desarrolló un modelo de fantoma de mama y los dispositivos del equipo de mamografía tales como, un blanco de Mo con un filtro de Mo para 26, 28 y 30 keV, la capa hemirreductora de Al y la paleta compresora de policarbonato. El fantoma de mama tuvo la forma de una caja que se encuentra a una distancia de 600 mm desde la fuente. Para el análisis dosimétrico se consideró tres espesores de compresión de mama 40, 45 y 50 mm cada uno con cinco composiciones del tejido mamario 1:99, 25:75, 50:50, 75:25, 99:1 (T. glandular: T. adiposo). Los materiales para la conformación de los dispositivos y del fantoma se tomó de las bases de datos NIST e ICRU 44 presentes en la plataforma GAMOS. Se determinó que la energía depositada en cada volumen en función del kilovoltaje fue directamente proporcional, mientras que en función del espesor de mama comprimida tuvo una relación inversamente proporcional a la composición del fantoma de la mama. La Dosis Glandular Media (DGM) por fotón disminuyó a mayor porcentaje de tejido glandular y espesor de mama comprimida. La DGM en composición estándar (50:50), analizada en 33.55, 38.55 y 43.55 mm de espesor aumenta, además se encuentra dentro del límite de referencia. En conclusión, la simulación fue útil para el análisis de dosimetría en mama, y se recomienda extender el estudio simulando un fantoma de mama tipo antropomórfico, además de contrastar los datos simulados con datos reales recolectados en centros de imagenología, establecer niveles de referencia de esta técnica radiológica en el país.

PALABRAS CLAVES: <BIOFÍSICA>, <FANTOMA DE MAMA>, <DOSIMETRÍA>, <PLATAFORMA DE SIMULACIÓN GAMOS>, <DOSIS GLANDULAR MEDIA (DGM)>, <BLANCO DEL TUBO DE RAYOS X>.

**LUIS
ALBERTO
CAMINOS
VARGAS**

Firmado digitalmente por
LUIS ALBERTO CAMINOS
VARGAS
Nombre de
reconocimiento (DN):
c=EC, l=RIOBAMBA,
serialNumber=060276697
4, cn=LUIS ALBERTO
CAMINOS VARGAS
Fecha: 2020.09.30
20:29:45 -05'00'



0333-DBRAI-UPT-2020

SUMMARY

The present research was aimed to simulate a breast phantom in order to perform the dosimetry analysis applying the Montecarlo method. It was developed a breast phantom model and the devices of mammography equipment such as, a Mo target with a Mo filter for 26, 28 and 30 keV, the half-conductor layer of Al and the polycarbonate compressor paddle. The breast phantom had a box shape and was located 600 mm far from the source. For dosimetric analysis, the study considered three breast compression thicknesses 40, 45 and 50 mm each one with five compositions of breast tissue 1:99, 25:75, 50:50, 75:25, 99:1 (glandular T. : adipose T.) The materials for the formation of the devices and the phantom were taken from the NITS and ICRU 44 databases present on the GAMOS platform. It was determined that the energy deposited in each volumen as a function of the kilovoltage it was directly proportional, while depending on the thickness of the compressed breast, it had an inversely proportional relationship to the composition of the breast phantom. The Mean Glandular Dose (MGD) per photon decreased to a higher percentage of glandular tissue and thickness of compressed breast. The MGD in standard compositions (50:50), analyzed in 33.55, 38.55 and 43.55 mm thickness increases, it is also within the reference limit. In conclusion, the simulation was useful for the analysis of dosimetry in the breast, and it is recommended to extend the study by simulating and anthropomorphic breast phantom, in addition to contrasting the simulated data with real data collected in imaging centers, establishing reference levels of this radiological technique in the country.

KEY WORDS: <BREAST PHANTOM>, <DOSIMETRY>, <GAMOS SIMULATION PLATFORM>, < MEAN GLANDULAR DOSE (MGD)>, <X-RAY TUBE TARGET>.

LUIS ALBERTO VELOZ ANDRADE
Firmado digitalmente
por LUIS ALBERTO
VELOZ ANDRADE
Fecha: 2020.10.04
18:12:22 -05'00'

INTRODUCCIÓN

La mama es un órgano sensible ante la radiación ionizante, existe una baja probabilidad de desencadenar efectos estocásticos como el cáncer a causa de la dosis que implica una mamografía (la dosis total para un mamograma común a las dos tomas para cada seno es aproximadamente 0.4 mSv, según la *America Cancer Society*). Bajo el principio de optimización de la protección radiológica, este riesgo debe minimizarse. La evaluación de los niveles de exposición en superficie y en la profundidad del tejido mamario está relacionada de forma directa con el riesgo en la técnica de mamografía. Se han desarrollado modelos que simulan órganos, tejidos del cuerpo humano para realizar cálculos dosimétricos que ayuden al correcto funcionamiento de equipos que emiten radiación ionizante, a estos se les conoce como fantomas. Utilizar estos dispositivos ayudan a que la dosis en paciente sea óptima sin ningún riesgo de sobreexposición.

La dosis en mama disminuye con la profundidad y la estimación de dosis en este órgano se lo realiza en el tejido glandular debido a que es el más radiosensible y se le conoce como dosis glandular media (DGM), en función de las características del equipo, factores técnicos seleccionados, tamaño y densidad del tejido (Batista y Souza dos Santos, 2015, p.1) y se calcula como el producto del kerma en aire incidente sin retrodispersión por el coeficiente de la dosis glandular normalizada (DgN) o en función del factor G(E), de la energía depositada en cada interacción, de la fracción glandular y de la masa del seno. La mama puede ser simulada por fantomas físicos o computaciones, pero, en la actualidad se hace uso de modelos matemáticos y herramientas computaciones para modelar tejidos reales y realizar un correcto análisis de dosimetría que se pueden aplicar a un paciente con el fin de optimizar la dosis que puede recibir.

En este proyecto de investigación se va diseñar un modelo matemático que permita simular un fantoma de mama haciendo uso del método Montecarlo, con el código de programación Geant4 (*Geometry and Traking*) utilizando la plataforma GAMOS (*Geant4-base Architecture for Medicine-Oriented Simulations*) que está especialmente diseñada para el transporte de la radiación en el campo de la física médica mediante el uso de archivos de texto. Con la simulación de dicho fantoma se pretende realizar un análisis dosimétrico, en función de parámetros del equipo de mamografía y de las propiedades del tejido mamario.

En el capítulo I se desarrolla el marco teórico referencial, que abarca siete secciones, así en 1.1 hasta 1.4 se describe los aspectos relacionados con el marco referencial como los antecedentes de la investigación, la identificación y justificación del problema junto con los objetivos del proyecto de

investigación. En 1.5 se describe los fundamentos teóricos afines al proyecto de investigación como la interacción de los fotones con la materia, anatomía de la mama, técnica de mamografía, el fantoma y aspectos relacionados con la dosimetría en la mama. La siguiente sección 1.6 es acerca de los fundamentos de la simulación donde se incluyen temas referentes al método Montecarlo y al código Geant4 junto a la plataforma GAMOS que se utiliza en la simulación.

El capítulo II es el marco metodológico que trata sobre el tipo y el diseño del proyecto de investigación, población de estudio, tamaño de la muestra y la técnica de recolección de datos. Y el capítulo III es el marco de resultados y discusión de los mismos. Este contiene la sección 3.1 el espectro del ánodo de Molibdeno, la sección 3.2 la interacción de los rayos X con los volúmenes simulados y en la 3.3 la dosimetría en el fantoma de mama.

Finalmente, se emite las conclusiones del proyecto de investigación junto con las recomendaciones.

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL

1.1. Antecedentes de la investigación

En primer lugar, Dance (1990, pp.1211-1214), en su trabajo “*Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose*”, mencionó la importancia de la estimación de factores de conversión que se utilizan en el cálculo de la DGM en un fantoma mamario estándar con una composición de 50:50 (tejidos: glandular- adiposo) y un espesor de compresión de mama de 4.5 cm, mediante una simulación Montecarlo aplicada en una amplia gama de rayos X que se utilizan en exámenes de mamografía, donde (p) es el factor que convierte el kerma en aire incidente en el fantoma, a partir de la energía absorbida en el receptor de imagen por el kerma en aire incidente, mientras (g) convierte el kerma en aire incidente en dosis glandular por medio de la relación entre la energía absorbida glandular, el producto del kerma en aire incidente y la masa del tejido glandular presente en la región central de la mama; de modo de que estos dos factores de conversión dependen de la calidad de la radiación.

Un estudio en el año 2010, denominado “*Comparative study of computational dosimetry involving homogeneous phantoms and a voxel phantom in mammography: a discussion on applications in constancy tests and calculation of glandular dose in patients*”, tuvo como objetivo evaluar el comportamiento de las cantidades dosimétricas mediante la simulación en fantomas homogéneos y voxel en el código Geant4, donde la distancia fuente fantoma fue constante, mientras que variaron el espectro de radiación incidente. Estos fantomas tuvieron una geometría de un volumen esférico y fueron evaluados en: entrada, centro y salida del seno para la evaluación de la dosis real en tejido. En esta investigación concluyeron que el de tipo homogéneo fue útil para indicar los parámetros de constancia del sistema de imagen mamográfica pero no representan la dosis glandular en senos reales, por lo que sugieren que los de tipo voxel al representar la idealización de un modelo real, en este se puede estimar la dosis real en mama (Cassola y Hoff, 2010, pp. 395-396).

Un año más tarde, el trabajo de investigación de Ma & Alghamdi (2011, p. 147), titulado “*Development of a Realistic Computational Breast Phantom for Dosimetric Simulations*”, mencionó que el cáncer

de mama a menudo crece en el tejido glandular mamario, por lo que estimaron la deposición de energía en este tejido conocida como DGM que indica el riesgo de radiación, la estimación de esta dosis, lo han realizado mediante la simulación Montecarlo, la cual considera al tejido como una distribución homogénea, pero, como la mama tiene una distribución no uniforme, desarrollaron fantasmas computacionales realistas con detalles anatómicos y textura mamográfica. Estos fantasmas fueron aplicados en estudios dosimétricos y en la reconstrucción de la DGM en pacientes individuales a partir de sus exámenes de mamografía.

En el desarrollo de técnicas de imágenes en mamografía, han aparecido los fantasmas computacionales mediante la generación de modelos matemáticos, que se utilizan como sustitutos de mamas en pacientes reales por razones de prácticas (variedad y bajo costo) y éticas (sin riesgo de radiación), estos se pueden emplear para evaluar la calidad de imagen cuantitativamente (Chen, 2017, p. 1). Según Baneva et al., (2017: p. 78), alude que tanto fantasmas físicos como computacionales son esenciales para el desarrollo, optimización y la evaluación de sistemas modernos de imágenes de rayos X. En la actualidad existen fantasmas computacionales complejos en los que se puede incluir anomalías de mama que se les conoce como fantasmas realistas que modelan de forma similar al tejido mamario (Dukov et al., 2019: p.213).

En un estudio reciente de Chang y sus colaboradores, titulado como “*Three-layer heterogeneous mammographic phantoms for Monte Carlo simulation of normalized glandular dose coefficients in mammography*”, construyeron un fantoma de mamografía heterogéneo de tres capas de 25%, 50% y 75% de la fracción glandular para emular el efecto de esta distribución en el coeficiente de D_gN , el cual depende del grosor de la mama, de la fracción glandular media, de la distribución glandular, del voltaje del tubo, de la calidad del haz y de la combinación objetivo-filtro; que fue comparado con un fantoma de distribución glandular uniforme y adujeron que esta distribución sigue siendo válida, por lo que se refiere a la distribución heterogénea mencionaron que facilitan la estimación de la DGM y corrige el problema del grosor de la piel (Chang et al., 2020: p.1).

En el Ecuador, aun no se ha desarrollado estudios de estimación de la DGM empleado el método Montecarlo, por lo que este trabajo, proveerá insumos para la optimización de la misma que recibe el paciente en los estudios mamográficos, quedando abierta la posibilidad de contrastar los resultados con experimentales.

1.2. Identificación del problema

El fantoma en mamografía es un instrumento que se utiliza para evaluar, analizar y ajustar los parámetros que caracterizan los equipos de rayos X, con la capacidad de responder de la misma forma que actuarían tejidos y órganos humanos en una imagen que se obtengan de equipos emisores de radiación ionizante. En consecuencia, se emplean en la optimización de parámetros que influye en la calidad de imagen. Actualmente existe dos tipos de fantomas que son los físicos y computacionales. Los primeros consisten en elementos fabricados de materiales que tienen densidades similares a los tejidos, los cuales tienen la limitación de que no se puede representar totalmente la variedad de tamaños, formas, composiciones y detalles de la anatomía humana. Mientras, los segundos se basan en modelos matemáticos que simulan la interacción de la radiación ionizante con la geometría de tejidos y órganos, haciendo uso de códigos de programación que se basan en las simulaciones Montecarlo como Geant4.

Por esto, se ve la necesidad de implementar un modelo matemático en el código Geant4, en la plataforma de simulación GAMOS, con el fin de simular un fantoma de mama considerando: el kilovoltaje parámetro del equipo de mamografía y propiedades del tejido mamario (espesor y densidad) que permitan modelar de forma correcta en el menor tiempo posible para varios espesores de compresión de mama en diferentes composiciones. Debido a que los fantomas físicos son difíciles de generarlos para cada paciente por el largo proceso de producción y el gasto de materiales que se utilizan en la fabricación de los mismos. Por lo que, en este proyecto, por medio de la simulación del fantoma de mama, se pretende analizar la dosimetría en el tejido mamario.

1.3. Justificación de problema

Este trabajo de investigación se enfoca en la simulación de un fantoma de mama, por medio del código Montecarlo Geant4 en la plataforma GAMOS, para analizar dosimetría en diferentes circunstancias clínicas. Este modelo computacional permite la determinación de dosis de radiación en el tejido mamario a distintas proporciones de densidad (ρ), distintos espesores y en distintas técnicas radiológicas, lo cual es útil para optimizar los procedimientos mamográficos en circunstancias específicas.

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), el cáncer de mama es el más frecuente a nivel mundial; mientras que, en América, según la Organización Panamericana de la Salud (OPS), es la segunda causa de muerte en mujeres. Las exposiciones mamográficas son un método simple y preciso para el diagnóstico temprano de cáncer de mama. Teniendo en cuenta la alta incidencia de este tipo de cáncer, la radiosensibilidad del tejido glandular de la mama y la inexistencia de umbrales de dosis para los efectos estocásticos de las radiaciones ionizantes, la optimización de la técnica mamográfica es una tarea de especial importancia.

Por ende, se busca aportar con la simulación de un fantoma de mama en un código que utilice el método Montecarlo como la plataforma GAMOS basada en Geant4. En la cual se va también a simular dispositivos que pertenecen al equipo de mamografía que se involucran en la determinación de la DGM como: blanco, filtro y paleta de compresión de mama. El modelo del fantoma tiene una distribución homogénea (tejido glandular y adiposo) en diferentes porcentajes de composición como 0.1/0.99, 0.25/0.75, 0.50/0.50, 0.75/0.25 y 0.99/0.1 % para espesores de compresión de mama de 40, 45, 50 mm que representan a espesores estándar en la población femenina de nuestro país para la dosimetría, utilizando materiales especificados en el reporte del ICRU 44 para la conformación del fantoma de mama.

1.4. Objetivos

1.4.1. *Objetivo General*

Simular un fantoma de mama para dosimetría, utilizando Montecarlo.

1.4.2. *Objetivos Específicos*

- Establecer variables y parámetros que influyen en el modelo matemático
- Diseñar el modelo matemático del fantoma de mama.
- Implementar el modelo matemático en la plataforma GAMOS.

1.5. Fundamentación teórica

1.5.1. *Interacción de los fotones con la materia*

Las partículas no cargadas como los fotones pueden interactuar con el núcleo o con los electrones de los orbitales de un átomo del material absorbente. Cuando interactúa con el núcleo del átomo, la interacción puede ser directa fotón-núcleo denominado como fotodesintegración o suelen existir interacciones del fotón con el campo electrostático del núcleo dando lugar al mecanismo de creación de pares. Es así, que se tiene diferentes procesos de interacción como el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton, el efecto Rayleigh y la producción de pares (Sellerico, 2017, p. 13).

En efecto, la interacción de los fotones con la materia está sujeta a la energía de la radiación incidente y al tipo del material sobre la cual incide. Los fotones son radiaciones indirectamente ionizantes, ya que en su interacción con la materia produce ionizaciones o excitaciones de los átomos como se enfatizó en los procesos de interacción mentados anteriormente. Cabe mencionar, que el haz de fotones cuando incide en un cierto espesor de un material es posible contabilizar en el detector el número de fotones que a traviesan dicho material en la cual se presenta tres posibilidades, en la primera los fotones continúan su camino, atraviesan el espesor del material sin ninguna interacción y llegan al detector, en la segunda los fotones tienen la probabilidad de interactuar con la materia cediendo toda la energía por lo que no llegan al detector, y en la tercera los fotones interactúan y ceden un poco de su energía, donde tras la interacción cambian de dirección y al detector llegan un número menor de los fotones incidentes (Attix, 2004, p. 30).

La sección eficaz o transversal (σ) es el área donde se va a dar la colisión y está relacionada con la probabilidad de interacción entre dos partículas. El tamaño de la sección eficaz varía de acuerdo con: el mecanismo de interacción de la radiación con la materia, la energía del fotón incidente y el tipo de material donde colisionan los fotones. Y se define como el cociente de la probabilidad de interacción en el blanco P cuando se somete a una fluencia de partículas Φ (ICRU Report 44, 1989, p. 3).

$$\sigma = \frac{P}{\Phi}, \quad (1.1)$$

En consecuencia, a los diferentes factores que influyen en su variación se define la sección eficaz total, en la cual se considera para m tipo de interacción y n elementos que constituyen el material del detector como se describe en la ecuación (1.2).

$$\sigma_{(E)} = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \sigma_{ij}(E), \quad (1.2)$$

En cuanto, a la probabilidad de que la partícula sufra una interacción del i-ésimo tipo de interacción y del j-ésimo elemento se expresa en (1.3).

$$P_{ij} = \frac{\sigma_{ij}(E)}{\sigma(E)}, \quad (1.3)$$

Así, por ejemplo, cuando se considere en un determinado mecanismo de interacción se define como la razón entre el número, de n fotones que interactuaron sobre n_0 fotones que incidieron (Sellerico, 2017, p. 37),

$$\sigma = \frac{n}{n_0} \frac{1}{\frac{n_c}{Area}}, \quad (1.4)$$

donde $n_c/Area$ es el número de centros dispersores del blanco por unidad de área, en unidades de [barn= 10^{-24} cm⁻²]. En definitiva, en este trabajo de investigación se va a desarrollar la sección eficaz para el efecto fotoeléctrico, efecto Compton, dispersión Rayleigh y creación de pares en la descripción de cada mecanismo.

1.5.1.1. Atenuación de un haz de fotones

La atenuación de un haz de fotones se contempla de acuerdo a la tercera posibilidad descrita en el párrafo anterior, en virtud que trata de la disminución progresiva del número de fotones que transportan el haz debido a los procesos de absorción o dispersión que pueden ocurrir cuando interacciona en un medio material, de ahí que se enuncia la ley de atenuación; como la incurrencia de un haz de fotones monoenergéticos perpendicularmente en un espesor de un material donde la radiación tiene la probabilidad de absorber o dispersarse como en la figura 1-1.

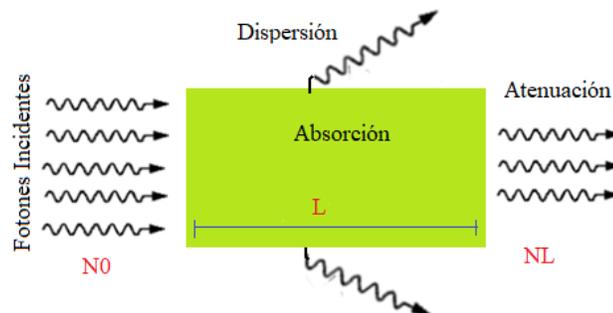


Figura 1-1: Atenuación de un haz de fotones.

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020

Ahora bien, la atenuación exponencial simple considera como un caso ideal donde no se contabilizan los fotones dispersos o la radiación secundaria y se expresa a continuación.

$$\frac{N_L}{N_0} = e^{-\mu L}, \quad (1.5)$$

Donde N_0 es el número de fotones incidentes, N_L número de fotones contabilizados luego de la interacción con el espesor, L es el espesor del material en [cm] y μ es coeficiente de atenuación lineal en [cm^{-1}] que representa la fracción de fotones que interaccionan por unidad del espesor del medio absorbente (Attix, 2004, p. 39).

Como es bien conocido, que los casos ideales no se acoplan a los sucesos que ocurren en la realidad, por ello, es bien definir la atenuación exponencial para varios modos de absorción, es decir, este considera cuando hay la presencia de más de un tipo de interacción, donde el coeficiente de atenuación lineal se escribe como la suma de sus partes $\mu = \mu_1 + \mu_2 + \dots$, por tanto,

$$\frac{N_L}{N_0} = e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \dots)L}, \quad (1.6)$$

1.5.1.2. Características del espesor

Según Podgorsak (2006: p. 238), para caracterizar el espesor de un material se toma en cuenta el espesor de la capa hemirreductora o en inglés *half value layer (HVL)* representado por $x^{1/2}$, el espesor de la capa décimo reductora o en inglés *ten value layer (TVL)* se simboliza con x_{10} y el camino libre medio o en inglés *mean free path (MFP)* con \bar{x} ; todas estas características se especifican en la siguiente tabla.

Tabla 1-1: Características del espesor del material absorbente

Espesor Característico	Concepto	Fórmula
HVL	Es el espesor que reduce la intensidad inicial del haz a la mitad.	$x^{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu}$ $I(x^{1/2}) = 0.5 I_0$
TVL	Es el espesor que reduce la intensidad inicial de haz a la décima parte.	$x^{1/10} = \frac{\ln 10}{\mu}$ $I(x^{1/10}) = 0.1 I_0$
MFP	Es la distancia promedio que viaja un fotón a través de un medio antes de interaccionar.	$\bar{x} = \frac{1}{\mu}$

Fuente:(Podgorsak, 2006, p. 238)

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020

1.5.1.3. Coeficientes de interacción

Para la caracterización de los tejidos del cuerpo humano o de los fantomas cuando interactúan con la radiación, debe considerarse el transporte de partículas primarias y secundarias en el rango de energía de interés, por lo general se utilizan los siguientes coeficientes de interacción:

Coeficiente de atenuación másico (μ/ρ)

Se le representa como la división del coeficiente de atenuación lineal μ entre la densidad de la masa del material atenuador ρ y se conceptualiza como la fracción de partículas dN/N que experimentan interacciones al recorrer una distancia dl en un material de densidad ρ , en unidades de [m^2/Kg] (ICRU Report 44, 1989, p. 3).

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho N} \frac{dN}{dl}, \quad (1.7)$$

Coeficiente de atenuación atómico ($\mu)_a$

Se define como la multiplicación del coeficiente de atenuación lineal μ por el número de átomos N_a , dividido para el volumen V del material atenuador, en unidades de [$\text{m}^2/\text{átomos}$] (Huamani, 2018, p. 17).

$$\mu_a = \frac{\mu N_a}{V}, \quad (1.8)$$

Coeficiente de atenuación electrónico ($\mu)_e$

De igual forma al coeficiente de atenuación másico y atómico es la división del coeficiente de atenuación lineal μ para el número de electrones por unidad de volumen Z_n del medio atenuador en [$\text{m}^2/\text{electrones}$], donde $Z_n = \rho Z N_A/A$, Z es el número atómico, N_A es el número de Avogadro y A es la masa atómica (Huamani, 2018, p. 18).

$$\mu_e = \frac{\mu}{Z_n}, \quad (1.9)$$

Coeficiente de atenuación total para mezclas ($\mu/\rho)_{\text{compuesto}}$

La atenuación de la radiación indirectamente ionizante en medios compuestos como agua, aire, músculo, hueso o grasa; el coeficiente de atenuación se calcula utilizando coeficientes individuales para cada átomo que conformen la mezcla (Huamani, 2018, p. 16).

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{compuesto}} = \sum f_i \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \quad (1.10)$$

f_i es el factor de peso del elemento, que se estima como el cociente del peso del elemento sobre el peso del compuesto y $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i$ es el coeficiente de atenuación másico total de cada elemento con las mismas unidades del coeficiente de atenuación másico.

Coeficiente de transferencia de energía masa (μ_{tr}/ρ)

Este se da en un material cuando interactúan partículas no cargadas, está determinado por la energía E de cada partícula sin considerar la del reposo, por el número de partículas N y por la fracción de partículas incidentes que se transfieren a energía cinética de partículas cargadas dE_{tr}/EN , por interacciones al atravesar una distancia dl en el material de densidad ρ , en $[m^2/Kg]$ (ICRU Report 44, 1989, pp. 3-4).

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho EN} \frac{dE_{tr}}{dl}, \quad (1.11)$$

Coeficiente de absorción de energía de masa (μ_{en}/ρ)

Es el producto del coeficiente de transferencia de energía masa (μ_{tr}/ρ) por el término $(1 - g)$, donde g representa la fracción de energía perdida de las partículas cargadas por la radiación de frenado en el material, en $[m^2/Kg]$ (ICRU Report 44, 1989, p. 4).

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g), \quad (1.12)$$

Coeficiente de atenuación total $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{total}$

El coeficiente de atenuación total de un medio para un haz de fotones se expresa como la adición de los coeficientes de atenuación de los diferentes mecanismos como el efecto fotoeléctrico (τ/ρ), dispersión Compton (σ_c/ρ), dispersión coherente (σ_{coh}/ρ) y creación de pares (π/ρ); que dependen de la energía de haz incidente y del material atenuador.

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{total} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma_c}{\rho} + \frac{\sigma_{coh}}{\rho} + \frac{\pi}{\rho}, \quad (1.13)$$

Podgorsak (2010: p. 244), analiza que el coeficiente de atenuación es mayor en haces de baja energía donde prevalece el efecto fotoeléctrico, va disminuyendo en haces con energías intermedia donde domina la dispersión Compton y de manera similar en energías altas de los haces donde domina la creación de pares; esto se puede verificar en la siguiente figura 2-1.

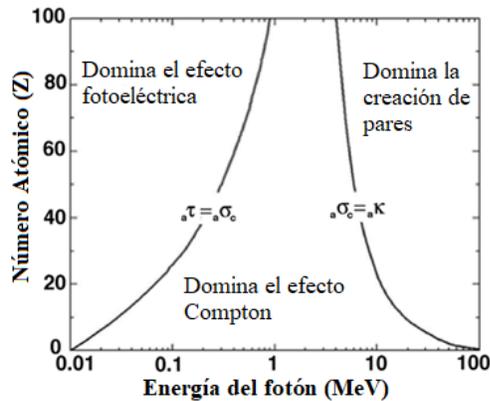


Figura 2-1: Regiones donde dominan los mecanismos de interacción.

Fuente: (Podgorsak, 2010, p. 246)

1.5.1.4. Procesos de fotones con la materia

La radiación electromagnética interacciona de diferentes formas con la materia, en el caso de radiodiagnóstico el haz de rayos X que sale del tubo (uniforme y perpendicular a su eje) penetra en los tejidos del paciente, recabando información de la estructura anatómica cuando atraviesa y deposita la señal en el receptor de imagen (García, 2017, p. 42). En radiodiagnóstico, especialmente en mamografía se da el efecto fotoeléctrico, efecto Compton y dispersión coherente, sin embargo, se abarcará de manera breve la creación de pares.

Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico consiste en la interacción de un fotón con un electrón del material absorbente, el cual absorbe toda la energía del fotón y lo desaparece, mientras que el electrón es arrancado de su órbita saliendo en cualquier dirección conocido como fotoelectrón, dejando al átomo inestable. La vacante que deja el fotoelectrón se llena por la captura de un electrón libre o mediante la transición de un electrón de niveles superiores, donde la diferencia de la energía entre los niveles se da mediante la emisión de rayos X características o electrones Auger. Sin embargo, al emitir electrones el átomo se vuelve a ionizar y la transición de la energía entre los niveles da como resultado la fluorescencia (Alcaraz y López, 2003: pp. 29-31). Por tanto, este efecto depende de la energía de ligadura de las órbitas del átomo dado que son características del elemento que forma el material absorbente, este entre los distintos tejidos, el cual puede ser maximizado con rapidez en valores de energía bajos del haz de radiación (Hernández, 2014, p. 161).

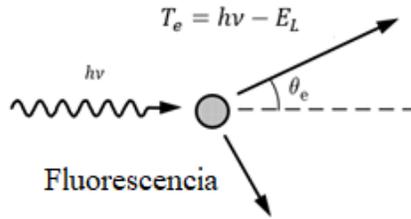


Figura 3-1: Cinemática del efecto fotoeléctrico

Fuente: (Salvat, 2015, p.50)

La cinemática de este efecto, está relacionada con la energía del fotón ($h\nu$) junto con la energía de enlace del electrón (E_L), para que se realice este proceso de interacción es necesario que $h\nu > E_L$. En este particular caso la energía cinética del átomo (T_a) es cero y la energía cinética del electrón (T_e) que se determina en la ecuación (1.13), donde no se considera la dispersión del ángulo con el que sale el fotoelectrón.

$$T_e = h\nu - E_L, \quad (1.13)$$

La probabilidad que se lleve a cabo este tipo de interacción incrementa cuando aumenta el número atómico de los átomos del tejido absorbente (Z^3), y disminuye cuando aumenta la energía de los fotones con una relación aproximada de $1/(h\nu)^3$. En relación a la densidad del medio es directamente proporcional, es decir, que a mayor densidad del medio absorbente el efecto aumenta. Por lo que se concluye que este tipo de interacción es dominante en los tejidos biológicos en valores de energía menores a 100 keV, por tanto, es razonable pensar que la interacción de fotones con el tejido biológico por este efecto va a depositar toda su energía dentro del tejido (Alcaraz y López, 2003: p. 32).

La sección transversal para el efecto fotoeléctrico (τ_a) está en función de la energía del fotón incidente $h\nu$ y se muestra mediante una estructura de discontinuidades agudas, que se llaman como bordes de absorción que aparecen cada vez que la energía del fotón coincide con la energía de enlace de las capas donde se ubican los electrones como en la figura 4-1 y se determina mediante la siguiente expresión (Huamani, 2018, p. 37).

$$\tau_{aK} \approx kZ^4 \frac{1}{(h\nu)^3}, \quad (1.15)$$

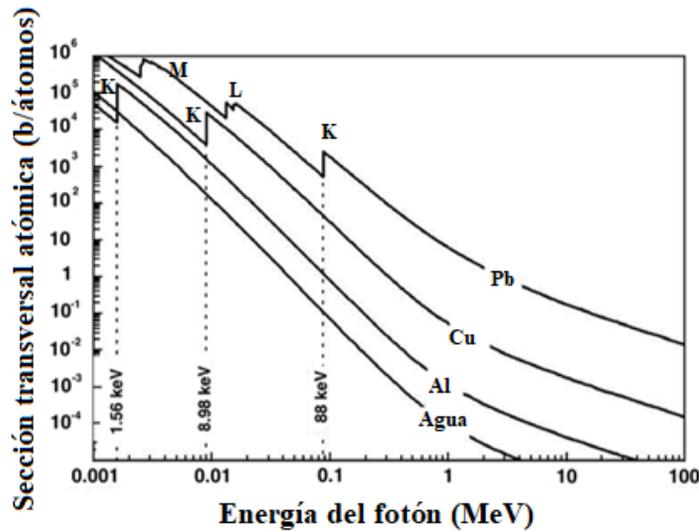


Figura 4-1: Sección transversal atómica fotoeléctrica en función de la energía del fotón.

Fuente: (Podgorsak, 2010, p. 223)

La sección transversal atómica en este caso aumenta en energías de fotones bajas y se puede visualizar en la figura 4-1, en esta figura también es imprescindible mencionar que, por debajo del pico de absorción, el fotón no tiene suficiente energía para arrancar un electrón de la capa mientras que por encima del pico el fotón tiene suficiente energía para arrancar al electrón. Se concluye que a mayor energía de enlace del electrón aumenta la sección transversal del pico de absorción, donde el pico más pronunciado corresponde a la capa K en la cual comúnmente se genera el efecto fotoeléctrico (Huamani, 2018, p.36).

Una vez definida la sección transversal atómico en este mecanismo, se define al coeficiente de atenuación másico como la división de número de átomos N_a por la masa atómica A y multiplicado por la sección transversal del efecto fotoeléctrico.

$$\frac{\tau}{\rho} = \frac{N_a}{A} \tau_a, \quad (1.16)$$

Efecto Compton

El efecto Compton o dispersión incoherente inelástica, se produce cuando la energía del fotón incidente es superior a la energía de ligadura de los electrones, por lo que el fotón no es absorbido completamente por el electrón y al chocar con este se dispersa con un cambio de dirección y transmite parte de su energía al electrón; en consecuencia de este suceso el electrón adquiere energía cinética T_e y se aleja del átomo, mientras que el fotón dispersado tiene la frecuencia menor $h\nu'$ a la del fotón

incidente $h\nu$ como en la figura 5-1, en la ecuación (1.16) que describe la conservación de la energía del haz incidente.

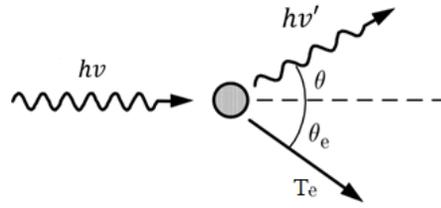


Figura 5-1: Cinemática del efecto Compton

Fuente: (Salvat, 2015, p. 50)

$$h\nu = T_e + h\nu', \quad (1.17)$$

La siguiente ecuación representa la conservación del momento donde p_e es el momento del electrón y $h\nu/c$ es el momento del fotón incidente y $h\nu'/c$ del dispersado;

$$\frac{h\nu}{c} = p_e + \frac{h\nu'}{c}, \quad (1.18)$$

Y finalmente la ecuación (1.18) representa el efecto Compton; donde $k = h\nu/m_0c$.

$$h\nu' \equiv \frac{h\nu}{1 + k(1 - \cos\theta)}, \quad (1.19)$$

m_0c es la masa en reposo del electrón que equivale a 0.511 MeV, θ es el ángulo que sale el fotón dispersado, mientras que el ángulo que sale expulsado el electrón θ_e se puede determinar haciendo uso de (1.19).

$$\cot(\theta_e) = (1 - k)\tan\left(\frac{\theta}{2}\right), \quad (1.20)$$

Desde el punto de vista de Bustamante (2017, p. 23), alude que después de la primera interacción del haz con el electrón de la capa del material absorbente, el fotón de menor energía es capaz de interaccionar varias veces con otros electrones mediante procesos de excitación o ionización hasta que la energía sea muy pequeña y en razón de esto, hay la presencia de la radiación dispersa que disminuye la calidad de la imagen radiológica y aumenta el riesgo de exposición. La probabilidad del incremento de este efecto aumenta proporcionalmente con los valores de energía de los fotones, pero es independiente del número atómico del material y además actúa de manera similar del efecto fotoeléctrico en la relación a la densidad del medio. Este tipo de interacción es dominante en tejidos biológicos cuando los valores se encuentran de 100 a 1000 keV, pero en el área de mamografía este

efecto predomina pese a que utilizan energías por debajo de los 35 keV debido al bajo número atómico del tejido mamario.

La dirección del nuevo fotón que se dispersa en este efecto, es posible determinarla por sección eficaz diferencial de con la aproximación de Klein-Nishina (Mercado, 2016, p. 15);

$$\frac{d\sigma_{K,N}}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} \frac{1}{[1 + k(1 + \cos\theta)]} \left[1 + \cos^2\theta + \frac{k^2(1 - \cos\theta)}{1 + k(1 - \cos\theta)} \right], \quad (1.21)$$

donde $r_e = 2.8179403267 \times 10^{-15}m$ es el radio clásico del electrón, Ω representa el ángulo sólido y θ es el ángulo del fotón disperso. Integrando la ecuación (1.21) en función del ángulo sólido se consigue la sección eficaz total electrónico, que representa la probabilidad que suceda el efecto Compton en razón de la energía incidente;

$$\sigma_{c-e} = 2\pi r_0^2 \left[\frac{1 + \alpha}{k^2} \left(\frac{2(1+k)}{1+2k} - \frac{\ln(1+2k)}{k} \right) + \frac{\ln(1+2k)}{k} - \frac{1+3k}{(1+2k)^2} \right], \quad (1.22)$$

Y el coeficiente de atenuación correspondiente a este efecto se describe en (1.22);

$$\frac{\sigma_c}{\rho} = \frac{N_a}{A} Z \sigma_{c-e}, \quad (1.23)$$

Dispersión Rayleigh

O conocida como dispersión coherente en razón que el fotón incidente de baja energía interacciona con un electrón de las capas externas de un átomo induciendo a una excitación, donde el átomo por el exceso de energía libera un fotón secundario con longitud de onda igual al del incidente, por lo que solo existe un cambio en la dirección sin pérdidas energéticas. El aporte de rayos X debido a esta dispersión es baja, aproximadamente del 5% por lo en el diagnóstico médico no es significativo y en mayoría de los casos representa la sombra en la película (White, 2001, p. 16).

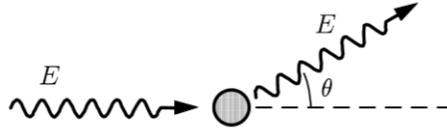


Figura 6-1. Cinemática de la dispersión coherente

Fuente: (Salvat, 2015, p. 50)

La sección eficaz de la dispersión coherente es;

$$\sigma_{coh} = \frac{r_0}{2} [1 + \cos^2\theta] [F(q, Z)]^2, \quad (1.24)$$

r_0 es el radio clásico del electrón, θ es el ángulo de dispersión y $F(q, Z)$ es el factor de forma atómica donde $q = 1/\lambda_0 \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)$ es el parámetro de la cantidad de movimiento (Mercado, 2016, p. 12). Y de forma general se expresa como;

$$\sigma_{coh} \propto \frac{Z^2}{(h\nu)^2} \quad (1.25)$$

Y el coeficiente de atenuación masico respectivo para este proceso se describe en la siguiente ecuación;

$$\frac{\sigma_{coh}}{\rho} = \frac{Z}{(h\nu)^2} \quad (1.26)$$

Creación de pares

Efecto conocido como producción de pares, se da origen cuando el fotón incidente tiene energía igual o superior a 1.022 MeV, por lo que llegan cerca al núcleo del átomo tendiendo a desaparecer a causa de la interacción coulombiana produciendo un positrón y un electrón cada uno con 0.511 MeV, que son expulsados en una determinada dirección conservando la energía (ecuación (1.26)), la carga y el impulso. El positrón y el electrón creados tienen la capacidad de seguir interaccionando y perder energía por procesos de excitación o ionización; así por ejemplo cuando el positrón ha perdido toda su energía se une a un electrón produciendo dos fotones con energía de 0.511 MeV, proceso que se conoce como aniquilación de pares. La probabilidad de que este mecanismo aumente depende de la energía del haz incidente y del número atómico del átomo en el cual incide (Attix, 2004, p. 148).

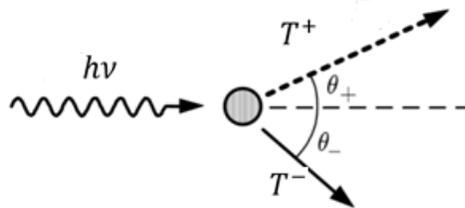


Figura 7-1: Cinemática de la creación de pares

Fuente: (Salvat, 2015, p. 50)

$$h\nu = 1.022 \text{ MeV} + T^- + T^+, \quad (1.27)$$

Donde T^- y T^+ representa la energía cinética correspondiente del electrón y de positrón.

La sección eficaz de la creación de pares incrementa a partir de la energía umbral 1.022 MeV, siendo directamente proporcional al número atómico.

$$\sigma_{cp} \propto Z^2, \quad (1.28)$$

Y finalmente el coeficiente de atenuación másico de este mecanismo se expresa a continuación;

$$\frac{\pi}{\rho} = \sigma_{cp} \frac{N_a}{A}, \quad (1.29)$$

1.5.2. Anatomía de la mama

1.5.2.1. Posición Anatómica

La mama yace en la pared torácica anterior, encima del músculo pectoral mayor y se extiende desde la segunda costilla hasta la sexta en la línea medioclavicular y desde el borde medial del esternón hasta la línea axilar anterior donde la cola de la mama se expande oblicuamente hasta bajo la axila (Apple et al., 2018: p.33).

1.5.2.2. Estructura de la mama

La mama comprende de una estructura externa e interna, la externa está compuesta por un pequeño tegumento de piel que abarca al pezón o mamila y la areola mientras que la parte interna es el órgano secretor, formado por un conjunto de glándulas, desde el cual proceden los tubos lactíferos, hasta el pezón (Paston, 1840, p. 9). Está formado por el tejido glandular, fibro-conectivo y adiposo, distribuidos sin seguir un patrón fijo puesto que varían de mujer a mujer en función de factores como: la edad, el espesor, la gestación, la lactancia y situación hormonal (Blanco et al., 2017: p. 101). El glandular abarca los lóbulos y los conductos mamarios, el fibro-conectivo es el denominado como tejido de soporte que incluye los ligamentos y el adiposo llena los espacios entre el glandular y fibroso, además, en gran medida ayuda a determinar el tamaño de la mama.

Estructura Externa

La areola es el área oscura de la piel que rodea el pezón, el pezón es una pequeña proyección en la que terminan los conductos mamarios y a través de este se puede secretar leche.

Estructura Interna

La glándula mamaria está compuesta por: parénquima y estroma. La parte del parénquima comprende los conductos mamarios que son tubos delgados que llevan la leche al pezón y los lóbulos son glándulas incrustadas en tejido adiposo y fibroso, cada mama está formado de 15 a 20 lóbulos dispuestos en forma de pétalos de una margarita, a la vez tiene estructuras más pequeñas denominadas lobulillos que se encargan de producir la leche en forma de racimos de uvas. Por otro lado, el estroma

está constituida por el tejido adiposo y fibroso, que proporcionan a la mama el tamaño, la forma y el soporte; en la parte anterior de la mama se encuentran las crestas fibro-glandulares denominadas como crestas de Duret, donde se encuentran los ligamentos de Cooper que dan soporte al seno, puesto que se extiende desde la fascia profunda de la mama por entre los lóbulos de la glándula hasta fijarse en la piel suprayacente (Fares, 2015, p. 6).

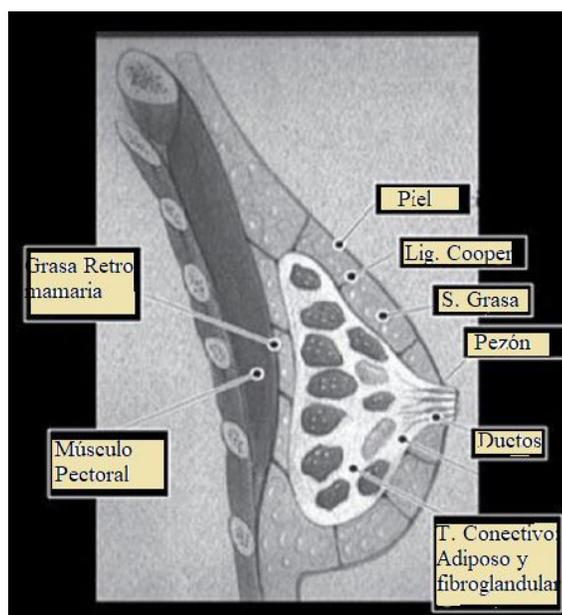


Figura 8-1: Anatomía de la mama

Realizado por: (Apple et al., 2018: p. 33)

Cada seno posee vasos sanguíneos y linfáticos, la mayor cantidad de irrigación de la mama se da por la arteria mamaria interna y la tercera parte proviene de la arteria intercostal y de la torácica lateral. Los vasos linfáticos filtran y transportan el líquido linfático desde la mama hasta los ganglios linfáticos que se encuentran en la axila. Los ganglios linfáticos son órganos pequeños en forma de fréjol que produce y filtra la linfa que contiene los linfocitos, por ello ayudan a la defensa contra infecciones y enfermedades como el cáncer (AMERICAN BREAST CANCER FOUNDATION, 2020, p.1).

1.5.3. *Mamografía*

Es una técnica altamente especializada que se aplica en la exploración de las mamas mediante el uso de rayos X de baja energía, para realizar una valoración del tejido mediante imágenes radiográficas en las que se puede identificar lesiones benignas o malignas. También, es considerada como una

técnica compleja debido a la conformación del tejido mamario, por ende, depende de factores de relacionados con el equipo y con las características del tejido mamario (Blanco et al., 2017: p. 101).

1.5.3.1. *Antecedentes Históricos*

Las bases de la mamografía se sentaron en 1913 con el trabajo del médico Alemán Albert Solomon, quien por primera vez realizó el estudio de rayos X en las enfermedades mamarias en 3000 piezas de mastectomías. En 1949 el Uruguayo Raúl Leborgne, propuso comprimir las mamas en el examen con la finalidad de identificar las calcificaciones y mejorar la calidad de imagen, otro aporte muy importante en esta área fue del Frances Charles Gross en 1969, quién desarrolló el Senógrafo CGR con ánodo de molibdeno ofreciendo radiación de baja energía junto a un alto contraste de la anatomía de la mama. En 1999 *Food and Drug Administration* de Estados Unidos aprobaron el mamógrafo digital y desde entonces la mamografía va cambiando progresivamente en técnicas y equipos.

1.5.3.2. *Posiciones Estándar en Mamografía*

La oblicua medio-lateral (OML) y la craneocaudal (CC) son posiciones estándar en mamografía (Deng et al., 2019: p. 1), debido a que abarcan la mayor parte del tejido mamarios, en casos especiales según el criterio del personal que lo aplique puede realizarse tomas adicionales.

Posición oblicua medio-lateral oblicua (OML)

Es la más útil de todas de las proyecciones puesto que incluye la mayor cantidad de tejido mamario, en esta se tracciona la mama separándola de la pared del tórax hacia arriba y hacia delante despegando del pliegue inframamario, el termino oblicua hace referencia al plano de compresión oblicua y paralela a las fibras del músculo pectoral mayor en general con una inclinación de 30° en referencia al plano horizontal (Barrionuevo et al; 2016: pp. 43-46).



Figura 9-1: Posición oblicua medio-lateral

Fuente: (Barrionuevo et al; 2016: p. 47)

Posición craneocaudal (CC)

La mama se debe elevar por encima del plano del portachasis y en esta posición se tracciona hacia arriba y hacia fuera de la pared torácica. En cambio, la compresión se lo realiza desde la parte superior de la mama que se apoya en la superficie del detector con el haz perpendicular al suelo (Barrionuevo et al; 2016: p. 47).



Figura 10-1: Posición craneocaudal

Fuente: (Barrionuevo et al; 2016: p. 50)

1.5.3.3. Equipo utilizado en Mamografía

Es un dispositivo radiológico útil para realizar exámenes de mamografía se le conoce como mamógrafo, está constituido por elementos principales de un equipo de rayos X común como: el generador de corriente, el tubo de rayos X y la consola de mando. Al ser un equipo específico tiene elementos especiales como el compresor y soporte de mamas junto con un protector de cara y cuello para el paciente (Garcia, 2017, p. 28). Este equipo para su funcionamiento, cuenta con las siguientes partes:

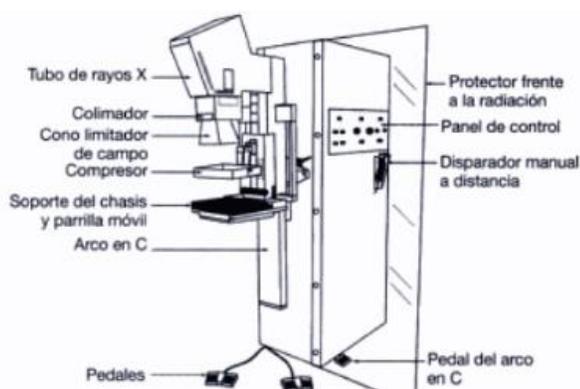


Figura 11-1: Componentes del mamógrafo

Fuente: (Ikeda, 2015, p. 2)

Generador de Alto Voltaje

El equipo de mamografía hace uso de corriente continua, es decir, el generador ratifica la entrada de la corriente alterna de 220 voltios a continua. Esto permite tener homogeneidad en las longitudes de onda que se ajusta a las necesidades del tubo de rayos X. Este en voltaje bajo se utiliza para arrancar los electrones del filamento (corriente mA) y en voltaje alto acelera los electrones del ánodo al cátodo (kV) (Instituto Catalán de la Salud, 2006, pp. 379-380).

Tubo de Rayos X

Es la parte esencial de un equipo de rayos X, debe tener excelentes características de disipación de calor a causa de que la corriente electrónica se transforma un 99% en calor y solo el 1% en rayos X, también para permitir una intensidad de corriente elevada y un corto tiempo de exposición. Es un tubo al vacío que está formado por componentes externos (revestimiento protector y carcasa protectora) e internos (cátodo y ánodo).

- **Revestimiento Protector:** La producción de los rayos X es de forma isotrópica, es decir, que tienen la misma intensidad en todas las direcciones por esta razón esta estructura evita la exposición excesiva de radiación y protege de descargas eléctricas accidentales. Algunos equipos tienen aceite como revestimiento protector a causa de que sirve como aislante de descargas eléctricas e incluso como un amortiguador térmico para disipar el calor (Bushong, 2010, pp. 121-122).
- **Carcasa Protectora:** Es como un contenedor que tiene al vacío al tubo de rayos X, puede ser de vidrio o metal. Cuando es de vidrio es de cristal Pyrex que es resistente a temperaturas altas, pero cuando la carcasa envejece parte del filamento de tungsteno se vaporiza y comienza a fallar el tubo, por otro lado, la carcasa metálica es la más usada en la actualidad en razón de que mantiene un potencial constante entre los electrones de la corriente del tubo con la carcasa, resultando una larga vida de tubo de rayos X y menos propenso a fallas (Bushong, 2010, p. 122).
- **Cátodo:** Parte negativa del tubo de rayos X, estructurado por el filamento y la copa focalizadora. El filamento es una espiral de aproximadamente de 2 mm o de 1 a 2 cm de diámetro, emite electrones cuando se calienta, por general son fabricados de tungsteno toriado en visto que proporciona una emisión termoiónica mayor que otros metales, este se encuentra incrustado en la copa focalizadora, la cual confina al haz de electrones en una pequeña área de ánodo llamado como punto focal (Bushong, 2010, pp. 122-123).

- **Ánodo:** Parte positiva del tubo pueden ser fijos o rotatorios, es conocido como un conductor eléctrico dado que recibe los electrones enviados desde el cátodo y los conduce al a través del tubo a los cables de conexión y de vuelta al generador de alta frecuencia, es el soporte mecánico del blanco, además, es un buen aislante térmico. El área donde recibe los electrones enviados desde el cátodo se le denomina como blanco o diana pueden ser fabricados de tungsteno (W), molibdeno (Mo) o rodio (Rh). Los rayos útiles para incrementar la absorción en la mama y maximizar el contraste radiográfico son los que están en el rango de 17 a 24 keV (Bushong, 2010, pp. 125-126). En los mamógrafos actuales tienen combinaciones de diana/filtro como se detalla en la tabla 1-2.

Tabla 2-1: Parámetros técnicos en mamografía

Espesor de la mama comprimida (cm)	Diana/ Filtro	kVp
0-2	Mo/Mo	24
3-4	Mo/Mo	25,26
5-6	Mo/Rh	28
7-8	Mo/Rh	32
7-8	Rh/Rh	30

Fuente: (Bushong, 2010, p. 127)

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020.

- **Punto Focal:** El tamaño y la forma del punto focal está determinado por el tamaño y la forma del haz de electrones que chocan en el ánodo. También se conoce como el área del blanco desde donde se emiten los rayos X, siendo muy importante debido a la demanda de la resolución espacial. En la mayoría de mamógrafos se hace uso de puntos focales pequeños entre 0.3 y 0.6 mm de diámetro (Murphy et al., 2020: p. 1).

Filtrado

Los filtros son materiales que absorben los fotones pocos energéticos, pueden ser tipo inherente o añadida. Los inherente son propios del tubo de rayos X como el aceite y el vidrio del tubo; mientras que los añadidos como su nombre lo indica se colocan después de la ventana por donde salen los rayos X antes de la incidencia con el paciente. El tipo y el espesor de material de los filtros dependen del kilovoltaje al que opere el tubo de rayos X. Por lo general son de Al, pero en los mamógrafos pueden ser de Mo, Rh dependiendo de material del blanco (Alcaraz y López, 2003: p. 74).

Compresión

A causa que la mama tiene una forma cónica es necesario comprimirla durante los exámenes de mamografía para que no haya sobreexposición en el pezón ni tampoco sean subestimados los tejidos cercanos a la pared torácica. Con la compresión de la mama se mejora la calidad de imagen en virtud que la mama inmovilizada reduce el movimiento del punto focal y la superposición de tejido, debido que a se extiende el tejido mamario, originando uno más fino, por ende, la radiación dispersa es menor, la resolución de contraste mejora y la dosis de radiación se reduce (Clavero y Molina, 2016: p. 35).

Rejilla

Se encuentra encima del receptor de imagen para reducir selectivamente la radiación dispersa que lo alcanza y dejar pasar la radiación primaria al receptor y se forme la imagen con un alto contraste. Está formada por laminillas de material radio opaco como el plomo (Pb) en medio de un material radio transparente como la fibra de carbono (Jaimes, 2012, pp. 51-52).

Control de exposición automático

Los dispositivos del control de exposición automático (AEC, *automatic exposure control*) están dispuestos después del receptor de imagen para minimizar la distancia del receptor de imagen al objeto (OID, *object to image distance*) y mejorar la resolución espacial. Estos están compuestos por uno o varios detectores que abarcan la mama entera, los detectores se filtran de forma diferente para que el ACE pueda estimar la calidad del haz que atraviesa al tejido mamario, para valorar la composición del tejido y la elección adecuada de diána/filtro, así por ejemplo en mamas grandes y densa se usan Rh/Rh y en la pequeñas y adiposas Mo/Mo para generar excelentes imágenes (Bushong, 2010, p. 327).

1.5.3.4. Características de la mama en mamografía

Densidad

La densidad mamaria es posible determinarla, al mirar las imágenes obtenidas en una mamografía y según (Neira, 2013, p. 122), menciona que esta característica refleja la composición de la mama, haciéndose evidente en los diferentes niveles de color gris, el blanco que representa al estroma mamario y al epitelio en razón que estos atenúan la mayor parte de los rayos X, en tanto que la parte oscura corresponde al tejido adiposo a causa que no atenúa la radiación. Por tal razón se puede decir que la densidad mamaria representa la cantidad de la distribución de los tejidos dentro del seno. Así, se afirma que una mama densa es aquella que en su composición tiene mayor proporción de tejido

glandular y de tejido fibro-conectivo con proporciones pequeñas de tejido adiposo y al contrario de las proporciones la mama es menos densa.

La caracterización de las mamas densas es esencial, ya que en la mayoría de estudios están relacionadas con la probabilidad de la incidencia del cáncer de mama. En muchas investigaciones la composición de la mama lo representan como 50:50 conocido como una distribución uniforme donde el 50% corresponde al tejido glandular y el otro 50% al tejido adiposo; y esta composición lo utilizan para modelar un seno estándar; pero como se mencionó en párrafos anteriores el tejido mamario varía de mujer en mujer por diferentes factores, por tanto, cambia los porcentajes de la composición mamaria (Dance, et al., 2000: p. 3225).

Espesor

El espesor se establece durante la compresión de las mamas en el examen de mamografía, este factor está relacionada directamente con la presión que se aplique al tejido para reducir el grosor como se explicó en líneas anteriores acerca de la compresión de la mama. Por tanto, el espesor de mama comprimida se encuentra en el intervalo de 2,5 a 6,5 cm (Ramos y Villareal, 2009: p. 197).

1.5.3.5. Espectro de rayos X

La distribución de energía originada en la emisión de rayos X se conoce como espectro de rayos X, producto de la colisión del haz de electrones provenientes del cátodo con el blanco del ánodo que originan radiación de tipo *bremsstrahlung* y característica. La *bremsstrahlung* o de frenado, es producida por el desaceleramiento de los electrones incidentes en el ánodo debido a la radiación electromagnética que se emite cuando el electrón sufre una variación brusca en su velocidad por acción del campo columbiano de un núcleo, representa un amplio espectro continuo de la energía máxima de los fotones. En cuanto la característica o de fluorescencia se da por la transición de electrones, es decir, cuando un electrón incidente interacciona con uno de las capas internas (K, L) del átomo del ánodo, arranca al electrón de su posición el cual deja una vacante para que un electrón de la capa superior ocupe y debido al exceso de energía emite los rayos X característicos que dentro del espectro se identifican como líneas discretas con energías definidas (Ocampo et al., 2012: p. 2).

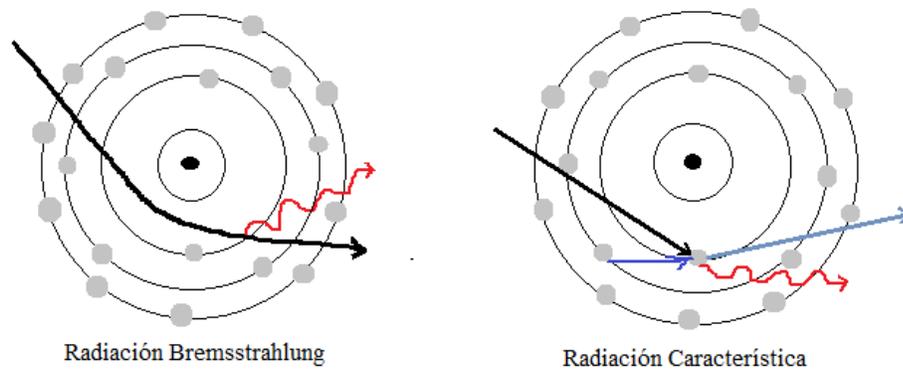


Figura 12-1: Tipos de producción de rayos X en el ánodo.

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020

Hay que mencionar, además que el espectro está en relación con el material del ánodo del tubo de rayos X, material del filtro y valores del kilovoltaje. Existen métodos empíricos (mediante datos de curvas de atenuación de rayos X y formulación matemática), semiempíricos (formulación teórica junto con parámetros de corrección de espectros medidos experimentalmente) y el de Montecarlo (simula el transporte de electrones, la producción de rayos X e interacción con los filtros) para determinar el espectro de rayos X; el más empleado en la actualidad es el método de Montecarlo en virtud que es económico, rápido y confiable (Chusin et al., 2020: pp. 1-2). Como depende del material de ánodo y del filtro en mamografía pueden ser de W, Mo o Rh como se detalla a continuación junto a las características y los valores de picos característicos de cada material debido que influyen en la formación de imagen.

Tabla 3-1: Características de los materiales utilizados en la técnica de mamografía en Ánodo/ Filtro

Ánodo / Filtro	Picos [keV]	Características
Mo/Mo	17.5-19.6	Es casi nula la presencia de la radiación de frenado, pero los rayos X característicos son de mayor cantidad.
Mo/Rh	20-23.3	Aumenta la cantidad de rayos X característicos.
Rh/Rh	22.2-22.7	Tiene energías más altas que Mo/Mo y Mo/ Rh debido al incremento del patrón de la radiación de frenado.
W/Rh	12	La salida de rayos X se reduce, no se usa la emisión de rayos X característicos.

Fuente: (Bushong, 2010, p. 322)

Realizado Por: Carrasco Cazco, María, 2020.

La mama al ser un órgano con densidad másica y números atómicos similares, en el examen de mamografía se debe obtener imágenes con alto contraste y para ello se debe utilizar tensiones bajas en el rango de 25 a 30 kV. En el caso de la utilización de ánodos de W como se mencionó en la tabla anterior no es un buen material para esta técnica debido a que difícilmente los rayos X lleguen al receptor y no formen la imagen, por lo que se cree que el material idóneo para la técnica es el Mo en virtud que presenta menos radiación de frenado característica propia de materiales de bajo número atómico, pero con mayor contribución de radiación característica con energías suficientemente altas para la formación de imágenes (García, 2017, p.42). La caracterización del espectro de rayos X en la determinación de la DGM según la posición de Ocampo y sus colaboradores (2012, p. 1), es el principal inconveniente, por lo cual debe detallar de forma correcta los parámetros necesarios para su determinación.

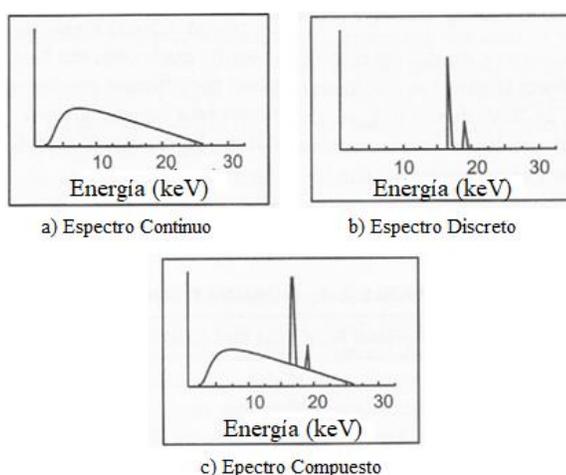


Figura 13-1: Espectro de Mo a) espectro continuo de la radiación *Bremsstrahlung*, b) espectro discreto de la radiación característica y c) espectro compuesto.

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020.

1.5.4. *El Fantoma*

1.5.4.1. Aspectos y definiciones

Es un dispositivo de similar conformación a tejidos, órganos del cuerpo humano, que modela las propiedades de absorción y dispersión de la radiación ionizante cuando interacciona con la materia. En el mismo contexto, Alcaraz y López (2003, p. 171), exponen que al fantoma se le conoce como

maniquí y son utilizado por el personal del departamento de radiológica en test rápidos con una simple interpretación de resultados relacionados con las densidades radiológicas (normales o patológicas) en una exploración. El propósito del fantoma se consolida en su diseño, forma, tamaño y composición, para ser utilizado en la evaluación de la dosis administrada al paciente durante la exposición en exámenes radiológicos o en cuando es diseñado para corroborar los límites de imagen en sistemas de rayos X (DeWerd y Kissick, 2014: p.1).

1.5.4.2. *Antecedentes históricos*

Con el descubrimiento de los rayos X en 1895 por el físico Alemán Wilhelm Conrad Roentgen se dio el inicio al diagnóstico médico mediante imágenes. En esta época, se utilizaban a los seres humanos como modelos de prácticas del empleo de técnicas para el estudio del comportamiento y factores que involucran el radiodiagnóstico, en años posteriores de la investigación se dieron cuenta que la exposición reincidente y por largos tiempos afectaban al organismo, llevando consigo efectos estocásticos y determinísticos. Por ello se hizo evidente el empleo de sustitutos de tejidos y órganos del cuerpo humano conocidos como fantomas, por lo general los primeros diseños no tenían una geometría real de las partes del cuerpo humano, puesto que se usaban tanques de agua o bloques de cera para medir fuentes radioactivas o rayos X (DeWerd y Kissick, 2014: p. 2).

Los fantomas que estaban hecho de agua fueron y son buenos simuladores de los tejidos, mas no la cera debido a que presenta problemas relacionados con el tipo de cera y también que este material desvía la equivalencia tisular a bajas energías. En la mitad del siglo XX la invención de los fantomas antropomórficos representaron de forma real al tejido, pero seguían los inconvenientes con los materiales debido a que no representaban el comportamiento similar de los componentes del organismo. Es así que estos a lo largo del tiempo con investigaciones de por medio han logrado mejorar y en la década de 1970 aparecieron fantomas para mamografía, radiodiagnóstico y tomografía computarizada (CT). En la actualidad estos dispositivos son de estructura compleja y de resultados confiables, pudiendo ser físicos o computacionales.

1.5.4.3. *Tipos de Fantomas*

Fantomas Físicos

Estos hacen uso de materiales con propiedades físicas y radiológicas que se comporten de manera similar al tejido. Las propiedades físicas como: la densidad física (ρ) y el numero atómico efectivo (Z_{eff}) son evaluados para determinar la equivalencia tisular con el material, la densidad electrónica (ρ_e) de un material que proporciona información acerca del comportamiento del material ante un campo de radiación y el coeficiente de absorción de energía de masa (μ_{en}/ρ) que indica la cantidad de

energía que se deposita en el tejido; mientras que, las propiedades radiológicas en la mayoría está acorde a la cantidad de energía de radiación que incide en el material (DeWerd y Kissick, 2014: p.4). Los fantomas pueden ser fabricados con materiales apropiados de acuerdo al rango de energía, es decir, que para diagnóstico hacen uso de energías en el orden de kilovoltaje y para tratamiento de megavoltaje.

En el caso de la fabricación de fantomas de mama pueden ser no compresible y compresibles. Los primeros hacen uso de poli-metilmetracrilato (PMMA) que simula el parénquima mamario de acuerdo a las densidades, mas no a la flexibilidad en razón que es un material duro, este permite realizar el control dosimétrico y verificar la calidad de imágenes del seno. Los compresibles simulan las propiedades mecánicas dentro del seno en base a la flexibilidad de polímeros como el alcohol polivinílico (PVAL) que brindan propiedades mecánicas y de atenuación de rayos X semejante al tejido mamario (Bustamante, 2017, p. 41). Los maniqués físicos por lo regular se encuentran limitados comercialmente debido a que solo los realizan para tamaños estandarizados y no reflejan la diversidad de la población humana (Xu, 2014, p. 236).

Fantomas Computacionales

Las fantomas computacionales o digitales se establecen mediante tres categorías, la primera se conocen como estilizados, estos hacen uso de ecuaciones matemáticas que describen la estructura interna y externa de órganos, proporcionan flexibilidad para el reposicionamiento de órganos y modificación de postura pero se encuentran limitados dado que no proporcionan descripciones reales del organismo; la segunda abarca a los fantomas tipo vóxel que superan en realismo al anterior y es menos flexible, este es creado mediante el escaneo de imágenes médicas que luego son procesadas en códigos de transporte de radiación mediante simulaciones Montecarlo. Finalmente, la tercera categoría corresponde a los fantomas híbridos que abarcan las características relevantes de los estilizados y los de vóxel resultando así una herramienta flexible con alto realismo anatómico (Hurtado et al., 2012: p. 293).

El uso de los fantomas computacionales en la técnica de mamografía cada día se convierte en una herramienta esencial para el diseño, prueba y predicción de nuevos equipos mamográficos antes de que sean fabricados y aceptados en la clínica (Bliznakova et al., 2010: p. 2018). Al ser un modelo del ámbito computacional es necesario el uso de un código de computadora que simulen el transporte de radiación, en el diseño se debe seleccionar la geometría, la composición, la forma. Para determinar el riesgo de exposición a los rayos X en la técnica de mamografía se determina mediante el cálculo de

la DGM con el empleo de las simulaciones de Montecarlo, que depende de factores de: conversión de la DgN, composición mamaria y del espectro de los rayos X (Chang et al., 2020: pp. 1-2).

1.5.4.4. *Categorías de funcionales de fantomas*

Estas categorías funcionales de fantomas han sido establecidas por el ICRU, el cual hace referencia a fantomas de calibración y de imagen. Los primeros como su nombre lo indica, se usan para obtener respuestas de detectores de radiación y corregir los resultados de las imágenes digitales. En cambio, los de imagen garantizan la calidad de imagen y clasifican en antropomórficos, estándar y de referencia. Los antropomórficos como se detalló en líneas anteriores tienen similar composición y tamaño que los órganos del cuerpo humano, los tipo estándar se utilizan para realizar comparaciones de diversos tipos de condiciones de radiación y los de referencia que se usan para calcular la dosis de radiación, los cuales se representan con equivalencias de densidades y de formas de los tejidos a simular (ICRU Report 44, 1989, p. 3).

En este proyecto de investigación se va a modelar un fantoma computacional dentro de las categoría funcional de fantomas de referencia, en razón que se busca determinar la dosis en el tejido mamario en diferentes densidades respecto a la composición del tejido mamario (tejido adiposo/ tejido glandular) y espesores de compresión de mama.

1.5.5. *Dosimetría*

1.5.5.1. *Definición*

Conforme al diccionario del Instituto Nacional del Cáncer (2020), la dosimetría se conceptualiza como la medición de la exposición de la radiación ionizante en los órganos del cuerpo humano que son utilizados en el diagnóstico o tratamiento de enfermedades como el cáncer. En otras palabras, Finestres (2012, p. 54), alude que la dosimetría permite determinar la dosis absorbida en puntos de interés en el organismo, por ejemplo, la dosis que recibe cada órgano en una exploración dada o la dosis que es producida en la exploración en una zona específica de la entrada de los rayos X. El análisis de la dosimetría tiene como objetivo verificar si las dosis que recibe el órgano están dentro de los límites establecidos en reportes y protocolos, y así evitar los efectos secundarios de la radiación ionizante (Estévez, 2018, p. 10).

1.5.5.2. *Magnitudes dosimétricas*

Las magnitudes dosimétricas son el producto de las magnitudes asociadas a un campo de radiación por los coeficientes de interacción, por lo que se entiende como una medida física que esta

correlacionada con los efectos reales o potenciales de la radiación ionizante. Las magnitudes dosimétricas se clasifican de acuerdo con la conversión y deposición de energía (ICRU Report 85, 2011, p. 23).

Conversión de energía

Por conversión de energía se entiende como la transferencia de energía de partículas ionizantes a partículas ionizantes secundarias (ICRU Report 85, 2011, p. 23).

Tabla 4-1: Magnitudes dosimétricas relacionadas con la conversión de energía

Magnitud	Definición	Fórmula	Unidades en S. I
Kerma (K)	Es la suma de todas las energías cinética iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas, liberadas por partículas ionizantes no cargadas de la masa de un material.	$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$	[J/Kg] o [Gy]
Tasa de Kerma (\dot{K})	Corresponde al kerma producido en un intervalo de tiempo.	$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$	[J/Kg s] o [Gy]/s
Exposición (X)	Magnitud que cuantifica la capacidad que tiene un haz de fotones para ionizar una masa de aire. Se expresa como la cantidad de carga eléctrica de los electrones que se generan por unidad de masa en aire.	$X = \frac{dq}{dm}$	[C/Kg]
Tasa de Exposición (\dot{X})	Exposición producida en cierta masa de aire, en un periodo definido del tiempo.	$\dot{X} = \frac{dX}{dt}$	[C/Kg s]

Fuente: (ICRU Report 85, 2011, pp. 22-25)

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020.

Deposición de energía

Son cantidades estocásticas y están relacionadas con la deposición de energía de un haz de fotones en un medio material.

Tabla 5-1: Magnitudes dosimétricas respecto a la deposición de energía

Magnitud	Definición	Fórmula	Unidades en S. I
Dosis Absorbida	Magnitud que expresa la cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material.	$D = \frac{dE}{dm}$	[J/Kg] o Gy
Tasa de dosis absorbida	Variación de la dosis absorbida en función del tiempo.	$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$	[J/Kg s] o [Gy/s]

Fuente: (ICRU Report 85, 2011, pp. 27-28)

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020.

1.5.5.3. Magnitudes relacionadas con la protección radiológica

La magnitud fundamental dentro de protección radiológica es la dosis absorbida, que se puede tomar como indicador de la probabilidad de desarrollar efectos estocásticos cuando se considera como el promedio de la dosis absorbida en un tejido u órgano. Pero en los efectos determinísticos no es posible considerarse como el promedio al menos que la dosis se distribuya de manera muy uniforme en tejidos u órganos. Por lo que en protección radiológica se definen magnitudes que permiten establecer los límites de dosis en órgano u tejido de forma específica utilizando factores de ponderación del tipo de radiación y del tejido, para estimar la dosis correspondiente en el tejido y verificar si se encuentran dentro o fuera de los límites de referencia establecidos en protocolos internacionales (ICRP PUBLICATION 60, 1991).

Tabla 6-1: Magnitudes utilizadas en protección radiológica

Magnitud	Definición	Fórmula	Unidades en S.I
Dosis equivalente (H_T)	Es la dosis absorbida promediada sobre un tejido u órgano multiplicada por el factor de ponderación de la radiación.	$H_T = \sum_R W_R D_{T,R}$	[Sv]
Dosis efectiva (E)	Es la suma de la dosis equivalente ponderadas por el factor de ponderación de tejido.	$E = \sum_T W_T H_T$	[Sv]

Fuente: (ICRP-60, 1991)

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020

El factor de ponderación de radiación para este estudio corresponde al relacionado con los fotones que es equivalente a 1 y el factor de ponderación de tejido correspondiente según la publicación más reciente de la ICRP Publicación 113 (2008, p. 58) de la mama es de 0.12.

1.5.5.4. Dosimetría de la mama

La mama es un órgano radiosensible que frente a exposición de la radiación ionizante presenta la probabilidad del riesgo biológico que está asociado a la energía depositada por unidad de masa, especialmente el estroma o el epitelio acinar y ductal son los más sensibles comparado con el tejido graso, la areola o el pezón (Ramos, 2006, p. 12). La dosimetría en este órgano, aun es un desafío debido a la presencia de la variabilidad en la cantidad y distribución del tejido glandular en los pacientes (Nosratiéh et al., 2015: p. 7180), en consecuencia, se debe estimar el promedio de la dosis glandular del seno que comúnmente es conocida como DGM, cantidad que es recomendada evaluar según organismos internacionales como la NCRP (*National Council on Radiation Protection and Measurements*, 1986) y la ICRP (*International Commission on Radiological Protection*, 1897). Y el límite de referencia de DGM recomendada por el ACR (*American College Radiology*) es de 3 mGy.

Formulación Dosimétrica

Como se afirmó anteriormente la DGM es la cantidad que se debe evaluar para determinar el promedio de la dosis en el tejido mamario en razón que representa la parte más sensible a la radiación ionizante y su formulación se puede apreciar estudios de (Wu et al., 1991: p. 143), (Dance, 1990, p. 1213), (Nosratiéh et al., 2015: p. 7180), (Sarno et al., 2019: p. 4), (Chang et al., 2020: p. 3).

- **Método de Wu**

$$\bar{D}_g = \bar{D}_g N \cdot X_{ESE} \quad (1.30)$$

La dosis glandular media \bar{D}_g en [mGy] es el producto de la dosis glandular normalizada $\bar{D}_g N$ en [mGy/R] por la exposición en la entrada de la piel X_{ESE} en [R]. La $\bar{D}_g N$ depende del espectro incidente de rayos X, del espesor de la mama y composición del tejido. El espectro de rayos X a la vez depende del material del blanco del tubo de rayos X, de la potencia del tubo de rayos X y de la capa hemirreductora (HVL). La $\bar{D}_g N$ fue calculada con la implementación de simulaciones Montecarlo.

- **Método de Dance**

Según Dance (1990: p. 4), la dosis glandular media D, se calcula utilizando

$$D = K \cdot g \quad (1.31)$$

donde K es el kerma en aire incidente encima de la superficie del seno sin retrodispersión, y g es el factor de conversión del kerma en aire incidente a DGM, el factor g depende del % de glandularidad en el seno, de la variedad de espectros incluido blanco/filtro. Un año más tarde Dance y sus

colaboradores propusieron la modificación de la fórmula (1.31) en la cual añaden factores adicionales para la estimación de la DGM, basado en el protocolo de dosimetría de mamografía de Reino Unido.

$$D = K \cdot g \cdot c \cdot s \quad (1.33)$$

el factor g no cambia al publicado en 1990 que fue estimado en función del espesor de compresión de la mama y de la HVL para una mama estándar y un porcentaje del 50% de glandularidad como se muestra en la tabla 7-1, c corrige cualquier diferencia en la composición glandular de la mama y s rectifica cualquier diferencia con respecto a la tabulación de Dance (1990) por el uso de un espectro de rayos X diferente y se indica en la tabla 8-1. El producto de $g \cdot c \cdot s$ es adimensional.

Tabla 7-1: Factor de conversión g para un rango de espesores de compresión entre 2 y 11 cm y HVL entre 0.30-0.60 mm de Al (Mo/Mo).

Espesor de la mama [cm]	HVL [mm Al]						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2	0.390	0.433	0.473	0.509	0.543	0.573	0.587
3	0.274	0.309	0.342	0.374	0.406	0.437	0.466
4	0.207	0.235	0.261	0.289	0.318	0.346	0.374
4.5	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
5	0.164	0.187	0.209	0.232	0.258	0.287	0.310
6	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
7	0.114	0.130	0.145	0.163	0.177	0.202	0.224
8	0.098	0.112	0.126	0.140	0.154	0.175	0.195
9	0.0859	0.0981	0.1106	0.1233	0.1357	0.1543	0.1723
10	0.0763	0.0873	0.0986	0.1096	0.1207	0.1375	0.1540
11	0.0687	0.0786	0.0887	0.0988	0.1088	0.1240	0.1385

Fuente: (Dance et al., 2000: p. 3230)

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020.

Tabla 8-1: Factor s usado en un espectro (blanco/filtro)

Espectro	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	Rh/Al	W/Rh
Factor s	1.000	1.017	1.061	1.044	1.042

Fuente: (Dance et al., 2000: p. 3230)

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020.

En cuanto al factor c es necesario conocer el porcentaje de glandularidad en el seno, que según Dance et al (2000: p. 3230) deben ser calculados para diferentes grupos de edad y de espesores de compresión de mamas.

$$(\%)glandularidad = a.t^3 + b.t^2 + c.t + d \quad (1.34)$$

El (%) del tejido glandular se estima sin considerar las capas superficiales del tejido adiposo de 0.5 cm de grosor arriba y abajo del seno, t representa el espesor de mama comprimida en [mm] y las letras a , b , c y d son coeficientes de ajuste que se relaciona con el grupo de edad de la mujer, los dos grupos de edades presente en este trabajo de investigación es de 40 a 49 y de 50 a 64 años, por lo que los datos se especifican en la tabla 9-1. También en este trabajo hace énfasis que la glandularidad es mayor en pacientes con edad avanzada y mayor a espesores pequeños.

Tabla 9-1: Coeficientes del ajuste de la glandularidad con el espesor según el grupo de edad.

Coeficientes	40 a 49 años	50 a 64 años
<i>a</i>	5.209e-5	-1.118e-4
<i>b</i>	1.255e-3	3.932e-3
<i>c</i>	-1.988	-4.544
<i>d</i>	138.8	176.0

Fuente: (Dance et al., 2000: p. 3231)

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020.

Después de cálculo del (%) de glandularidad del seno, el factor c fue deducido para diferentes glandularidades de 0% y 100% para los espectros de la tabla 8-1 y con HVL en el rango entre 0.30 a 0.60 mm de Al en espesores de mama de 2 a 9 cm (Dance et al., 2000: p. 3233).

Tabla 10-1: Valores del factor c en función del espesor de compresión de mama y en diferentes porcentajes de glandularidad en HVL de 0.30 y 0.35 mm de Al.

HVL: 0.30 mm Al						HVL: 0.35 mm Al					
Espesor (cm)	Glandularidad (%)					Espesor (cm)	Glandularidad (%)				
	1	25	50	75	100		1	25	50	75	100
2	1.130	1.059	1.00	0.938	0.885	2	1.123	1.058	1.00	0.943	0.891
3	1.206	1.098	1.00	0.915	0.836	3	1.196	1.090	1.00	0.919	0.842
4	1.253	1.120	1.00	0.898	0.808	4	1.244	1.112	1.00	0.903	0.816
5	1.282	1.127	1.00	0.886	0.794	5	1.272	1.121	1.00	0.890	0.801
6	1.303	1.135	1.00	0.882	0.785	6	1.294	1.132	1.00	0.886	0.793
7	1.317	1.142	1.00	0.881	0.784	7	1.308	1.138	1.00	0.886	0.788
8	1.325	1.143	1.00	0.879	0.780	8	1.312	1.140	1.00	0.884	0.786
9	1.328	1.145	1.00	0.879	0.780	9	1.319	1.145	1.00	0.884	0.786
10	1.329	1.147	1.00	0.880	0.780	10	1.319	1.144	1.00	0.881	0.785
11	1.328	1.143	1.00	0.879	0.779	11	1.322	1.142	1.00	0.882	0.784

Fuente: (Dance et al., 2000: p. 3234)

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020.

- **Método utilizado por Nosratieh**

En este estudio para evaluar la DGM, utilizan la siguiente ecuación:

$$D_g = D_g N \cdot K \quad (1.35)$$

Donde K es el kerma incidente en aire en la superficie de la entrada del seno en unidades de [mGy]. Es posible evaluarlo haciendo uso de una cámara de iones libres en el aire sin retrodispersión, colocándolo a lo largo del rayo central de la fuente de rayos X con valores específicos de kV, mAs, distancia de la fuente a la cámara y la calidad del haz; $D_g N$ es el coeficiente de dosis glandular normalizada que tiene unidades de [mGy/mGy], depende de la calidad del haz de radiación en la cual está inmerso el voltaje del tubo de rayos X, HVL, diámetro del tubo de rayos X y el material del filtro; también está sujeto a las características del tejido mamario como la composición y espesor de compresión (Nosratieh et al., 2015: p. 7180).

Es necesario recalcar que la DGM hasta aquí depende de la multiplicación de K por los coeficientes de $D_g N$ propuesto por Boone (2002) o por el producto de gcs según Dance (2000).

En cambio, para calcular K según (Baneva et al., 2017: p. 81) hace uso de la siguiente ecuación;

$$K = \left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{aire} \cdot E \cdot \Phi \quad (1.36)$$

$\left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{aire}$ es el coeficiente de absorción de masa energía para aire, E representa la energía incidente del fotón y Φ es la fluencia de fotones.

- **Métodos Actuales**

Según revisión bibliografía se encontró expresiones que se utilizan para la estimación de la DGM en trabajos de investigación reciente como de (Sarno et al., 2019: p. 4) y (Chang et al., 2020: p. 3). El primero utiliza:

$$DGM = \frac{\sum_i G_i(E) \cdot E_i^{dep}}{f_g \cdot W_b} \quad (1.37)$$

Donde E_i^{dep} es la energía liberada en el evento de interacción i , f_g es la fracción glandular del seno por masa, W_b representa la masa del seno sin considerar la piel y $G_i(E)$ conforme a Boone (1999, p. 25) es adimensional y figura la corrección del cálculo de la dosis normalizada propio del componente glandular mamario en una matriz del tejido heterogéneo;

$$G(E) = \frac{f_g \left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_g}{f_g \left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_g + (1-f_g) \left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_a} \quad (1.38)$$

$\left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{g,a}$ coeficiente de absorción de energía en masa (g) hace referencia al tejido glandular y (a) al adiposo, f_g y $(1-f_g)$ son los porcentajes del peso del tejido glandular y adiposo respectivamente.

Mientras que, en el estudio de Chang y sus colaboradores, la estimación de la DGM lo realizan mediante la expresión;

$$DGM = \frac{\sum_i G_i(E) \cdot E_i}{\sum_i V \cdot \rho_i \cdot f_{g,i}} \quad (1.39)$$

Esta formulación es semejante a la descrita en la ecuación (1.37), lo que le diferencia es que el estudio lo realizan para estudiar dosimetría en un fantoma que tiene tres capas que se lo representa con i . El factor G se calcula con la ecuación (1.38), E_i es la energía depositada en la capa i , V es el volumen de cada capa, ρ_i es la densidad del tejido en la capa i . La determinación de la DGM en la simulación depende del diseño y de los factores que se consideren como se puede apreciar en la ecuación (1.39).

1.6. Fundamentos de la Simulación

1.6.1. Método Montecarlo

1.6.1.1. Antecedentes históricos

El método Montecarlo data desde la mitad de la década de 1940, fue idealizado por primera vez por el matemático polaco Stanislaw Ulam cuando jugaba solitario, él pensó que resultaba un poco más simple tener la idea del resultado general del juego, haciendo pruebas con múltiples cartas y contando las proporciones de los resultados. Esta idea lo socializó con el matemático húngaro- estadounidense John von Neumann, a quien le mencionó que la idea se puede aplicar a la difusión de neutrones en la elaboración de armas nucleares, trabajo que desarrollaban en el Laboratorio de los Álamos del proyecto Manhattan. von Neumann se entusiasmó con la idea y comenzó a realizar cálculos reales, en la cual encontró la forma de hallar los números pseudoaleatorios, la implementación del método lo realizaron en un ordenador tipo ENIAC, en el cual simulaban la generación isótropa de neutrones desde una composición variable de material activo a lo largo del radio de una esfera (Benov, 2016, p. 75).

Los inventores del método propusieron a sus compañeros de trabajo la utilización del mismo y consiguieron colaboradores que aportaron con sus conocimientos, por ejemplo, el matemático, físico y computador científico greco-estadounidense Nicholas Metropolis y el físico matemático estadounidense Robert Richtmyer. En 1949 se dio a conocer de manera oficial el nombre del método como Montecarlo por Ulam, von Neumann y Metropolis en honor al casino de Monte Carlo en Mónaco lugar donde se realizaban juegos de azar. Año más tarde, Montecarlo se utilizó en la construcción de la bomba de hidrógeno en el laboratorio de los Alamos y desde esa fecha se ha sumergido en varias ciencias como la física, física química, física nuclear, física de las radiaciones, matemática, química molecular, en entre otras. Las aplicaciones afines a la física médica del método se remontan entre 1960 y 1970, y en la actualidad es fundamental en esta área.

1.6.1.2. Definiciones y Características

Desde la perspectiva de Otamendi (2000, p. 119), Montecarlo es un método numérico que encuentra una solución aproximada mediante iteraciones cuya precisión depende del número de aproximaciones efectuadas, es posible utilizarlo en varios ámbitos como: en el matemático para estimaciones de constantes o parámetros, en la estadística matemática para determinar la distribución en un muestreo o en la matemática-lógica a fin de resolver problemas complejos por medio de la modelización de un

sistema. En el mismo contexto Stoehr (2019, p. 2), menta que es un método estadístico numérico que resuelve problemas matemáticos, mediante el uso de variables aleatorias. Se hace necesario resaltar que este método se emplea para simular el transporte de radiación debido a que es un proceso inherente aleatorio (Vassiliev, 2017, p. 1).

Agregando a lo anterior, el transporte de radiación hace énfasis a la propagación de la radiación a través de la materia de tal modo se puede estimar: cómo interactúa, con qué y cómo afecta la materia. El área de aplicación de los métodos de transporte de radiación es amplia, así, por ejemplo: en el blindaje de radiación solar de naves espaciales, en estudios de las capas radiantes de los interiores estelares, en la dinámica de partículas cargadas producidas a partir de colisiones en aceleradores de partículas, en terapia con rayos de protones en investigaciones relacionadas con el cáncer, en la dinámica de neutrones en reactores y en métodos de trazado en óptica. Por consiguiente, Montecarlo es el método más eficaz en el transporte de radiación en razón de su simplicidad y la capacidad de manipular geometrías complejas (Gray et al., 2019: p. 1).

Independiente del área donde se aplique el método Montecarlo y de la técnica es posible establecer componentes que tienen en común como se representa en figura 14-1.

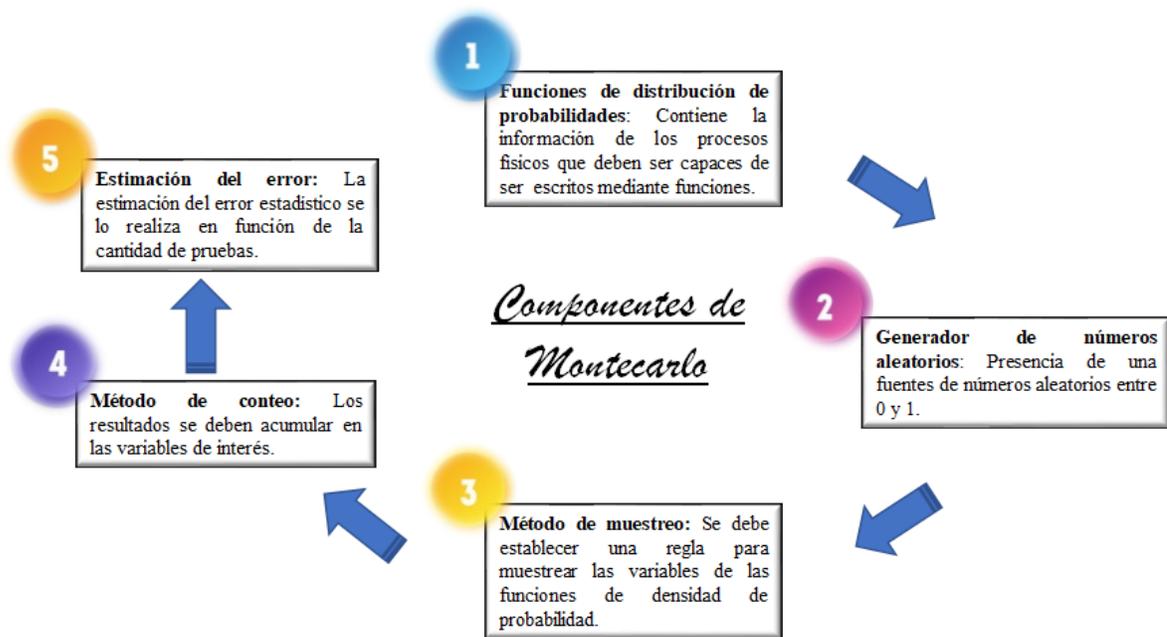


Figura 14-1: Conjunto de componentes en el empleo del método Montecarlo.

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020

Teoría de los Elementos de Probabilidad

La característica fundamental del método Montecarlo es el uso de números y variables aleatorias. En tal sentido se tiene que una variable aleatoria es una cantidad que resulta de un proceso repetible en donde los valores reales no pueden predecirse con certeza, por tal razón se manifiesta que la aleatoriedad en el mundo real se origina por factores no controlados, por ejemplo, en los juegos de azar o de naturaleza cuántica de sistemas y procesos microscópicos como en la desintegración nuclear e interacción de la radiación. Las variables aleatorias pueden ser discretas o continuas, las discretas solo deben tomar un número finito de valores dentro de un intervalo establecido y se definen por su función de probabilidad, mientras que las continuas toman los posibles valores en todo el intervalo de números reales y están caracterizadas por la función de densidad. Para comprender estos dos tipos de variables aleatorias se menciona un ejemplo familiar, en el cual suponemos que tiramos dos dados en una caja; donde la suma de puntos en sus caras superiores es una variable aleatoria discreta que se puede tomar los valores de 2 a 12, mientras que la distancia x entre los dados se considera como una variable aleatoria continua que varía desde cero hasta un valor máximo determinado por las dimensiones de la caja (Salvat, 2015, p. 2).

La función de densidad es una generalización de la función de probabilidad y se conoce como función de densidad de probabilidad (FDP) que describe la probabilidad de tomar un valor específico mediante la variable, por tanto se define de manera matemática como: sea x una variable aleatoria continua que toma valores en el intervalo $x_{min} \leq x \leq x_{max}$, la función de probabilidad para conseguir x en el intervalo (a, b) es $P\{x|a < x < b\}$, definida como la relación de n/N donde n son los valores de x que se encuentran dentro del intervalo y N es el total de números de los valores x generados en el límite de $N \rightarrow \infty$. La probabilidad de encontrar x en un intervalo de longitud diferencial que va desde x_1 hasta $x_1 + dx$ se representa en (1.40) (Herranz, 2018, p. 51).

$$P\{x|x_1 < x < x_1 + dx\} = p(x_1)dx, \quad (1.40)$$

La FDP debe cumplir con las condiciones que se puntualizan en (1.41).

$$p(x) > 0, \int_{x_{min}}^{x_{max}} p(x)dx = 1, \quad (1.41)$$

La primera hace referencia que la función de probabilidad debe ser positiva lo que significa que x debe encontrarse dentro de los intervalos establecidos y la segunda denota que la función debe ser normalizada, es decir, que la integral sobre todo el espacio debe ser uno.

Generación de los Números Aleatorios

La generación de números aleatorios, es posible que sea difícil de obtener, debido que cuando se construye una secuencia de número aleatorios, la probabilidad para la generación de un nuevo número es independiente de los anteriores, es así, que se puede utilizar los números pseudoaleatorios que se originan en base a algoritmos informáticos. Los generadores de los números aleatorios deben cumplir ciertas características como una buena distribución y un periodo suficientemente largo para que la secuencia de números aleatorios no pueda correlacionarse entre sí (Bedoya, 2011, p. 24).

Métodos de Muestreo Aleatorios

Los algoritmos de muestreo aleatorio se radican en el uso de números aleatorios (ξ) distribuidos uniformemente en el intervalo de (0,1).

- **Método de la transformación inversa**

Se usa para simular variables aleatorias continuas, por medio de una función acumulada $P(x)$;

$$P(x) = \int_{x_{min}}^{x_{max}} (px') dx', \quad (1.42)$$

Esta función no es decreciente y los valores de x varían desde $P(x_{mim}) = 0$ a $P(x_{max}) = 1$. Por lo tanto, tiene una función inversa $P^{-1}(\xi)$. La transformación de $\xi = P(x)$, define una nueva variable aleatoria entre (0,1). A causa de la correspondencia entre los valores de x y ξ , la función de probabilidad ξ , $p_{\xi}(\xi)$ y de x , $p(x)$ están relacionados por $p_{\xi}(\xi)d\xi = p(x)dx$ (Salvat, 2015, p. 9). Así;

$$p_{\xi}(\xi) = p(x) \left(\frac{d\xi}{dx} \right)^{-1} = p(x) \left(\frac{dP(x)}{dx} \right)^{-1} = 1, \quad (1.43)$$

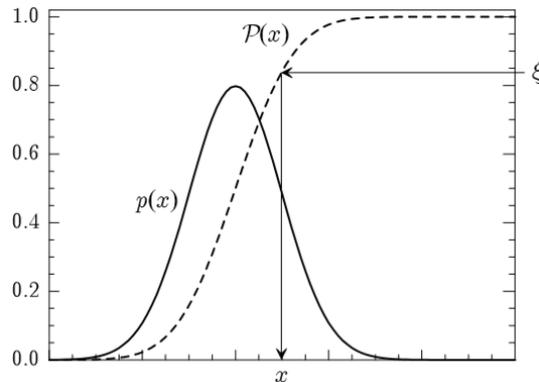


Figura 15-1: Muestreo aleatorio de una distribución $p(x)$, del método de la transformación inversa.

Fuente: (Salvat, 2015, p. 9).

En la figura 15-1, ξ es un número aleatorio, x es la variable definida por $x = P^{-1}(\xi)$ que se distribuye aleatoriamente en el intervalo (x_{mim}, x_{max}) con la FDP $p(x)$. La existencia de la función inversa garantiza que el método es práctico para generar variables aleatorias x utilizando un generador de números aleatorios distribuidos uniformemente en $(0,1)$, asegurado por la aleatoriedad de ξ .

$$\xi = \int_{x_{min}}^{x_{max}} p(x') dx' \quad (1.44)$$

- **Método en función del rechazo**

Es un método desarrollado por John von Neumann, el cual propone un procedimiento alternativo para muestrear una variable aleatoria de una singular distribución y sujetarla a una prueba aleatoria para determinar si es aceptada para su uso o rechazada. Según Salvat (2015, p. 19), este método se puede entender en términos de argumentos gráficos como en la figura 16-1.

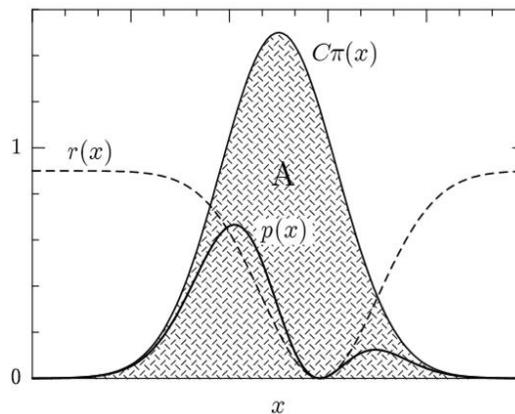


Figura 16-1: Muestreo aleatorio de $p(x)$, utilizando el método del rechazo

Fuente: (Salvat, 2015, p. 19)

Los valores aleatorios x se generan a partir de una FDP $\pi(x)$, donde para cada valor muestreado de x , se muestrea un valor de y uniformemente distribuidos en el intervalo $(0, C\pi(x))$, donde C es una constante positiva. Evidentemente, los puntos (x, y) , están distribuidos uniformemente en la región A del plano limitado en el eje x cuando $y = 0$ y por la curva de $y = C\pi(x)$. Por el contrario, si se generan puntos aleatorios (x, y) distribuidos uniformemente en A , la coordenada x es una variable aleatoria distribuida de acuerdo con $\pi(x)$ independiente del valor de C . Ahora, si se considera distribución $\pi(x)$ en tal que $C\pi(x) \geq p(x)$ para algunos $C > 0$ y se generan puntos aleatorios (x, y) distribuidos uniformemente en la región A . En consecuencia, se pueden rechazar los puntos $y >$

$p(x)$ y aceptar los de $y \leq p(x)$ que se encuentran distribuidos en la región entre el eje x y la curva $y = p(x)$ (Salvat, 2015, p. 19). Finalmente se concluye que el método de rechazo se especifica representando la FDP de $p(x)$ como

$$p(x) = C\pi(x)r(x), \quad (1.45)$$

Donde $\pi(x)$ es una FDP que se puede muestrear con el método de la transformación inversa, C es una constante positiva y $r(x)$ es una función que satisface la condición de $0 \leq r(x) \leq 1$. En resumen, para el muestreo con este método, se debe seguir los siguientes pasos: i) Generar un valor aleatorio x a partir $\pi(x)$, ii) Generar un número aleatorio ξ , iii) Si $\xi > r(x)$ ir al paso i) y iv) entregar el valor de x .

Promedios estadísticos e incertidumbres

Montecarlo al ser un método estadístico, los resultados obtenidos deben ir acompañado con sus respectivas incertidumbres. La incertidumbre de manera general está asociada al resultado al cual es inversamente proporcional, debido que se establece como \sqrt{N} , N figura el número de historias (es cada partícula inicial con sus productos secundarios) que se simulan. De tal modo si se desea reducir la incertidumbre a la mitad se debería aumentar cuatro veces el número de historias. Así, por ejemplo, es posible estimar el valor medio de x en (1.46), el valor de la varianza en función de la distribución de x_i en (1.47) y la varianza de la estándar media en (1.48).

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i, \quad (1.46)$$

El valor x_i es para cada historia i y la sumatoria $\sum_{i=1}^N x_i$ muestra la suma de los valores de i que están desde 1 hasta N .

$$s_x^2 = \frac{1}{N-x} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2, \quad (1.47)$$

y finalmente,

$$s_{\bar{x}}^2 = \frac{s_x^2}{N}, \quad (1.48)$$

1.6.1.3. Montecarlo y el transporte de la radiación

Para la simulación del transporte de radiación en Montecarlo se necesita en primer lugar, crear una fuente de radiación, la que define los estados iniciales de las partículas como la ubicación de nacimiento y el tipo de partículas que pueden ser neutrones, fotones, electrones, protones, etc. Una vez determinada la fuente se establece la distribución de probabilidad que muestrea el comienzo de

un historial de partículas que posteriormente interaccionaran en una geometría, dicha geometría depende del tamaño, la forma y de la densidad del material, por lo general cuando se simulan para áreas de radiodiagnóstico o radioterapia se modela al cuerpo humano en su totalidad o en partes específicas, finalmente se define las reglas de interacción de las partículas con la materia, las cuales están sometidas a los valores de energía de las partículas y al tipo de material con la cual van a interaccionar (Gray et al., 2019: p. 1).

La historia de una partícula puede ser semejante a una secuencia aleatoria de desplazamientos libres que termina cuando la partícula interacciona con la materia, con probabilidad de cambiar la dirección del movimiento, de perder energía o generar partículas secundarias; cuyas probabilidades dependen de la teoría de física de las radiaciones, así por ejemplo de la función de probabilidad, del material del blanco, de la energía de las partículas y de la geometría del sistema (Nóbrega, 2017, p. 6). No obstante, en la simulación Montecarlo debido a su simplicidad se detalla que todos los eventos de interacción de una partícula se realizan de manera cronológica y no se considera la producción de partículas secundarias, por lo que solo transporta un tipo de partícula (Salvat, 2015, p. 30). Según Cabanas y Arce (2019: p. 198), sostienen que el uso de Montecarlo en la simulación del transporte de la radiación en un medio, es preciso para predecir la distribución de dosis en tejido y evaluar la calidad de imagen, con la ayuda del empleo de softwares especializados en el transporte de partículas como: EGS, Geant4, NCNP y PENELOPE, etc.

La imagen de trayectoria que sobreentiende la simulación de Montecarlo en el transporte de radiación se aplica a medios de dispersión aleatoria homogéneos como líquidos, sólidos amorfos y gases, donde las moléculas se distribuyen al azar con una densidad uniforme. Los medios están constituidos en base a las proporciones cuantitativa de los elementos que lo conforman, así, por el número atómico de los Z_i y por el número de átomos por moléculas n_i de los elementos presentes; donde es posible calcular el número de moléculas de un material dentro de un volumen utilizando la ecuación (1.49) (Salvat, 2015, p. 30).

$$N = N_A \frac{\rho}{A_M}, \quad (1.49)$$

donde N_A es el número de Avogadro, ρ es la densidad de masa del material y A_M es la masa molar que está definido como $\sum n_i A_i$, n_i es el número de átomos por moléculas y A_i es el peso atómico del elemento i-énésimo.

Ahora, para describir la simulación del transporte de radiación mediante Montecarlo se necesita conocer algunos aspectos ya escritos en la fundamentación teórica de la interacción de fotones con la materia como: la sección transversal de interacción en cada mecanismo (efecto fotoeléctrico,

dispersión Compton, dispersión Rayleigh y creación de pares), el recorrido libre medio que es la distancia promedio que viaja una partícula en movimiento antes que ocurra una interacción y otros como la generación de trayectorias aleatorias que se describen en función de una posición específica con dirección inicial y energía de acuerdo a las características de la fuente, es así, que una trayectoria se caracteriza por una serie de estados r_n es la posición del n -ésimo evento de dispersión, E_n representan los cosenos de energía y \widehat{d}_n es la dirección del movimiento después del evento.

1.6.2. Códigos de Simulación

En la actualidad existe una amplia gama de códigos de simulación Montecarlo que han sido validados para diversas aplicaciones y rangos de energía, a la vez se clasifican en códigos cerrados (no tienen acceso al núcleo de programación) y abiertos (tienen acceso al núcleo de programación y pueden ser modificados el código fuente de acuerdo a la necesidad del usuario) (Díaz, 2017, p. 33), como se detalla a continuación.

Tabla 11-1: Clasificación de los códigos de simulación Montecarlo.

Tipo	Códigos	Características
Cerrados	EGS	Conocido como <i>Electron Gamma Shower</i> , desarrollado por <i>National Accelerator Laboratory (SLAC)</i> , se basa en FORTRAN, C y C++. Simula electrones y fotones desde energía de keV hasta TeV (Bolaños, 2017, p.15).
	MCNP	Su nombre es <i>Monte Carlo N- Particle</i> , desarrollado en el Laboratorio de los Alamos, escrito en FORTRAN 77, es capaz de simular la interacción de neutrones, fotones, electrones, protones y otras partículas (Los Alamos, 2020).
Abiertos	PENELOPE	Su nombre proviene del acrónimo <i>PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons</i> , está desarrollado en el lenguaje FORTRAN 77, validado para el transporte de electrones, fotones y positrones desde energías de 100 eV a 1 GeV (Ballon et al., 2017: p.100).
	GEANT4	Es el sucesor de GEANT, su nombre es <i>GEometry ANd Tracking</i> desarrollado por el CERN, está escrito en C++, soporta energías <1 keV hasta TeV y en la actualidad es el más usado en los laboratorios debido a su flexibilidad (Pinsky, 2015, p. 5).

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020.

1.6.3. Programa GAMOS (*Geant4-based Architecture for Medicine-Orient*)

1.6.3.1. Antecedentes históricos

En 1993, dos grupos de investigación el CERN (en francés *Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire*) y el KEK (en inglés *High Energy Accelerator Research Organization*), estudiaban por separado las posibles modificaciones al programa existen escrito en FORTRAN conocido como GEANT3, empleando técnicas informáticas modernas, con la finalidad de construir un programa orientado a objetos (POO). Posteriormente un año después los grupos se unieron y propusieron el proyecto pionero RD44 en el que tenían la misión de rediseñar y reprogramar un código ya existente en el lenguaje de programación de C++ (Cortés, 2011, p. 20). Hasta que la primera versión de Geant4 se lanzó en diciembre de 1998, gracias al arduo trabajo y colaboración de programadores físicos e ingenieros de software de institutos y universidades dedicados a experimentos de física de alta energía de Europa, Japón, Canadá y Estados Unidos.

El objetivo del proyecto fue realizar un programa de simulación de detectores para experimentos de física de altas energías, pero esta herramienta tuvo un gran alcance de modo que se inmiscuye en diversos campos como: Física Nuclear, Física Médica, Astrofísica, Aeroespacial y otros. Con el tiempo han surgido programas basados en Geant4 en aplicaciones médicas con el fin de simplificar su desarrollo, conocidos como GAMOS que significa “Arquitectura basada en Geant4 para simulaciones orientadas a la medicina” y GATE “Aplicación de Geant4 para la Emisión Tomográfica” (Cabanas y Arce, 2019: p. 199).

1.6.3.2. Descripción de GAMOS

GAMOS es un software de simulación Montecarlo establecido en el kit de herramientas de Geant4 con el propósito de no solo ofrecer al usuario un programa de fácil sino a la vez flexible. Para alcanzar los propósitos se han regido en la puntualización de varias estrategias, i) proporcionar una amplia gama de posibles entradas con el lenguaje de script, empleando casi todas las posibilidades que oferta Geant4 acerca de: la geometría, el generador primario y la física, ii) desarrollar un conjunto de herramientas para que el usuario pueda conseguir información detallada de cualquier aspecto de la simulación mediante la aplicación de los comandos del usuario. Lo que le permitió ser una plataforma de gran auge en el modelamiento de cámaras de SPECT, PETCT y Compton, así también en estudios relacionados con radioterapia y blindaje (Arce et al., 2014: p. 304). De las evidencias anteriormente expuestas, se concluye que el usuario no necesita dominar C++, en virtud que GAMOS utiliza un lenguaje de scripts.

Ahora examinaremos brevemente la estructura del software formada por directorios, donde *tmp*, *lib* y *bin* son los directorios internos creados en la compilación de GAMOS, también existen otros como se detalla en la figura 17-1.

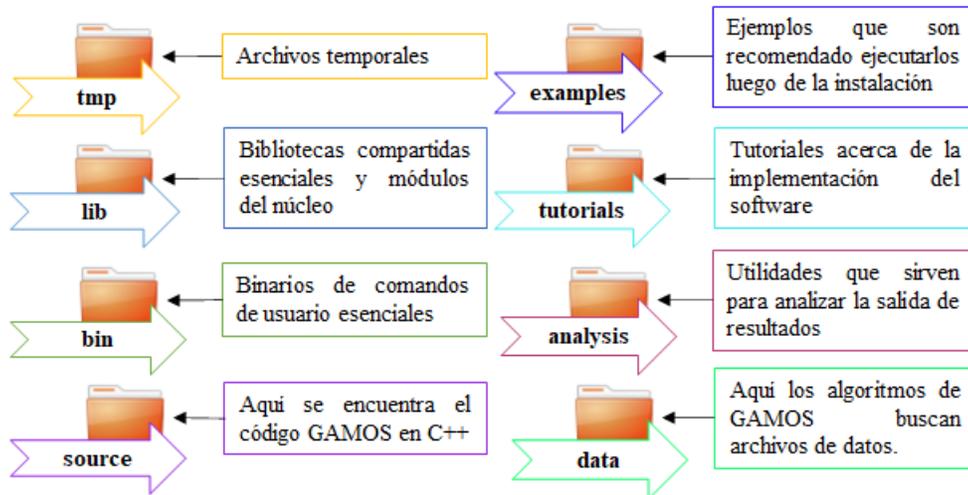


Figura 17-1: Directorios de la estructura de GAMOS

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020

Como uno de los propósitos de GAMOS es brindar flexibilidad al usuario en la elección de los diversos componentes en una simulación y a la vez combinarlo de una forma sencilla, este software hace uso de la tecnología de complementos o *plug-in*, es decir, si en el caso que no se haga uso de esta tecnología cuando se introduzca una nueva característica a la estructura del programa, se necesita de una comprensión profunda y lógica de la estructura para modificarse y finalmente compilarse. Es así que el *plug-in* permite personalizar la funcionalidad de una aplicación cuando el usuario define un nuevo componente que no fue provista por GAMOS de manera fácil. Cabe mencionar que el *plug-in* es específico para cada componente en la simulación y su implementación en GAMOS se da mediante el paquete de ROOT (GAMOS Collaboration, 2019, pp. 2-3).

1.6.3.3. Componentes esenciales en GAMOS

En consecuencia, que GAMOS se ha definido mediante el análisis de los inconvenientes más comunes que han tenido los usuarios en la utilización de Geant4, está constituido por un conjunto de scripts que engloban las necesidades principales en la física médica. Para realizar simulaciones con este programa basta con seleccionar las opciones indicadas para el desarrollo de dicho proyecto, mediante la aplicación de comandos de texto dentro de un script. En donde el usuario tiene a disposición de definir la geometría, el tipo de generador, la física que abarca el modelamiento, como extraer y

procesar los datos obtenidos y entre otras opciones que dependen de la necesidad del usuario (Cuasapud, 2016, p. 33).

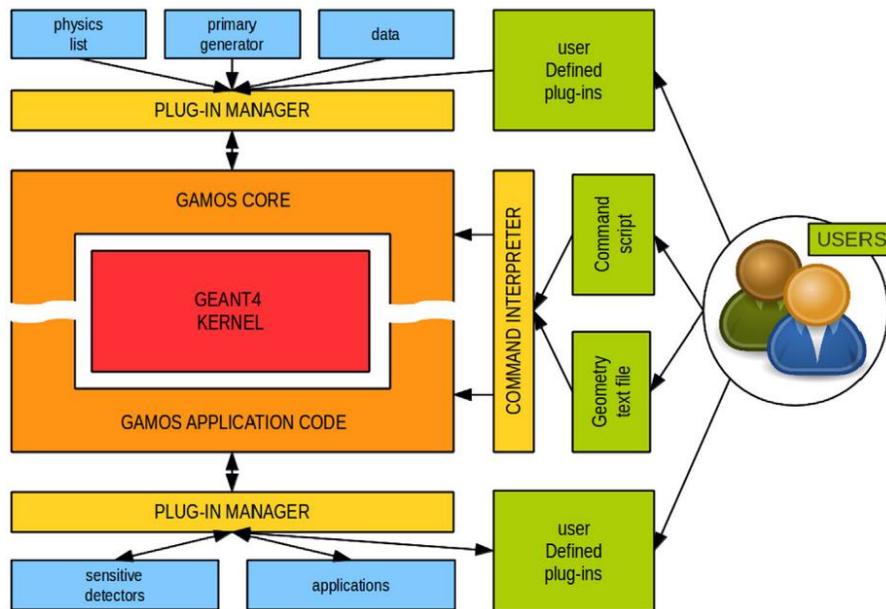


Figura 18-1: Esquema de la estructura lógica de GAMOS

Realizado por: (Arce, P. et al., 2014)

Geometría

Según Montenegro (2018, p. 14), en todos los elementos que se consideren en una simulación, deben modelarse las estructuras geométricas de todos los elementos por donde atraviesa la radiación, este autor también destacó que un elemento geométrico está integrado por tres tipos de volúmenes: i) el volumen sólido el que constituye el tamaño y la forma, ii) el volumen lógico que define los materiales, regiones sensitivas, y la presencia de campos electromagnéticos y iii) el volumen físico que está relacionado con la posición junto con la rotación.

Existen tres formas para la implementación de la geometría en GAMOS, la primera define la configuración de la misma en un archivo de texto o script, la segunda mediante la utilización de ejemplos de geometrías proporcionados por Geant4 y la tercera se puede escribir en C++ usando el comando *G4VUserDetectorConstruction*. En este trabajo de investigación se va utilizar la primera forma de la implementación de la geometría, la misma que se basa en etiquetas que pueden tener combinación de letras mayúsculas y minúsculas con un número fijo de argumentos, estas se expresan en el primer lugar de la línea en una palabra estableciendo el significado de la línea como se detalla en los siguientes ejemplos en la tabla 12-1.

Tabla 12-1: Etiquetas que se utilizan en la definición de un material o mezcla de materiales en la implementación de la geometría.

	Material hecho de un elemento	Material hecho de una mezcla de elementos o materiales
Etiqueta:	:MATE	:MIXT
Requisitos:	<ul style="list-style-type: none"> • Nombre • Z (Número atómico) • A (Masa atómica) • Densidad 	<ul style="list-style-type: none"> • Nombre • Densidad • Número de componentes • Nombre del material • Proporción del material en la mezcla
Ejemplo:	:MATE Iron 26. 55.85 7.87	:MIXT Fiber_Lead 9.29 2 Lead 0.9778 Polystyrene 0.0222

Fuente: (GAMOS Collaboration, 2019)

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020

En el caso de la mezcla de elementos o materiales se debe escribir una línea por cada material o elemento como en el ejemplo de la tabla 13-1, es preciso enfatizar que los componentes pueden ser todos los elementos o todos los materiales sin que aparezcan ambos tipos en una mezcla, por tanto se pueden diferenciar tres tipos de etiquetas que dependen de la forma en que se definen las proporciones como: por fracciones de peso :MIXT_BY_WEIGHT que es equivalente a “:MIXT”, por números de átomos :MIXT_BY_NATOMS y por volumen :MIXT_BY_VOLUME. Recalcando además que las dos primeras etiquetas se usan para construir mezcla de materiales a partir de elementos o materiales, mientras que la última se hace uso en los componentes del material cuyos elementos no tengan densidad (GAMOS Collaboration, 2019, p.29).

De la misma forma, mediante etiquetas y archivos de texto se pueden establecer las propiedades de un material como se muestra en la tabla 13-1.

Tabla 13-1: Ejemplos de etiquetas que muestran propiedades de los materiales como la energía de excitación media y el estado del material.

	Energía de excitación media	Estado del material
Etiqueta:	:MATE_MEE	:MATE_STATE
Requisitos:	<ul style="list-style-type: none"> • Nombre del material • Energía de excitación media 	<ul style="list-style-type: none"> • Nombre del material • Estado /Indefinido/Sólido/Líquido/ Gas
Ejemplo:	:MATE_MEE My_WATER 10*Ev	:MATE_STATE My_WATER Solid

Fuente: (GAMOS Collaboration, 2019)

Realizado por: Carrasco Cazco, María, 2020

En tal sentido Geant4 ofrece una lista de materiales predefinidos en la base de datos interna de elementos y materiales, cuya composición corresponde a la definición de NIST, aquí los elementos se encuentran desde el Hidrógeno con $Z=1$ hasta el Californio con $Z=98$, es posible usar los materiales para definir volúmenes los cuales deben ser asignados como “G4_” seguido por el nombre de uno de los materiales predefinidos, por ejemplo, G4_AIR. Otra opción de encontrar los materiales o elementos predefinidos específicos en las aplicaciones de Física Médica está en el archivo MY_GAMOS_DIR/data/NIST_materials.txt. (GAMOS Collaboration, 2019, pp. 19-24). De la misma forma se pueden describir los sólidos quienes tienen una estructura física bien definida pueden ser: una caja, un tubo, una esfera, un trapecoide, un poliedro, secciones cónicas, etc. Que tienen a la vez parámetros que lo definen a cada uno como el tamaño, la forma y la posición.

Generador

La herramienta GAMOS proporciona distribuciones de tiempo, energía, posición y dirección más utilizadas en el ámbito relacionado con la medicina, ofertando al usuario su libre disposición del uso de las distribuciones como crea necesario, es decir que está en capacidad de elegir comandos para generar una o varias partículas primarias con valores específicos de energía, con una determinada posición y dirección de cada partícula. Es así que usuario para acceder a diseñar el generador debe hacer uso del comando `/gamos/generador GmGenerator` (GAMOS Collaboration, 2019, p. 71).

Física

En este importante apartado para la simulación, la plataforma GAMOS ofrece al usuario una lista de física que abarca todos los procesos electromagnéticos que dependen del tipo de partícula (fotones, electrones, positrones y fotones ópticos) que se esté modelando, permitiendo al usuario seleccionar

la opción adecuada para la simulación haciendo uso del comando `/gamos/physicsList GmEMPhysics` que contiene modelos de baja energía (para fotones y electrones) y modelos estándar (para positrones); el caso que no exista la física que se ajuste al trabajo que desarrolle el usuario es posible escribirlo en C++ siguiendo la forma estándar de Geant4 (GAMOS Collaboration, 2019, p. 75).

Acciones de usuario y datos

La interacción entre el usuario y el trabajo de simulación se conoce como acciones de usuario, cuya herramienta permite modificar las condiciones de funcionamiento y receptor información o datos relacionados con la simulación (posición final, pérdida energética, nombre de partículas, tipos de partículas secundarias producidas por la interacción, etc.), al inicio o al final de una ejecución, de un evento, de una pista o de cada paso; por medio del comando `/gamos/userAction USER_ACTION_NAME`. Además, en la línea del código `user Action` es posible añadir factores como filtros, histogramas, clasificadores de eventos o de partículas de tal forma que las acciones de usuario aplicadas cubran con las necesidades requeridas en la simulación (Montenegro, 2018, p. 38).

Hasta aquí, se ha obtenido las bases teóricas relacionadas con el proyecto de investigación en la sección 1.5 que está relacionada con: la interacción de los fotones con la materia, la anatomía de la mama, la técnica radiológica aplicada en exámenes de mama, los dispositivos que modelan el tejido mamario conocido como fantomas y la dosimetría que está asociada a la dosis que recibe el seno. Por otro lado, la sección 1.6 engloba los fundamentos de la simulación en la cual se ha descrito el método a utilizarse conocido como Montecarlo y la plataforma GAMOS en donde se implementará la simulación del fantoma de mama para analizar la dosimetría.

CAPÍTULO II

2. MARCO METODOLÓGICO

2.1. Tipo de la Investigación

Este trabajo de investigación es de tipo descriptivo, explicativo, y teórico computacional; en razón que se busca describir el mecanismo de la interacción de la radiación ionizante en un fantoma que representa el tejido mamario y a la vez explicar los factores que se toman en consideración según investigaciones, organismos y protocolos internacionales en el diseño del fantoma de mama y teórico computacional en la implementación del fantoma en la plataforma GAMOS, perteneciente al código Geant4.

2.2. Diseño de la Investigación

El enfoque de este trabajo de investigación es tipo cuantitativo-comparativo en razón que se va utilizar la simulación del fantoma de mama para analizar dosimetría en este tejido, en diferentes espesores de mama comprimida con distintas fracciones de composición del tejido glandular y adiposo.

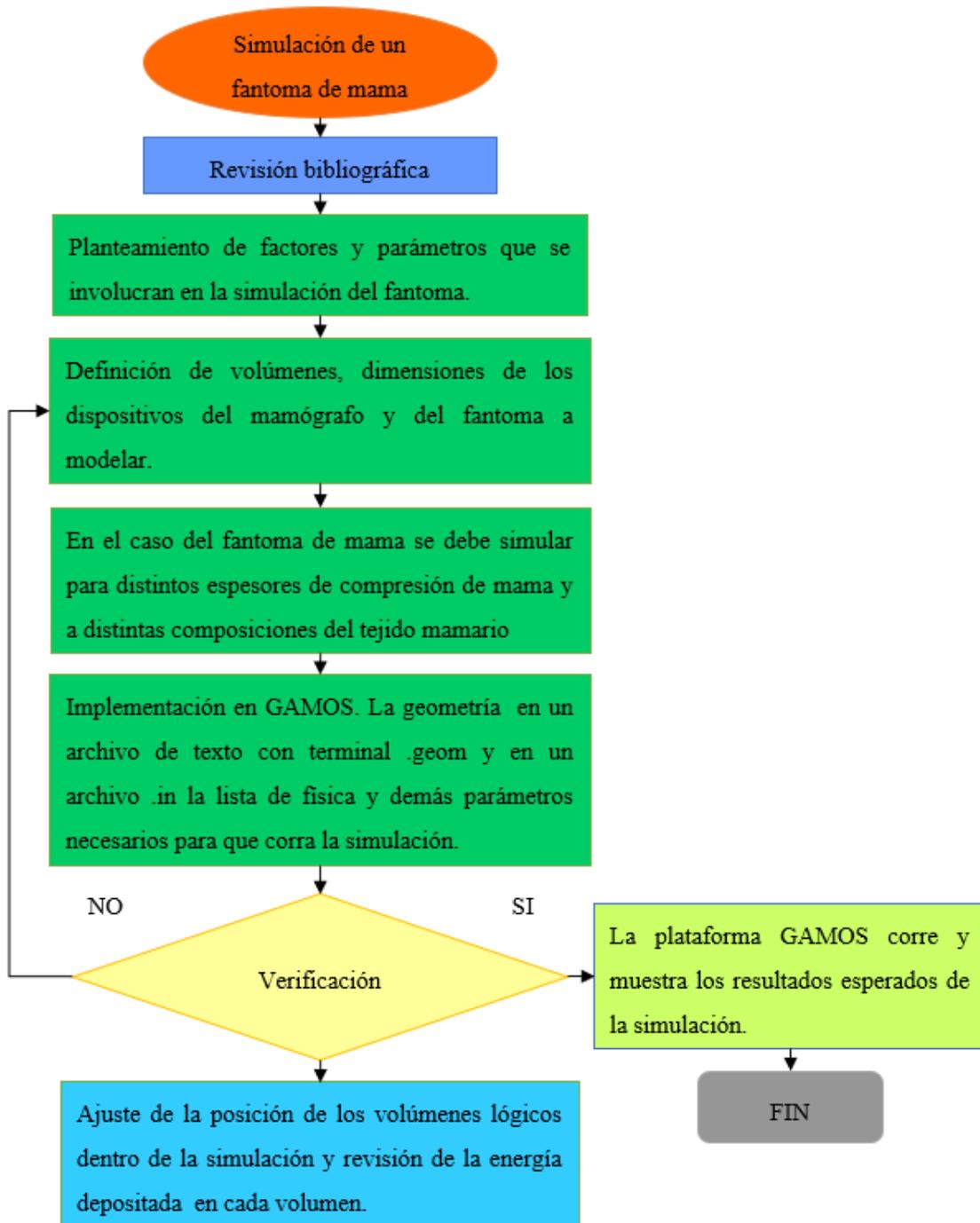


Gráfico 1-2: Operacionalización de los objetivos

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020

El fantoma de mama a simular tiene la forma semejante al Fantoma de Acreditación Mamográfica (en inglés *Mammographic Accreditation Phantom Model 015*), diseñado por la compañía CIRS que cumple con la Ley de Estándares de Mamografía (en inglés *Mammography Quality Standards Act, MQSA*), junto con la aprobación del Colegio Americano de Radiología (en inglés *American College of Radiology, ACR*); con dimensiones de 108*102*44 mm³. En este trabajo de investigación se considera las dos primeras dimensiones mientras que la tercera va a variar en 40, 45 y 50 mm, dimensión que representa el espesor de mama comprimida. Otro aspecto fundamental es la composición del tejido mamario, el Fantoma de Acreditación Mamográfica representa una composición de 50:50, mientras que en el presente trabajo se va a simular para (1:99, 25:75, 50:50, 75:25 y 99:1) % de (tejido glandular / tejido adiposo) con el fin de estudiar el comportamiento del porcentaje de glandularidad cuando aumenta o disminuye en la mama; en cuanto a los materiales, el Fantoma de Acreditación Mamográfica está fabricado de PMMA, en cambio el fantoma a simular se considera a materiales descritos en el reporte 44 de la ICRU como: piel, tejido adiposo y tejido mamario (porcentaje del tejido glandular y adiposo). En el caso de la piel en todos los espesores de mama comprimida a modelar se considera un espesor de 1.45 mm, de la misma forma la capa de tejido adiposo que rodea el tejido mamario con un espesor de 5 mm.

2.2.1. Descripción de las estructuras a simular

Además, de la simulación del fantoma de mama se va a simular los dispositivos que forman parte del equipo de mamografía como: blanco, filtro, HVL y paleta compresora como complemento para el análisis de dosimetría en el fantoma de mama.

Tabla 1-2: Dispositivos del equipo de mamografía a simular.

Objeto a simular	Forma	Dimensiones [mm]			Material
		Ancho	Largo	Espesor	
Blanco	Esfera	0.005	-	-	Molibdeno
Filtro	Caja	30	32	0.03	Molibdeno
HVL	Caja	30	32	0.03	Aluminio
Paleta Compresora	Caja	240	180	2.8	Policarbonato

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020.

El fantoma de mama está formado por una caja superior que representa la piel, por una capa intermedia que modela el tejido adiposo que cubre alrededor de la mama y la caja interna que

representa la composición del tejido mamario. El espesor del tejido tegumentario y del tejido adiposo que rodea la mama no se va a cambiar de espesor cuando se simulen en los distintos espesores de mama comprimida. En la tabla 2-2 se evidencia la conformación del fantoma de mama a simular para un espesor de 45 mm, de manera semejante se realiza para 40 y 50 mm.

Tabla 2-2: Conformación del fantoma de mama de 45 mm de espesor se compresión de mama.

Objeto a simular	Espesor [mm]	Forma	Dimensiones [mm]			Material
			Ancho	Largo	Espesor	
Sistema Tegumentario	1.45	Caja	108	102	45	Piel (ICRP)
Tejido subcutáneo	5	Caja	106.55	100.55	44.855	Tejido adiposo (ICRU)
Composición del tejido mamario	31.10	Caja	101.55	95.55	38.55	Fracciones de tejido adiposo y glandular (ICRU)

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020.

Una vez definido la forma y las dimensiones de los objetos a simular se presenta las densidades de los materiales utilizados en el fantoma de mama.

Tabla 3-2: Densidades de los materiales que conforman el fantoma de mama.

Material	Densidad [g/cm ³]
Piel	1.09
Tejido adiposo	0.95
Tejido Glandular	1.02

Fuente: (ICRU Report 44, 1989, p. 22)

Realizado por: Carrasco Cazco Maria, 2020

A continuación, se describe la determinación de la composición del tejido mamario en los diferentes porcentajes de glandularidad, que se realiza en función de la densidad (tejido glandular y adiposo) y del volumen de la caja que abarca la composición del tejido mamario. Primero se debe calcular el volumen total de la caja que va a contener el tejido mamario, luego el volumen total se multiplica por el porcentaje de glandularidad que se desee estudiar (0.01/0.99, 0.25/0.75, 0.50/0.50, 0.75/0.25, 0.99/0.01), es decir, por ejemplo en (0.01/0.99) el 0.01 representa el porcentaje del tejido glandular y

el 0.99 el tejido adiposo; una vez determinado el volumen correspondiente a cada tejido se calcula la masa de cada uno y luego se suma para obtener la masa total y finalmente conseguir la densidad en esta composición en base al volumen total y a la masa total.

Tabla 4-2: Determinación de la densidad de la composición del tejido mamario (0.01:0.99) en un espesor de 45 mm.

Parámetros	Operación	Resultados
Volumen total [cm ³]	$V_t = (101.55 * 95.55 * 38.55)mm^3 * \frac{1cm^3}{(10 mm)^3}$	373.8704
Volumen total [cm ³]*	$V_g = 0.01 * 373.8704$	3.7887
Porcentajes de glandularidad (0.01/0.99)	$V_a = 0.99 * 373.8704$	370.1316
Masa del tejido glandular [g]	$m_g = \rho_g * V_g = 1.02 \frac{g}{cm^3} * 3.7887cm^3$	3.8644
Masa del tejido adiposo [g]	$m_a = \rho_a * V_a = 0.95 \frac{g}{cm^3} * 370.1316 cm^3$	351.6250
Masa del tejido mamario [g]	$m_m = m_g + m_a = 3.8644 g + 351.6250g$	355.4894
Densidad de la composición del tejido mamario [g/cm ³]	$\rho_m = \frac{m_m}{V_t} = \frac{355.4894 g}{373.8704 cm^3}$	0.9507

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020

En realidad, en la composición 1:99 hay mayor porcentaje de tejido adiposo que glandular por lo que la densidad es muy cercana al tejido adiposo, de forma similar como se detalla en la tabla 4-2 se realiza para las demás composiciones como se presenta en la tabla 5-2.

Tabla 5-2: Composición del tejido mamario en los distintos porcentajes a estudiar.

Porcentajes de la composición del tejido mamario		Densidad de la composición del tejido mamario [g/cm ³]
Tejido Glandular (%)	Tejido Adiposo (%)	
1	99	0.9507
25	75	0.9675
50	50	0.9850
75	25	1.0025
99	1	1.0193

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020.

2.2.2. Algoritmo de las estructuras a simular

Para la implementación del fantoma de mama en la plataforma GAMOS se sigue el posterior algoritmo.

1. Inicio
2. Establecimiento de variables y parámetros afines a los dispositivos del mamógrafo y al fantoma a simular como se especifican en las tablas 1-2 y 2-2, en un texto de archivo. geom. En este archivo se establece un volumen mundo que contiene a los volúmenes lógicos (dispositivos del mamógrafo y del fantoma), también se contiene las posiciones y las rotaciones de cada elemento a simular (Anexo A).
3. Creación de un archivo de texto .in que contiene la energía de la fuente (keV), la lista de física que se aplica en la simulación, el generador primario, las acciones de usuario, filtros comandos para la determinación de la salida de datos, el comando de inicialización y el número de corridas (Anexo B).
4. Obtención de resultados por pantalla, archivos de texto.
5. Fin

2.2.3. Localización del estudio

El proyecto de investigación es de tipo teórico computacional y se desarrolló en una computadora ASUS propiedad de la autora.

2.2.4. Población del estudio

La población de estudio de este proyecto de investigación se radica en espesores de mama comprimidas de 40, 45 y 50 mm, en razón que son los más representativos de la población femenina de nuestro país (Anderson et al, p. 289), cada uno de los espesores se analizan en diferentes porcentajes del tejido glandular y adiposo (0.01:0.99, 0.25:0.75, 0.50:0.50, 0.75:0.25, 0.99:0.01) %.

2.2.5. *Tamaño de la Muestra*

No se calcula mediante la fórmula, sino se toma en consideración los tres espesores de compresión de mama en cinco composiciones del tejido mamario (Tabla 5-2), donde para cada composición se va a tomar energías de la fuente de 26, 28 y 30 keV obteniendo 45 datos.

2.2.6. *Método de Muestreo*

Es no probabilístico y se enmarca dentro del muestreo de juicio u opinión, en virtud que, según la bibliografía revisada, los espesores de compresión de mama estándares y comunes en mujeres en nuestro país suelen ser de 40, 45 y 50 mm.

2.2.7. *Técnicas de Recolección de Datos*

La técnica aplicada en este trabajo de investigación según Heaton (1988, p. 22), se enmarca dentro de la denominada datos secundarios, en virtud que la mayoría de los datos para la construcción de los dispositivos del equipo de mamografía y del fantoma se recolectaron de la bibliografía revisada. De ahí que los datos arrojados de la simulación permitan analizar la dosimetría y emitir las correspondientes conclusiones de este trabajo de investigación.

2.2.8. *Análisis Estadístico Inferencial*

Como se conoce que la estadística estudia el comportamiento de los datos en función de variables aplicadas que permiten obtener resultados y conclusiones, en este trabajo de investigación al ser de tipo cuantitativo y a la vez descriptivo se aplica la estadística descriptiva en razón que se enfoca en el análisis de las variables para proceder a la descripción de los datos y establecer la representación gráfica de los resultados de la investigación (Rey y Ramil, 2007; p. 14).

CAPÍTULO III

3. MARCO DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

En este capítulo se analiza y se discute los resultados obtenidos de la simulación del fantoma de mama en la aplicación GAMOS del código de Geant4. La plataforma GAMOS es una herramienta sencilla y flexible que no necesita que el usuario domine el lenguaje de programación de C++, debido que usa el lenguaje de scripts. En esta plataforma se puede simular aplicaciones afines a la Física Médica y Física Nuclear.

Para una mejor visualización del trabajo desarrollado se presenta la figura 1-3, que indica de forma detallada la conformación y el espacio que va a ocupar cada dispositivo simulado del mamógrafo junto con el fantoma, en la que se puede evidenciar la distancia fuente fantoma (DFF), en esta también en la parte inferior se especifica la forma y composición del fantoma de mama simulado.

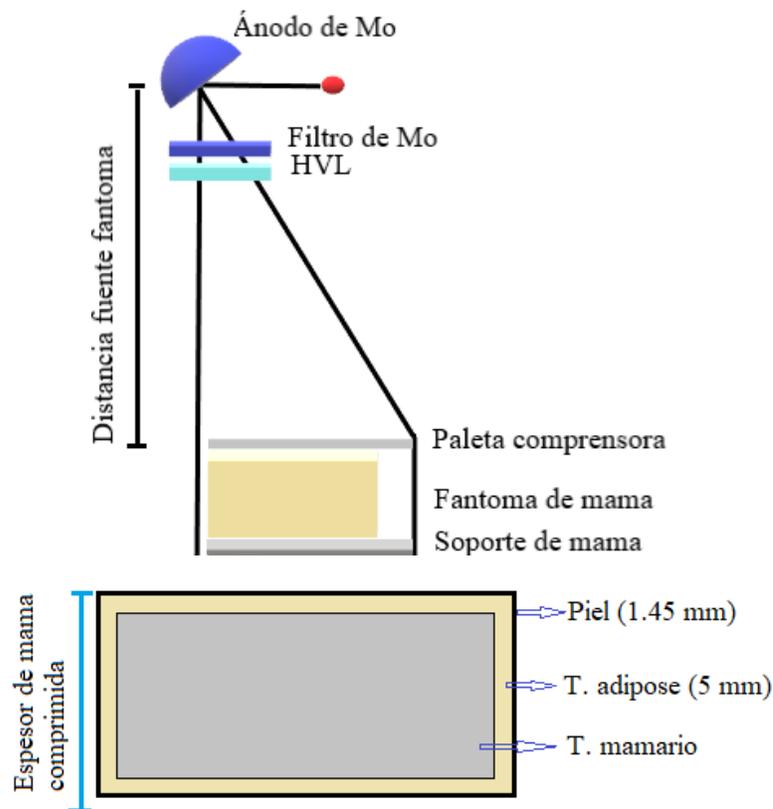


Figura 1-3: Forma de la simulación del fantoma de mama.

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020.

3.1. Espectro del ánodo de Molibdeno utilizado en la simulación

Para la simulación se utilizó espectros de Mo/Mo en 26, 28 y 30 keV. Estos se simularon en archivos diferentes del fantoma de mama, por la capacidad y el tiempo de procesar los datos; se simuló para 1×10^7 fotones; con un filtro del mismo material del ánodo de la fuente de 0.03 mm de espesor. Los datos se obtuvieron en un archivo de texto y que con la ayuda de la herramienta de Excel se obtuvo la gráfica del espectro de Mo/Mo. Cuando el haz que sale de la fuente con una 30 keV, se observa las energías características del Mo que es aproximadamente de 17.5 y 19.5 keV; en cambio para 28 y 26 keV se observa que los espectros se desplazan a la izquierda.

Es necesario recalcar la función de filtro en virtud que absorben los rayos de baja energía que no contribuyen a la formación de imagen en la práctica clínica y los de alta energía como en el caso del espectro de 30 keV se visualiza que se absorben a los fotones con energías superiores a 20 keV que en la práctica representan a los fotones que disminuyen el contraste.

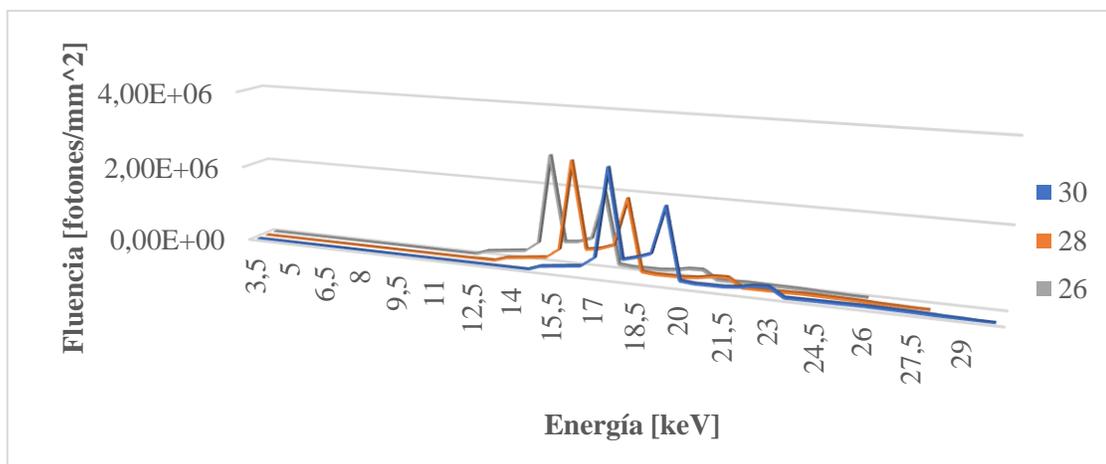


Gráfico 1-3: Espectro de Mo con filtro de 0.03 mm de Mo

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020.

3.2. Interacción de los rayos X con los volúmenes simulados.

La energía que logra atravesar el filtro de la fuente también pasa por otro filtro denominado como capa hemirreductora de 0.3 mm de Aluminio, esta tiene la capacidad de reducir la intensidad de la radiación a la mitad. Posterior a esta estructura se encuentra la paleta compresora cuya función en la práctica clínica se utiliza para comprimir la mama, por tanto, debe ser de un material resistente, pero a la vez que no atenúe mucho la radiación por eso se modeló con policarbonato (Baneva et al, 2017; p.

81), con un espesor de 3 mm, esta se encuentra a una distancia de 595 mm desde la fuente, luego sigue la conformación del fantoma de mama a una distancia de 600 mm desde la fuente. Como se requiere el análisis de dosimetría en el fantoma de mama no se consideró la necesidad de simular otros dispositivos.

En la lista de física que se aplica en la simulación es `/gamos/physicsList GmEMPhysics`, se encuentran los procesos electromagnéticos como el efecto fotoeléctrico, efecto Compton, dispersión Rayleigh, aniquilación y creación de pares. En cuanto se refiere al generador de partículas utilizado en la investigación se utilizó `/gamos/generator/addSingleParticleSource Source e- 28*keV` en este se especifica en nombre de la fuente `Source` el tipo de partículas emitidas que son electrones (e^-) y la energía de la fuente `28*keV`. También se aplicó un contador de eventos en cada volumen físico simulado `/gamos/scoring/assignClassifier2Scorer GmClassifierByPhysicalVolume nInterScorer`, para posterior determinar la energía depositada en cada volumen con la ayuda del siguiente filtro `/gamos/setParamGmStepDataHistosUA_detectorInFilter_gammaFilter_ancestorsClassifier:DataList AccumulatedEnergyDeposited`, finalmente se aplicó `/run/beamOn 10000000` parámetro que ordena, que corra una sola vez la simulación con 10000000 de eventos.

Cuando se corre la simulación en pantalla, se observa el nombre, el material y la energía umbral correspondiente a los objetos geométricos `G4LogicalVolumen` y `G4VPhysicalVolume`, que representan los dispositivos del equipo de mamografía y del fantoma. El `G4LogicalVolumen` se conoce como volumen lógico que contiene las propiedades geométricas y físicas, en este caso son el filter, HVL, pallet y Container_skin; por otro lado, `G4VPhysicalVolume` se denomina como volumen físico que representa a un volumen colocado en otro, como el Container_adipose y Container_breast.

Tabla 1-3: Umbrales de energía de los materiales en volúmenes simulados en GAMOS.

VOLUMEN	MATERIAL	DENSIDAD [g/cm ³]	UMBRALES DE ENERGIA EN [keV]
Filter	Molibdeno	10.22	11.4278
HVL	Aluminio	2.7	2.3478
Pallet	Policarbonato	1.2	1.10981
Container_skin	Piel	1.09	1.13241
Container_adipose	Tejido adiposo	0.95	0.900
Container_breast	Tejido mamario (0,01:0,99)	0.9507	0.900

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020.

Al valor mínimo de la energía de excitación, que permite que se lleven a cabo los procesos de transporte de radiación se conoce como umbrales de energía. La tabla 1-3 dispone la energía umbral de cada volumen simulado, observando que, los materiales con mayor densidad tienen umbrales de energía mayor comparado con los de baja densidad. Así, el filtro de Mo con una densidad de 10.2 g/cm³ posee un umbral de energía de 11.4278 keV, la capa hemirreductora (HVL) de Al con 2.7 g/cm³ tiene 2.3478 keV, la paleta compresora con densidad de 1.2 g/cm³ tiene 1.10981 keV, el volumen que simula la piel con 1.09 g/cm³ posee 1.13241 keV, en este caso particular el tejido mamario con (0.01 T. glandular y 0.99 T. adiposo) tiene una densidad similar al tejido adiposo que rodea el tejido mamario, por lo que el umbral de energía es el mismo ambos volúmenes (0.900 keV). Cabe mencionar que las energías umbrales correspondientes al filter, HVL, pallet, Container_skin y Conatiner_adipose no cambian respecto al kivoltaggio aplicado desde la fuente (26, 28 o 30) keV en razón que tienen las mismas densidades, excepto el Container_breast que representa la composición del tejido mamario, que varía la densidad acorde al porcentaje de glandularidad.

En el gráfico 2-3 representa la atenuación de la radiación en cada volumen simulado, desde el blanco de Mo se emite 26 keV que representa al 100% de la radiación, al interaccionar con el filtro del mismo material de la fuente atenúa el 37.85 %, la HVL un 13.59 %, la paleta compresora 3.45%, la piel el 4.19 %, la capa del tejido adiposo que rodea el tejido mamario el 2.26 %, llegando al volumen del tejido mamario un 36.26% de la radiación en este caso se considera un porcentaje de glandularidad de (0.99 T.Glandular y 0.01 T.adiposo) en un espesor de 43.05 mm, la barra última del gráfico 2-3 representa el 2.12 % energía que sale del fantoma de mama. Sumando todos los porcentajes da un total de 99.72 % con un faltante de 0.28% que representa algunas pérdidas de la radiación durante el transporte.

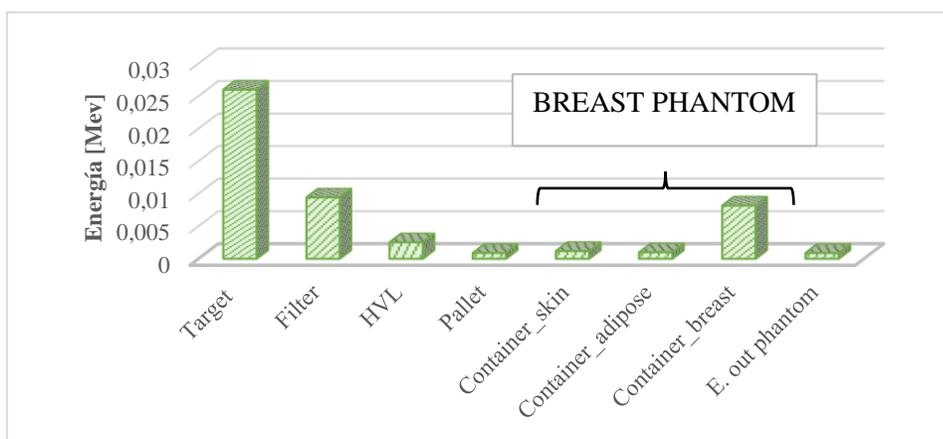


Gráfico 2-3: Transporte de energía en los volúmenes simulados en GAMOS.

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020.

Ahora bien, en los tres siguientes gráficos se muestra la deposición de energía en los espesores de compresión de 40, 45 y 50 mm en cada una de las composiciones y con los tres valores de keV utilizados en este trabajo de investigación sin considerar los espesores correspondientes a la piel y al T. adiposo que cubre el tejido mamario.

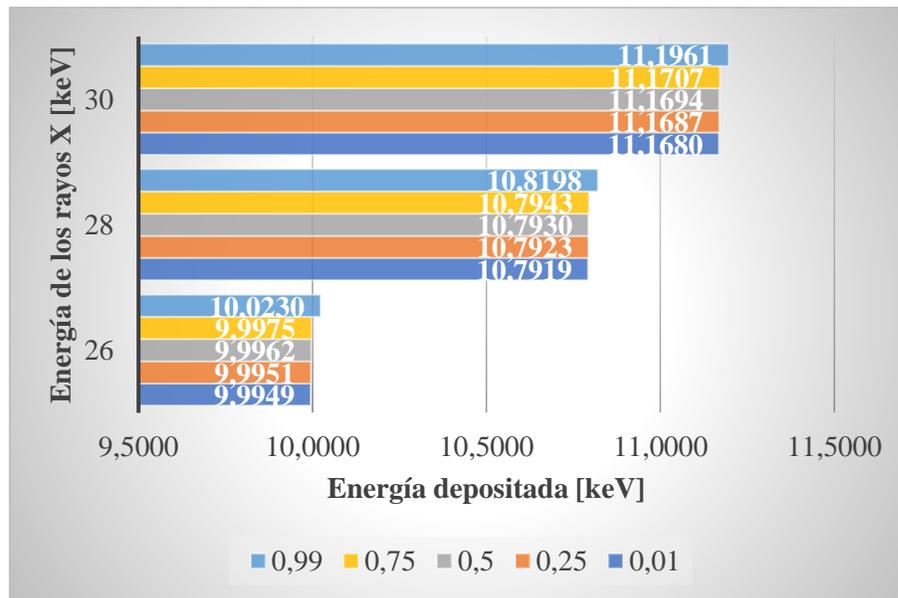


Gráfico 3-3: Energía depositada en el tejido mamario en un espesor de mama comprimida de 40 mm.

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020.

El gráfico 3-3 representa a un fantoma de espesor de 40 mm en presencia de (26, 28 y 30 keV), en los cinco porcentajes de glandularidad propuestos en el trabajo de investigación. Este indica que para un fantoma de conformación de (0.01:0.99) a 26 keV la energía depositada es de 9.9949 keV, para 28 keV es 10.7919 keV y para 30 es de 11.1680 keV; la diferencia de energía entre 26 y 28 es 0.797 keV y entre 28 y 30 keV es 0.3761 keV, lo que significa que a medida que aumenta el kilovoltaje incrementa el valor de la energía depositada en el tejido mamario. Ahora, si nos centramos en 26 keV y en la función de los porcentajes de glandularidad se tiene que para (0.01:0.99) es de 9.9949 keV, para (0.25:0.75) es de 9.9951 keV, para (0.50:0.50) es de 9.9962 keV, para (0.75:0.25) es de 9.9975 keV y para (0.99:0.01) es de 10.0230 keV, donde el comportamiento de la energía depositada aumenta aunque en un mínimo valor (2×10^{-4}), cuando incrementa el porcentaje de tejido glandular en la composición del tejido mamario; de igual forma sucede en 28 y 30 keV.

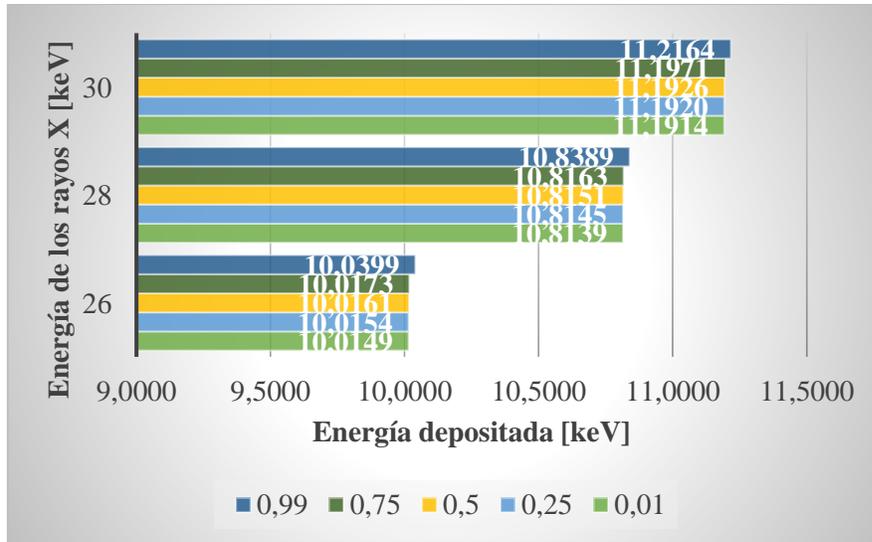


Gráfico 4-3: Energía depositada en el tejido mamario en un espesor de mama comprimida de 45 mm.

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020.

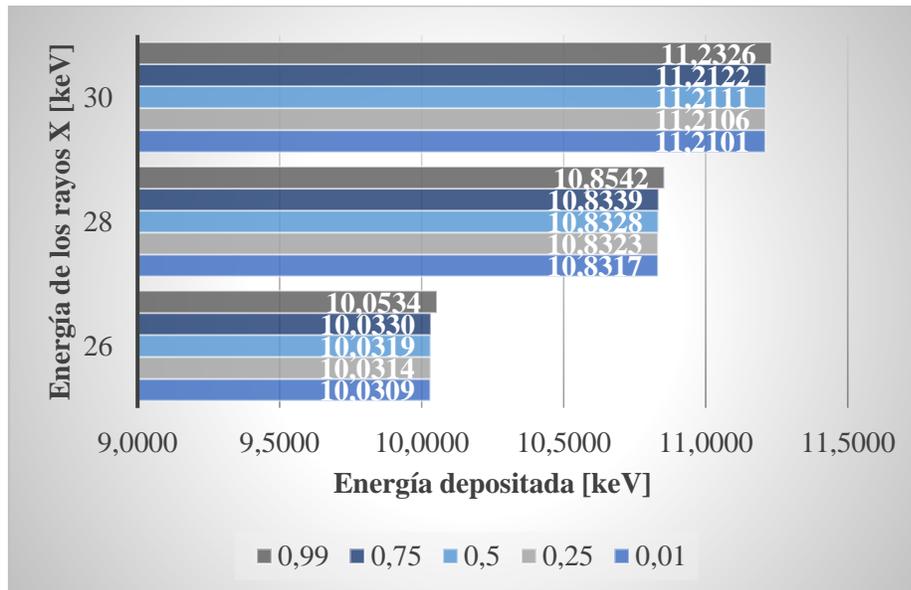


Gráfico 5-3: Energía depositada en el tejido mamario en un espesor de mama comprimida de 50 mm.

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020.

El comportamiento de los gráficos 4-3 y 5-3 son similares al gráfico 3-3, en relación a la energía depositada, kilovoltaje y composición del tejido mamario. Como cada gráfico representa a un espesor de mama comprimida, se tiene que la energía depositada en una mama de (0.01: 0.99) a 26 keV en:

40 mm de espesor es 9.9949 keV, 45 mm es de 10.0149 keV y 50 mm es de 10.0309 keV, de donde resulta que, a mayor espesor de mama comprimida aumenta la energía depositada; por tanto si aumenta el porcentaje de tejido glandular en la composición de la mama y el kilovoltaje aplicado también incrementa la energía depositada en el fantoma.

3.3. Dosimetría en el fantoma de mama

La dosis glandular media o promedio es la cantidad que muestra la dosis absorbida en el tejido mamario, existen varios métodos para determinarla; en este trabajo de investigación se va utilizar la fórmula (1.37) que nos lleva a estimar la dosis glandular media por fotones en [mGy] en función de la energía depositada en cada interacción en el fantoma multiplicado por el factor G que representa la conformación de la composición del tejido mamario, dividido para el producto de fracción del tejido glandular por la masa total sin considerar la piel. En este trabajo de investigación tampoco se va a considerar a la capa del tejido adiposo que cubre al tejido de mamario, es decir se estima DGM en el container_breast que modela el tejido mamario.

Ahora bien, si empezamos desde la piel al tener una densidad mayor que el tejido adiposo y glandular, atenúa a fotones de baja energía e incluso puede absorber mayor cantidad de la radiación, pero como tiene un espesor de 1.45 mm los deja pasar. En cuanto al tejido adiposo al tener una densidad muy baja comparada con los otros tejidos, atenúa casi nada o muy poco la radiación permitiendo pasar un número similar de fotones a lo que ingresan.

Una vez que los fotones salen de la capa del tejido adiposo, estos ingresan al volumen que contiene la representación del tejido mamario, el cual va a variar en espesor y composición. Por lo que ha visto la necesidad de representarlos gráficamente en 26, 28 y 30 keV.

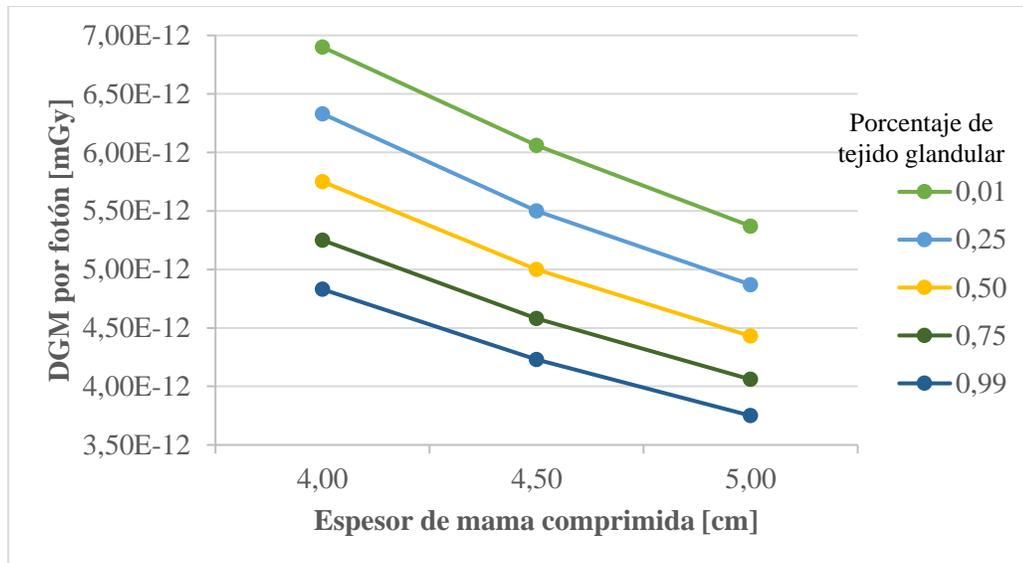


Gráfico 6-3: DGM por fotón vs espesor de mama comprimida, en diferentes porcentajes de glandularidad a 26 keV.

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020.

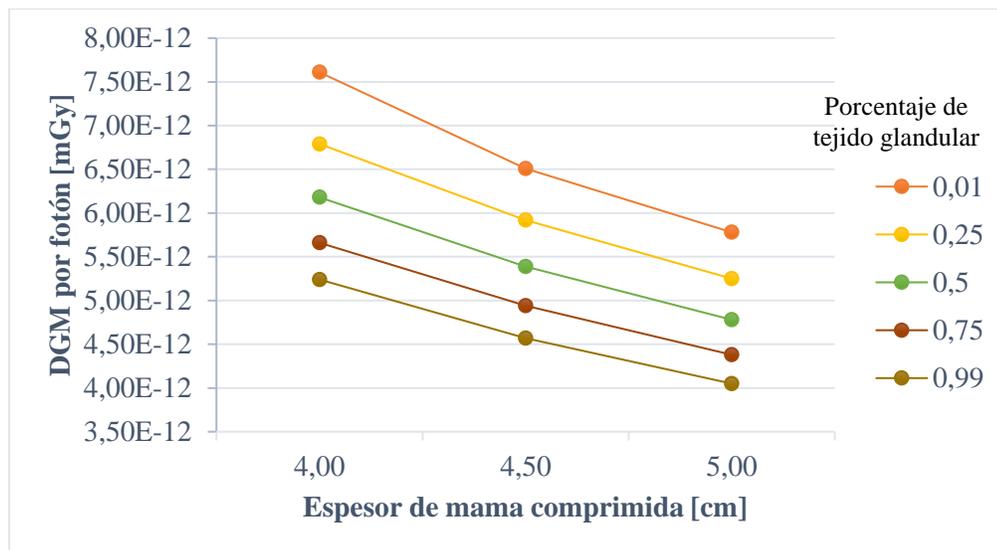


Gráfico 7-3: DGM por fotón vs espesor de mama comprimida, en diferentes porcentajes de glandularidad a 28 keV.

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020.

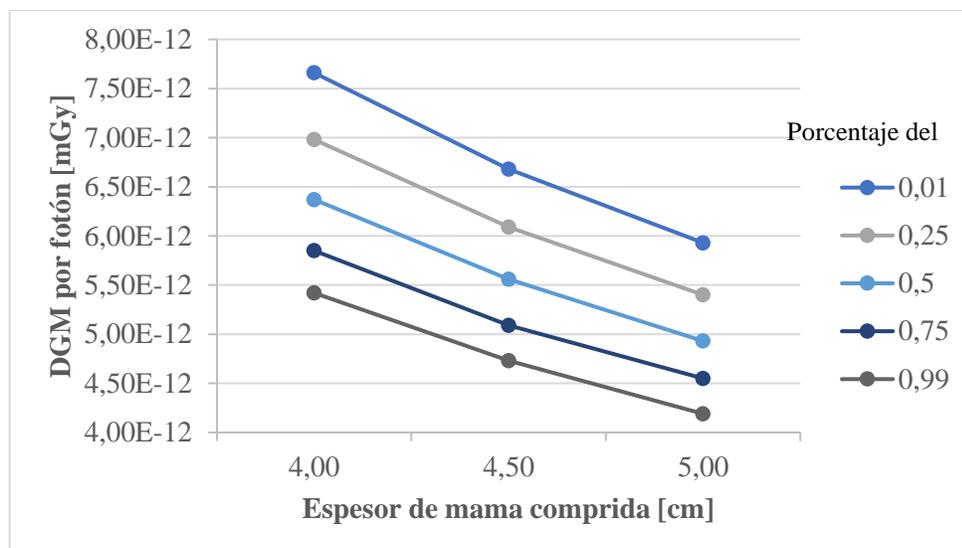


Gráfico 8-3: DGM por fotón vs espesor de mama comprimida, en diferentes porcentajes de glandularidad a 30 keV.

Realizado por: Carrasco Cazco María, 2020.

Los gráficos 6-3, 7-3 y 8-3 se puede apreciar que la DGM por fotón disminuye al aumentar el espesor de mama comprimida, en cuanto al porcentaje de glandularidad también disminuyen como se esperaba debido a que en la ecuación (1.37) está dividiendo la fracción glandular, por ello se tiene mayor DGM por fotones cuando en la composición del tejido mamario tiene un mínimo porcentaje de tejido glandular como es el caso de 0.01, en cambio a medida que se aumenta el porcentaje del tejido glandular en la composición va disminuyendo, mientras que el espesor de mama se comporta de forma inversa. Este resultado se valida ya que al comparar con los resultados de la investigación de Tucciarello et al (2019; p. 246), tiene similar comportamiento la DGM por fotones con el espesor de compresión de mama junto con los diferentes porcentajes de glandularidad. Por DGM por fotones se entiende como la probabilidad de absorción de energía por unidad de masa por fotón emitido desde la fuente; que para convertir dicho valor en DGM se debe multiplicar por el número de fotones emitidos por mAs por unidad de área irradiada.

En el presente trabajo se hizo este cálculo la DGM para espesores de 33.55, 38.55 y 43.55 mm en una composición estándar (50:50) a un kilovoltaje de 30 keV, los datos de mAs se tomó de las Directrices Europeas citadas en el trabajo de Al Kaabi et al (2013, p. 1126), donde en cuyo trabajo al fantoma lo representaron con bloques de PMMA en espesores de 20 a 70 mm, pero solo se tomó los datos de interés de 40, 45 y 50 mm con sus características como se muestra en la tabla 2-3 debido que son los espesores más cercanos a los propuestos en el trabajo de investigación.

Tabla 2-3: Dosis glandular media (DGM), para espesores de mama de 40, 45 y 50 mm según Directrices Europeas.

Espesor de PMMA [mm]	keV	mAs	Blanco/filtro	DGM calculado por Al Kaabi [mGy]	DGM Indicado por las Directrices Europeas [mGy]
40	29	88,7	Mo/Mo	2,02	1,91
45	29	111,9	Mo/Mo	2,30	2,64
50	30	130,1	Mo/Mo	2,80	2,94

Fuente: (Al Kaabi et al., 2013, p. 1126)

Realizado por: Carrasco Cazco María 2020.

Tabla 3-3: DGM para espesores de mama de 38.05, 43.05 y 48.05 mm.

Espesor del tejido mamario [mm]	DGM por fotón [mGy]	keV	mAs	Blanco/filtro	DGM calculado [mGy]
40	6.37×10^{-12}	30	88,7	Mo/Mo	1.86
45	5.56×10^{-12}	30	111,9	Mo/Mo	2.05
50	4.93×10^{-12}	30	130,1	Mo/Mo	2.19

Realizado por: Carrasco Cazco María 2020.

La tabla 3-3, se encuentran los resultados encontrados respecto a la DGM, se observa el espesor de 40 mm la DGM es de 1.86 mGy y que al compararlo con el valor indicado de DGM de la tabla 2-3 es menor, de semejante forma sucede con el espesor de 45 mm cuyo valor de DGM es de 2.05 mGy y de 50 mm es de 2.19 mGy, están bajo el límite recomendado por las Directrices Europeas, en razón a en las directrices europeas el material utilizado para los fantomas es PMMA que modela una composición de 50:50 y la densidad es de 1.18 g/cm^3 que es mayor a la densidad de la composición 50:50 (T. glandular/ T. adiposo) analizada en el presente trabajo que es de 0.9850 g/cm^3 . Además, el espesor que se calcula la DGM solo representa tejido mamario, sin considerar el 1.45 mm del espesor de la piel y 5 mm del tejido adiposo. Finalmente se concluye que los valores de DGM incrementan a mayores espesores de compresión de mama, además los valores de DGM se encuentran dentro del límite de referencia de 3 mGy.

CONCLUSIONES

Para realizar la simulación de un fantoma de utilizando GAMOS se necesita un blanco de una fuente de rayos X, de dispositivos que filtren el haz incidente desde el blanco de la fuente (filtro, HVL), una estructura que simule la paleta de compresora de mama y finalmente las característica del tejido mamario como la estructura, el espesor y la composición interna.

Se determinó que la energía depositada en el volumen que figura el tejido mamario, está en función del kilovoltaje, espesor y el porcentaje de glandularidad; obteniendo que a mayor kilovoltaje y a mayor porcentaje de tejido glandular hay mayor deposición de energía en el tejido mamario, en cuanto la DGM por fotón es inversamente proporcional al porcentaje de tejido glandular y al espesor de mama comprimida. Por otro lado, los valores de la DGM en composición estándar 50:50 (T. Glandular / T. Adiposo) a 30 keV, se encuentra dentro del límite de referencia de la técnica de mamografía.

La implementación fantoma de mama en la plataforma GAMOS fue fácil, pero el tiempo que tarda en correr la simulación por cada composición fue aproximadamente de 16 horas debido a que el ordenador utilizado, apenas contaba con 4 núcleos disponibles para la plataforma GAMOS.

RECOMENDACIONES

En base a los resultados del presente trabajo de investigación y al aporte bibliográfico se recomienda trabajar en modelos más estructurados que representen la composición y la estructura de una mama real como por ejemplo la simulación de fantasmas antropomórficos, que permitan analizar de forma detallada la dosimetría en el tejido mamario y en los tejidos aledaños.

Para obtener datos reales de la dosimetría en el tejido mamario se recomienda recolectar datos de espesores de compresión de mama y de la composición representativos en los centros de imagenología de nuestro país, donde se realicen mamografías para así establecer los niveles de referencia en esta técnica radiológica.

Se recomienda la revisión previa de requisitos de instalación y funcionamiento de la plataforma GAMOS en el manual de usuario. Además, contar un computador que tengan la capacidad suficiente que soporte a GAMOS para que el tiempo de simulación sea la mínima y además para poder utilizar todas herramientas que facilita la plataforma.

GLOSARIO

Capa Hemirreductora: Se conoce como el espesor del material que cuando se ubica en el camino de la radiación, la reduce a la mitad de su valor original (Estévez, 2018, p. 53).

Dosimetría: Determina la dosis absorbida en puntos de interés en el organismo, por ejemplo, la dosis que recibe cada órgano en una exploración dada o la dosis que es producida en la exploración en una zona específica de la entrada de los rayos X (Finestres 2012, p. 54).

Dosis Glandular Media: Es la dosis media absorbida en el tejido glandular mamario (Batista y Souza dos Santos, 2015, p.1).

Fantoma: Es una estructura volumétrica constituida por un material que simula las características físicas de un tejido particular del cuerpo humano (ICRU Report 44, 1989, p. 1).

Kilovoltaje: Esta relacionado con la energía que se emite desde la fuente e indica el grado de penetración de los rayos X en el organismo junto al contraste definido en la escala de grises. Por lo que este factor al aumentar incrementa la intensidad de la radiación en el paciente, pero el contraste baja (Jaimes, 2012, pp. 55).

Mama: También conocida como glándula mamaria, está constituida por tejido conjuntivo, adiposo y mamario (o glandular) (Blanco et al., 2017: p. 101).

Mamografía: Es un estudio radiológico que consiste en obtener imágenes de las estructuras de las mamas mediante su exposición a dosis bajas de rayos X (Guerrero, 2011, p.68).

Montecarlo: Es un método numérico que permite resolver problemas matemáticos, mediante la simulación de variables aleatorias (Stoehr, 2019, p. 2).

Radiación Indirectamente Ionizante: Esta es producida por partículas sin carga como fotones de energía superior a 10 keV (rayos x y rayos gamma) y de por neutrones, que cuando interaccionan con la materia causan ionización sea por efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares (Cherry, 2012, p. 2).

Radiación Ionizante: Consiste en partículas e incluidos los fotones, que causan separación de electrones de átomos y moléculas (Cherry, 2012, p. 2).

BIBLIOGRAFÍA

AL KAABI, F; et al. “Variation of the Breast Mean Glandular Dose According to Breast Thicknesses”. *IFMBE Proceedings* [en línea], 2013, (China) 39(1), pp. 1125-1127. [Consulta: 20 agosto 2020]. ISSN 1983-6422. Disponible en: [10.1007/978-3-642-29305-4_294](https://doi.org/10.1007/978-3-642-29305-4_294)

ALCARAZ, Miguel; & LOPEZ, Carmen. *Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico* [en línea]. 2ª ed. Murcia-España: EDITUM, 2003. [Consulta: 21 de mayo 2020]. Disponible en: <https://n9.cl/z09n>

AMERICAN BREAST CANCER FOUNDATION. *Breast Anatomy* [blog]. [Consulta: 20 mayo 2020]. Disponible en: <https://www.abcf.org/think-pink-education/breast-cancer-101/breast-anatomy>

ANDERSON, Jhon; et al. “SCIENTIFIC ANALYSIS REVEALS MAJOR DIFFERENCES IN THE BREAST SIZE OF WOMEN IN DIFERENT COUNTRIES”. *The journal of Female Health Science* [en línea], (U.S) 13 (98), pp. 268-290. [Consulta: 4 junio 2020]. Disponible en: <http://www.sciencedatabaseonline.org/ADB1/Scientific%20Article%20JOFHS.pdf>

APPLE, Sophia; et al. Normal Breast Anatomy and Histology. EN: LEE, Christoph; et al. *Breast Imaging* [en línea]. United States of America: Oxford University Press, 2018. [Consulta: 20 abril 2020]. Disponible en: <https://n9.cl/pq7g6>

ARCE, Pedro; et al. “GAMOS: A framework to do GEANT4 simulations in different physics fields with an user-friendly interface”. *Nuclear Instruments and Methods in Physics research* [en línea]. 2014, (España) 735, pp. 304-313. [Consulta: 16 mayo 2020]. ISSN 0168-9002. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nima.2013.09.036>

ATTIX, Frank. *INTRODUCTION OF RADIOLOGICAL PHYSICS AND RADIATION DOSIMETRY* [en línea]. Madison, USA: WILEY, VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004. [Consulta: 3 junio 2020]. Disponible en: <https://www.studocu.com/latam/document/universidad-de-oriente-cuba/fisica-i/otros/introduction-to-radiological-physics-and-radiation-dosimetry-f-h-attix-2004/7317782/view>

BALLON, Christofer; et al. “Optimización del código PENELOPE en el lenguaje F# para simulación del espectro de rayos x en radiodiagnóstico”. *ISSN 2017 Proceedings* [en línea], 2017, (Perú) 2, pp. 1-14. [Consulta: 13 enero 2020]. Disponible en: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/49/042/49042218.pdf

BANEVA, Yanka; et al. “Evaluation of a breast software model for 2D and 3D X-ray imaging studies of the breast”. *Physica Medica* [en línea], 2017, (Italia), 41, pp. 78-86. [Consulta: 7 enero 2020]. ISSN 172491X. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1120179717301102>

BARRIONUEVO, Natividad; et al. Mamografía. Técnicas de proyecciones y documentación. EN: INSTITUTO NACIONAL DEL CANCER. *Manual Operativo para el uso de Mamografía en Tamizaje* [en línea]. Argentina: 2016, pp. 39-62. [Consulta: 22 abril 2020]. Disponible en: <https://n9.cl/kxey>

BATISTA, W; & SOUZA DOS SANTOS, L. “CONTROL DE CALIDAD Y DOSIS GLANDULAR MEDIA EN MAMOGRAFIA CON SISTEMAS DE RADIOGRAFÍA COMPUTARIZADA”. *Radioprotección: Nuevos desafíos para un Mundo en Evolución* [en línea], 2015, (Argentina), pp. 1-10. [Consulta: 12 enero 2020]. ISSN 40301-015. Disponible en: <http://www.irpabuenosaires2015.org>

BEDOYA, Juan. CÁLCULOS DOSIMÉTRICOS MEDIANTE CÓDIGO MONTE CARLO A PARTIR DE IMÁGENES DE PECT/CT [en línea] (Trabajo de titulación). (Maestría) Universidad Nacional del Cuyo, Instituto Balseiro. Bariloche, Argentina. 2011. pp. 1-104. [Consulta: 6 enero 2020]. Disponible en: http://ricabib.cab.cnea.gov.ar/305/1/1Bedoya_Tobon.pdf

BENOV, Dobriyan. “The Manhattan Project, the first electronic computer and the Monte Carlo Method”. *Monte Carlo Methods and Applications* [en línea], 2016, (Bulgaria) 22(1), pp. 73-79. [Consulta: 13 mayo 2020]. ISSN 15693961. Disponible en: 10.1515/mcma-2016-0102

BLANCO, S; et al. “Parámetros mamográficos: compresión, dosis y discomfort”. *Revista Argentina Radiológica* [en línea], 2017, (Argentina) 81(2), pp. 100-104. [Consulta: 5 enero 2020]. ISSN 0048-7619. Disponible en: <https://n9.cl/5xjr>

BLIZNAKOVA, K; et al. “Experimental validation of a radiographic simulation code using breast phantom for X-ray imaging”. *Computers in Biology and Medicine* [en línea], 2010, (Greece) 40(2), pp. 208-214. [Consulta: 30 abril 2020]. ISSN 00104825. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.combiomed.2009.11.017>

BOLAÑOS, Sirio. Estimación computacional de la distribución interna de la dosis absorbida en un tumor sólido a partir de imágenes tomográficas [En línea] (Trabajo de titulación). (Maestría) Universidad Autónoma Metropolitana, México. 2017. pp. 1-74. [Consulta: 30 abril 2020]. Disponible en: http://mat.izt.uam.mx/mcmai/documentos/tesis/Gen.14-O/Sirio_Puchet.pdf

BONTRAGER, Kenneth. *Proyecciones radiológicas con correlación anatómica* [en línea]. 7ª ed. Barcelona-España: Elsevier, 2010. [Consulta: 24 abril 2020]. Disponible en: https://books.google.com.ec/books?id=lrxEoY9XH6EC&printsec=frontcover&hl=es&source=gbs_atb#v=onepage&q&f=false

BOONE, John. “Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-ray Beams: Monte Carlo Assessment”. *Radiology* [en línea], 1999, (California) 213(1), pp. 23-27. [Consulta: 12 mayo 2020]. ISSN 00338419. Disponible en: 10.1148/radiology.213.1.r99oc3923

BOONE, John. “Normalized glandular dose (DgN) coefficients for arbitrary x-ray spectra in mammography: Computer-fit values of Monte Carlo derived data”. *Medical Physics* [en línea], 2002, (California) 29(5), pp. 869-875. [Consulta: 12 mayo 2020]. ISSN 00942405. Disponible en: 10.1118/1.1472499

BUSHONG, Stewart. *Manual de radiología para técnicos* [en línea]. 11ª ed. Barcelona-España: Elsevier, 2017. [Consulta: 7 mayo 2020]. Disponible en: <https://n9.cl/26lnr>

BUSHONG, Stewart. *MANUAL de RADIOLOGÍA para TÉCNICOS*. 9ª ed. Houston-Texas: Elsevier, 2010. ISBN 978-84-80868636-1, pp. 1-373

BUSTAMANTE, Paola. *ANÁLISIS DE CONTRASTE Y FUERZAS DE COMPRESIÓN EN UN ESTUDIO MAMOGRÁFICO UTILIZANDO UN FANTOMA DISEÑADO CON PVAL* [en línea] (Trabajo de Titulación). (Maestría) Universidad Nacional del Cuyo, Instituto Balseiro. Bariloche, Argentina. 2017. pp. 1-137. [Consulta: 29 abril 2020]. Disponible en: <https://www.researchgate.net/publication/327211875>

CABANAS, Ana; & ARCE, Pedro. “Aplicaciones de Monte Carlo en Simulaciones de Rayos x”. *Health Medicine* [en línea], 2019, (Chile) 5(3), pp. 195-201. [Consulta: 13 mayo 2020]. Disponible en: <http://www.johamsc.com/wp-content/uploads/2019/10/JOHAMSC-53-195-201-2019-1.pdf>

CALDERÓN, Angélica; et al. “Control de calidad de imagen y dosimetría, para mamografía digital utilizando el fantoma Normi Mam Digital”. *UNICIENCIA* [en línea], 2018, (Costa Rica) 32(2), pp. 70-81. [Consulta: 6 enero 2020]. ISSN 2215-3470. Disponible en: <https://www.revistas.una.ac.cr/index.php/uniciencia/article/view/10664/13233>

CASSOLA, V; & HOFF, G. “Comparative study of computational dosimetry involving homogeneous phantoms and a voxel phantom in mammography: a discussion on applications in constancy tests and calculation of glandular dose in patients”. *Radiologia Brasileira* [en línea], 2010,

(Brasil) 43(6), pp. 395-400. [Consulta: 5 enero 2020]. ISSN 1678-7099. Disponible en: <https://n9.cl/5ptg>

CHANG, Tien-Yu; et al. “Three-layer heterogeneous mammographic phantoms for Monte Carlo simulation of normalized glandular dose coefficients in mammography”. *Scientific Reports* [en línea], 2020, (Taiwán) 10(1), pp. 1-9. [Consulta: 16 abril 2020]. ISSN 20452322. Disponible en: <https://www.nature.com/articles/s41598-020-59317-4>.

CHEN, Xinyuan. High-Resolution, Anthropomorphic, Computational Breast Phantom: Fusion of Rule-Based Structure with Patient-Based Anatomy [en línea] (Trabajo de titulación). (Maestría) Duke University. Durham, Estados Unidos. 2017. pp. 1-44. [Consulta: 6 enero 2020]. Disponible en: <https://dukespace.lib.duke.edu/dspace/handle/10161/15285>

CHERRY JR, Robert N., et al. Radiaciones Ionizantes riesgos Generales. *Ch. R. Enciclopedia de la salud y seguridad en el trabajo* [en línea], 2012. [Consulta: 15 agosto 2020]. Disponible en: <https://n9.cl/rf1qj>

CHUSIN, Thunyarat; et al. “Validation of mammographic x-ray spectra generated using Particle and Heavy Ion Transport code System”. *Physics in Medicine and Biology* [en línea], 2020, (Japón) 65(6), pp. 1-14. [Consulta: 7 mayo 2020]. ISSN 13616560. Disponible en: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6560/ab735c>

CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology. *MAMOGRAPHY ACREDITACION PHANTOM MODEL 015* [blog]. 2020. [Consulta: 3 julio 2020]. Disponible en: <https://www.cirsinc.com/products/mammography/mammographic-accreditation-phantom/>

CLAVERO, Agustín; & MOLINA, Efraín. Calidad en estudios de Mamografía [en línea]. Proyecto Integrador (*Ingeniería Biomédica*). Universidad Nacional de Córdoba, Facultad de Ciencias Exactas Física y Naturales. Córdoba, Colombia. 2016. pp. 1-229. [Consulta: 18 enero 2020]. Disponible en: <https://n9.cl/auk3>

CORTÉS, Miguel. Desarrollos y Aplicaciones de GEANT4 para radioterapia y microdosimetría en detectores y circuitos integrados [en línea] (Trabajo de titulación). (Doctoral) Universidad de Sevilla, Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Sevilla, España. 2011. pp. 1-260. [Consulta: 15 mayo 2020]. Disponible en: <https://idus.us.es/handle/11441/15762>

CUASAPUD, Jesús. TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE FOTONES INDIVIDUALES BAJO EL FRAMEWORK GAMOS [en línea] (Trabajo de titulación). (Pregrado) Universidad de Nariño, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales, Departamento de Física. San Juan de Pasto, Colombia.

2016. pp. 1-64. [Consulta: 19 mayo 2020]. Disponible en: <http://sired.udenar.edu.co/4335/1/91412.pdf>

DANCE, D; et al. “Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol”. *Physics in Medicine and Biology* [en línea], 2000, (UK) 45(11), pp. 3225-3240. [Consulta: 9 mayo 2020]. ISSN 00319155. Disponible en: <http://iopscience.iop.org/0031-9155/45/11/308>

DANCE, R. “Monte-carlo calculation of conversion factor for the estimation of mean glandular breast dose”. *Physics in Medicine and Biology* [en línea], 1990, (UK) 35(9), pp. 1211-1219. [Consulta: 13 abril 2020]. ISSN 00319155. Disponible en: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/35/9/002/pdf>

DENG, Francis; et al. *Vistas de mamografía* [blog]. [Consulta: 21 mayo 2020]. Disponible en: <https://radiopaedia.org/articles/mammography-views>

DEWERD, Larry; & KISSICK, Michael. *The Phantom of Medical and Health Physics* [en línea]. Madison-USA: Springer, 2014. [Consulta: 12 enero 2020]. Disponible en: <http://www.springer.com/series/3740>

DÍAZ, José. SIMULACIÓN MONTECARLO DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS EN HADRONTERAPIA [en línea] (Trabajo de titulación). (Maestría) Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Ciencias, Departamento de Física. Bogotá, Colombia. 2017. pp. 1-87. [Consulta: 15 mayo 2020]. Disponible en: <http://bdigital.unal.edu.co/60840/1/1057710597.2017.pdf>

DUKOV, Nikolay; et al. Creation of Computational Breast Phantoms with Extracted Abnormalities from Real Patient Images. EN: LHOTSKA, Lenka; et al. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018* [en línea]. Prague, Czech Republic: Springer, 2019, pp. 213-217. [Consulta: 14 abril 2020]. ISBN 978981109350. Disponible en: <https://n9.cl/4mzt>

ESTÉVEZ, Rodrigo. *DOSIMETRÍA RADIOLÓGICA* [en línea]. Quito-Ecuador: Edifarm, 2018. [Consulta: 30 abril 2020]. Disponible en: <http://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/14606/1/Dosimetr%C3%Ada%20radiol%C3%B3gica.pdf>

FARES, Jessica. Elaboración de un protocolo de calidad mediante el uso del fantoma de acreditación mamógrafo modelo 156 para el equipo de mamografía modelo MAMMOMAT 3000 del hospital de Especialidades Fuerzas Armadas N0.1 [en línea] (Trabajo de titulación). (Pregrado) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Facultad de Ciencias, Escuela de Física y Matemáticas. Riobamba,

Ecuador. 2015. pp. 1-129. [Consulta: 20 abril 2020]. Disponible en: <http://dspace.esepoch.edu.ec/>

FINESTRES, Fernando. *PROTECCIÓN EN RADIOLOGÍA ODONTOLÓGICA* [en línea]. Barcelona-España: Universitat de Barcelona, 2012. [Consulta: 30 abril 2020]. Disponible en: https://books.google.com.ec/books?id=yGkXo8utRTMC&printsec=frontcover&hl=es&source=gbs_atb#v=onepage&q&f=false

GAMOS Collaboration. *GAMOS User's Guide Realease 6.1.0* [en línea]. 2019, pp. 1-336. [Consulta: 16 mayo 2020]. Disponible en: http://fismed.ciemat.es/GAMOS/GAMOS_doc/GAMOS.6.1.0/GamosUsersGuide_V6.1.0.pdf

GARCIA, Lilia. DESARROLLO DE PROTOCOLO NACIONAL DE TECNICAS DE MAMOGRAFIAS OPTIMIZADAS A PARTIR DE LA ESTIMACION DE DOSIS GLANDULAR PROMEDIO [en línea] (Trabajo de titulación). (Licenciatura) Universidad Central de Venezuela, Facultad de Ciencias. Caracas, Venezuela. 2017. pp.1-91. [Consulta: 21 abril 2020]. Disponible en: <https://www.researchgate.net/publication/327211875>

GUERRERO, J. “El rol de la mamografía en el diagnóstico del cáncer de mama”. *Carcinos* [en línea]. 2011, (Perú) 2(1), pp. 68-75. [Consulta: 15 agosto 2020]. Disponible en: <http://repebis.upch.edu.pe/articulos/carcinos/v1n2/a6.pdf>

GLICK, Stephen; & IKEJIMBA, Lynda. “Advances in digital and physical anthropomorphic breast phantoms for x-ray imaging”. *Medical Physics* [en línea]. 2018, (USA) 45(10), pp. 870-885. [Consulta: 27 mayo 2020]. ISSN 4783-4782. Disponible en: <https://doi.org/10.1002/mp.13110>

GRAY, Ander; et al. “Towards an interval particle transport monte carlo method”. *Proceeding of the 29th European Safety and Reliability Conference* [en línea], 2019, (UK), pp. 1-8. [Consulta: 13 mayo 2020]. ISSN 1245-4781 Disponible en: https://www.researchgate.net/profile/Ander_Gray/publication/333001426_Towards_an_interval_particle_transport_monte_carlo_method/links/5cd58e2d299bf14d95893676/Towards-an-interval-particle-transport-monte-carlo-method.pdf

HEATON, J. “Secondary analysis of quantitative data”. *Social Research Update* [en línea], 1998. [Consulta: 4 julio 2020]. Disponible en: <http://www.soc.surrey.ac.uk/sru/SRU22.html>

HERNÁNDEZ, Oscar. *Talleres de física y biofísica para medicina* [en línea]. 2^a ed. Barranquilla-Colombia: Universidad del Norte, 2014. [Consulta: 8 mayo 2020]. Disponible en: <https://n9.cl/3540>

HERRANZ, Elena. Simulaciones Monte Carlo para radioterapia intraoperatoria con haces de

electrones [en línea] (Trabajo de titulación). (Doctoral) Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Ciencias Físicas, Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Madrid, España. 2018. pp. 1-205. [Consulta: 15 de mayo 2020]. Disponible en: <https://eprints.ucm.es/47593/1/T39915.pdf>

HUAMANI, Yemby. Construcción y caracterización de materiales equivalentes a los tejidos humanos para su interacción con los rayos en radioterapia mediante el código PENELOPE [en línea] (Trabajo de titulación). (*Licenciatura*). Universidad Nacional de San Agustín, Facultad de Ciencias Naturales y Formales, Escuela Profesional de Física. Arequipa, Perú. 2018. pp. 1-89. [Consulta: 4 junio 2020]. Disponible en: <http://repositorio.unsa.edu.pe/handle/UNSA/7279>

HURTADO, Jorge; et al. “Hybrid Computational Phantoms Representing the Reference Adult Male and Adult Female: Construction and Applications for Retrospective Dosimetry”. *Health Physics* [en línea], 2012, (USA) 102(3), pp. 292-304. [Consulta: 17 enero 2020]. ISSN 00179078. Disponible en: 10.1097/HP.0b013e318235163f

ICRP Publicación 113. Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica [en línea]. 2008, pp. 1-277. [Consulta: 13 junio 2020]. Disponible en: https://www.icrp.org/docs/P103_Spanish.pdf

ICRP PUBLICATION 60. Annals of the ICRP [en línea]. 1991, pp. 1-95. [Consulta: 13 junio 2020]. Disponible en: https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_21_1-3

ICRU Report 44. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement [en línea]. 1989, pp. 1-187. [Consulta: 5 junio 2020]. Disponible en: <https://doi.org/10.1093/jicru/os23.1.Report44>

ICRU Report 85. FUNDAMENTAL QUANTITIES AND UNITS FOR IONIZING RADIATION [en línea]. 2011, pp. 1-35. [Consulta: 11 junio 2020]. Disponible en: <https://doi.org/10.1093/jicru/ndr012>

IKEDA, Debra. *Radiología de Mama* [en línea]. Stanford-California: Elsevier, 2005. [Consulta: 22 abril 2020]. Disponible en: <https://n9.cl/q9sa>

INSTITUTO CATALAN DE LA SALUD. *Técnico Especialista en Radiodiagnóstico de Atención Primaria* [en línea]. Sevilla- España: MAD, 2006. [Consulta: 21 de mayo 2020]. Disponible en: <https://n9.cl/85ai>

INSTITUTO NACIONAL DEL CÁNCER. *Definición de dosimetría* [blog]. [Consulta: 30 abril 2020]. Disponible en: <https://n9.cl/2lj8>

JAIMES, David. “Influencia de las características de la rejilla y las técnicas radiográficas en la calidad radiográfica enfocándonos en el contraste”. *ING-NOVACIÓN* [en línea], 2012, (Argentina), pp. 51-56. [Consultado: 21 mayo 2020]. ISSN 2221-1136. Disponible en: www.redicces.org.sv/jspui/bitstream/10972/1949/1/6.%20Influencia%20de%20las%20caracteristicas%20de%20la%20rejilla%20y%20las%20tecnicas%20radiograficas.pdf

LOPEZ, Antonio. *Técnico Superior Sanitario de Radiodiagnóstico* [en línea]. Madrid-España: Editorial Cep, 2017. [Consulta: 23 mayo 2020]. Disponible en: <https://n9.cl/la1t>

LOPEZ, Antonio. *Técnico/a Especialista en Radiodiagnóstico* [en línea]. Madrid-España: Editorial Cep, 2017. [Consulta: 23 mayo 2020]. Disponible en: https://books.google.com.ec/books?id=cx0_DwAAQBAJ&printsec=frontcover&hl=es&source=gsb_atb#v=onepage&q&f=false

LOS ALAMOS. *A general Monte Carlo N-particle (MNCP) Transport Code* [blog]. [Consulta: 15 mayo 2020]. Disponible en: <https://mcnp.lanl.gov/>

MA, Andy; & ALGHAMDI, Ali. “Development of a Realistic Computational Breast Phantom for Dosimetric Simulations”. *Progress in NUCLEAR SCIENCE and TECHNOLOGY* [en línea], 2011, (Arabia Saudita) 2, pp. 147-152. [Consulta: 6 enero 2020]. ISSN 2185-4823. Disponible en: <https://pdfs.semanticscholar.org/e38d/48d9862dd0331815aea9cf851d652c743c99.pdf>

MARTÍNEZ, Damarys; et al. “Comparación de la calidad de imagen en Mamografía de Contraste de Fase vs. Mamografía Digital”. *Revista Cubana de Ciencias Informáticas* [en línea], 2017, (Cuba) 11(1), pp. 92-105. [Consulta: 6 enero 2020]. ISSN 2227-1899. Disponible en: <http://scielo.sld.cu/pdf/rcci/v11n1/rcci07117.pdf>

MERCADO, Alfredo. NUEVO MÉTODO DE MUESTREO PARA DISPERSIÓN COMPTON DE FOTONES IONIZANTES EN AGUA POR MONTE CARLO [en línea] (Trabajo de titulación). (Licenciatura) Universidad Autónoma del Estado de México, Facultad de Ciencias, Departamento de Física. México. 2016. pp. 1-103. [Consulta: 9 junio 2020]. Disponible en: <https://core.ac.uk/download/pdf/80533856.pdf>

MONTENEGRO, Jorge. Geometrías Antropomórficas en Geant4 [en línea] (Trabajo de titulación). (Maestría) Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Ciencias, Departamento de Física. Bogotá, Colombia. 2018. pp. 1-93. [Consulta: 18 mayo 2020]. Disponible en: http://bdigital.unal.edu.co/63664/1/TesisMSc_%20JorgeMontenegro.pdf

MURPHY, Andrew; et al. *Focal Spot* [blog]. [Consulta: 21 mayo 2020]. Disponible en:

<https://radiopaedia.org/articles/focal-spot>

NEIRA, Paulina. “Densidad mamaria y el riesgo de cáncer mamario”. *Revista Médica Clínica Las Condes* [en línea], 2013, (Chile) 24(1), pp. 122-130. [Consulta: 13 enero 2020]. ISSN 07168640. Disponible en: <https://cutt.ly/ByUArgd>

NÓBREGA, Weiner. “APLICACIONES DEL MÉTODO MONTE CARLO EM DOSIMETRÍA Y PROBLEMAS DE LA FÍSICA MÉDICA”. *ResearchGate* [en línea], 2017, (México), pp. 1-13. [Consulta: 13 mayo 2020]. ISSN 0798-1015. Disponible en: 10.13140/RG.2.2.27702.60480

NOSRATIEH, Anita; et al. “Mean glandular dose coefficients (DgN) for x-ray spectra used in contemporary breast imaging systems”. *Physics in Medicine and Biology* [en línea], 2015, (USA) 60(18), pp. 7179-7190. [Consulta: 1 mayo 2020]. ISSN 13616560. Disponible en: 10.1088/0031-9155/60/18/7179

OCAMPO, J; et al. “Simulación de espectros de rayos X en mamografía por el método de Monte Carlo”. *Revista Colombiana de Física* [en línea], 2012, (Colombia) 44(1), pp. 1-5. [Consulta: 6 mayo 2020]. ISSN 0120-2650. Disponible en: <http://revcolfis.org/ojs/index.php/rcf/article/download/440101/358>

OLAYA, H; et al. “Evaluación de Alto y Bajo Contraste en Imágenes Radiográficas y Poder de Penetración de la Energía Producida por Equipos de Rayos X de Uso Médico”. *Revista Colombiana de Física* [en línea], 2010, (Colombia) 42(2), pp. 94-96. [Consulta: 24 abril 2020]. Disponible en: <http://revcolfis.org/ojs/index.php/rcf/article/download/420207/60>

OTAMENDI, Javier. Las etapas en la gestación del Método Montecarlo. EN: A. H. E.P.E. *HISTORIA DE LA PROBABILIDAD Y LA ESTADÍSTICA (III)* [en línea]. España: Delta, Publicaciones Universitarias, 2000, pp. 117-130. [Consulta: 12 mayo 2020]. Disponible en: <https://n9.cl/mux7>

PASTON, Astley. *On the Anatomy of the Breast* [en línea]. London-Longman: 1840. [Consulta: 20 abril 2020]. Disponible en: <https://n9.cl/5qbn>

PINSKY, Lawrence. “Monte Carlo Transport Code for use in the Space Radiation Environmental”. *THREE-Monte Carlo Transport Code* [en línea]. 2015, (Houston), pp. 1-12. [15 mayo 2020]. Disponible en: <https://three.jsc.nasa.gov/articles/THREE-Monte>

PODGORSAK, Ervin. Interaction of Photons with Matter. EN: Radiation Physics for Medical Physicists [en línea]. Canada, 2006, pp. 186-260. [Consulta: 4 junio 2020]. Disponible en: 10.1007/3-

RAMOS, Miguel. Evaluación con métodos de Monte Carlo de equipos de mamografía digital del programa de cribado de la Comunidad Valenciana [en línea] (Trabajo de titulación). (Doctoral) Universidad Politécnica de Valencia, Departamento de Ingeniería Química y Nuclear. Valencia, España. 2006. pp. 1-144. [Consulta: 1 mayo 2020]. Disponible en: <https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/1861/tesisUPV2540.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

RAMOS, Oswaldo; & VILLAREAL, Manuel. “DETERMINACION DE UN METODO DE CALCULO DE SOSIS GLANDULAR PROMEDIO EN EXAMENES DE MAMAOGRAFIA CONVENCIONAL”. *Revista Chilena de Radiología* [en línea], 2009, (Chile) 15(4), pp. 197-200. [Consulta: 6 enero 2020]. ISSN 071799308. Disponible en: <https://scielo.conicyt.cl/pdf/rchradiol/v15n4/art07.pdf>

SALVAT, Frances. *PENELOPE-2014: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. Barcelona-España: OECD, 2015, pp. 1-380.

SARNO, A; et al. “Monte Carlo calculation of monoenergetic and polienergetic DgN coefficients for mean glandular dose estimates in mammography using a homogeneous breast model”. *Physics in Medicine and Biology* [en línea], 2019, (UK) 64(12), pp. 1-12. [Consulta: 9 mayo 2020]. ISSN 13616560. Disponible en: [10.1088/1361-6560/ab253f](https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab253f)

SELLERICO, Pedro. Construcción y Caracterización de un maniquí de pulmón y Tejido Blando, para calibración de haces de rayos-X de 6 MeV para radioterapia [en línea] (Trabajo de titulación). (Licenciatura) Universidad Nacional de San Agustín, Facultad de Ciencias Naturales y Formales, Escuela Profesional de Física. Arequipa, Perú. 2017. pp. 1-85. [Consulta: 3 junio 2020]. Disponible en: <http://repositorio.unsa.edu.pe/handle/UNSA/5028>

STOEHR, Julien. *Méthodes de Monte Carlo* [en línea]. París, Francia: Département MIDO, 2019. [Consulta: 13 mayo 2020]. Disponible en: https://www.ceremade.dauphine.fr/~stoehr/M1_Monte_Carlo/Cours_Monte_Carlo.pdf

TUCCIARIELLO, L; et al. “Monte Carlo Methods for Assessment of the Mean Glandular Dose in Mammography: Simulation In Homegeneous Phantom”. *Proceedings of the 12 th international Join Conference in Biomedical Engineering System and Technologies* [en línea], 2019, (Italy), pp. 242-249. [Consulta: 31 julio 2020]. ISBN: 978-989-758-353-7. Disponible en: [10.5220-000748220249](https://doi.org/10.5220/000748220249)

VASSILIEV, Oleg. *Monte Carlo Methods for Radiation Transport*. Houston- Texas: Springer, 2017. ISBN 978-3-319-44140-5, pp. 1-292

WHITE, Stuart; & PHAROAH, Michael. *Radiología oral Principios e Interpretación* [en línea]. 4ª ed. Madrid-España: Elsevier, 2001. [Consulta: 23 mayo 2020]. Disponible en: https://books.google.com.ec/books?id=O8BHQTIFSY8C&printsec=frontcover&hl=es&source=gbs_atb#v=onepage&q&f=false

WU, Xizeng; et al. “Spectral Dependence of Glandular Tissue Dose in Screen-Film Mammography”. *Radiology* [en línea], 1991, 179(1), pp. 143-148. [Consulta: 9 mayo 2020]. ISSN 00338419. Disponible en: 10.1148/radiology.179.1.2006265

XU, George. “An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-year history”. *Physics in Medicine and Biology* [en línea], 2014, (USA) 59(18), pp. 233-302. [Consulta: 29 de abril 2020]. ISSN 13616560. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4169876/>

ANEXOS

En esta sección se muestran los archivos de textos que se utilizaron en la simulación del fantoma de mama.

Anexo A: Archivo de texto para la reconstrucción de la geometría de los dispositivos del equipo de mamográfica junto con el fantoma de mama a simular (.geom).

Las siguientes líneas de código definen la geometría de la simulación de este trabajo de investigación. De la línea 1 a la 3 se define el volumen mundo (contiene a todos los volúmenes) y la matriz rotación, desde la línea 4 se encuentran los parámetros utilizados en la simulación, así en 4 es el radio de la fuente, desde 5 a 7 son las dimensiones del filtro, 8 es el espesor de HVL, de 9 a 11 son las dimensiones de la paleta compresora, de 12 a 14 son las dimensiones del fantoma de mama, 15 representa la distancia fuente fantoma de 600 mm, 16 representa el espesor de la piel, desde 17 a 19 es el volumen de que abarca la capa del tejido adiposo, 20 es el espesor de del tejido adiposo, de 21 a 23 es el volumen que representa el tejido mamario y de 24 a 29 son parámetros relacionados con el porcentaje de glandularidad. Los materiales utilizados se encuentran desde 30 a 32 estos se obtuvieron de la base de datos NIST e ICRU 44 que tiene la plataforma GAMOS, desde 33 a 35 se define el volumen y la posición de la fuente, así también el filtro desde 36 a 39, de 40 a 45 el volumen y la posición de la HVL de igual forma la paleta compresora desde 44 a 45 y de 48 a 57 el volumen junto a los materiales que representan el fantoma de mama. Y la línea 59 es un comando que verifica que los volúmenes no se superpongan.

[1]:ROTM RM0 0. 0. 0.

[2]:VOLUME world BOX 1000. 1000. 1600. G4_AIR

[3]:VIS world OFF

[4]:P OUTR_T 0.005*mm

[5]:P BF_X 30.0*mm

[6]:P BF_Y 32.0*mm

[7]:P BF_Z 0.03*mm

[8]:P BHVL_Z 0.3*mm

[9]:P BPSD_X 180.0*mm

[10]:P BPSD_Y 240.0*mm

[11]:P BP_Z 3.0*mm

[12]:P BBP_X 108.0*mm
 [13]:P BBP_Y 102.0*mm
 [14]:P BBP_Z 40.0*mm
 [15]:P DSP 600.0*mm
 [16]:P TS 1.45*mm
 [17]:P BBPA_X \$BBP_X-\$TS
 [18]:P BBPA_Y \$BBP_Y-\$TS
 [19]:P BBPA_Z \$BBP_Z-\$TS
 [20]:P TA 5.0*mm
 [21]:P BBPB_X \$BBPA_X-\$TA
 [22]:P BBPB_Y \$BBPA_Y-\$TA
 [23]:P BBPB_Z \$BBPA_Z-\$TA
 [24]:P VOLUMEN_A \$BBPB_X*\$BBPB_Y*\$BBPB_Z
 [25]:P VOLU_cm \$VOLUMEN_A/(10*10*10)*cm3
 [26]:P MA 0.95*(0.99*\$VOLU_cm)
 [27]:P MG 1.02*(0.01*\$VOLU_cm)
 [28]:P MC \$MA+\$MG
 [29]:P DC \$MC/\$VOLU_cm // Density of the composition

 [30]:MIXT COMPOSITION \$DC 2 // This composition is of 50%/50%
 "ICRU46_Adipose tissue Adult :2" 1./2.
 "ICRU46_Breast-mammary gland Adult :2" 1./2.
 [31]:MIXT "ICRU46_Adipose tissue Adult :2" 0.95 7
 G4_H 0.114
 G4_C 0.598
 G4_O 0.007
 G4_N 0.278
 G4_Na 0.001
 G4_S 0.001
 G4_Cl 0.001
 [32]:MIXT "ICRU46_Breast-mammary gland Adult :2" 1.02 8
 G4_H 0.106
 G4_C 0.332
 G4_O 0.03
 G4_N 0.527

G4_Na 0.001
G4_P 0.001
G4_S 0.002
G4_CI 0.001
[33]:VOLU Target ORB \$OUTR_T G4_Mo
[34]:COLOR Target 1 0 0
[35]:PLACE Target 1 world RM0 0. 0. -\$OUTR_T
[36]:VOLU Filter BOX \$BF_X \$BF_Y \$BF_Z G4_Mo
[37]:PLACE Filter 1 world RM0 0. 0. -0.5
[38]:COLOR Filter 0. 1. 0.7
[39]:VIS Filter ON
[40]:VOLU HVL BOX \$BF_X \$BF_Y \$BHVL_Z G4_AI
[41]:PLACE HVL 1 world RM0 0. 0. -1.0
[42]:COLOR HVL 1. 0.7 0.7
[43]:VIS HVL ON
[44]:VOLU Pallet BOX \$BPSD_X \$BPSD_Y \$BP_Z G4_POLYCARBONATE
[45]:PLACE Pallet 1 world RM0 0. 0. -595.0
[46]:COLOR Pallet 1. 0. 1.
[47]:VIS Pallet ON
[48]:VOLU Container_skin BOX \$BBP_X \$BBP_Y \$BBP_Z G4_SKIN_ICRP
[49]:PLACE Container_skin 1 world RM0 0. 0. -\$DSP-45.0
[50]:COLOR Container_skin 1. 1. 1.
[51]:VIS Container_skin ON
[52]:VOLU Container_adipose BOX \$BBPA_X \$BBPA_Y \$BBPA_Z "ICRU46_Adipose tissue
Adult :2"
[53]:PLACE Container_adipose 1 Container_skin RM0 0. 0. 0.
[54]:COLOR Container_adipose 0.5 0.5 0.5
[55]:VIS Container_adipose ON
[56]:VOLU Container_breast BOX \$BBPB_X \$BBPB_Y \$BBPB_Z COMPOSITION
[57]:PLACE Container_breast 1 Container_adipose RM0 0. 0. 0.
[59]:CHECK_OVERLAPS * ON

Anexo B: Archivo de texto para la simulación y generación de eventos (.in).

Las siguientes líneas de código de guardaron en una extensión .in, este funciona como un archivo de texto o script maestro que se corre en la terminal de la plataforma GAMOS, la primera línea es el nivel de información que requiere el usuario en este caso es de nivel 3, este nivel nos ofrece una información detallada de los fenómenos físicos que sucede en cada corrida o evento y los resultados muestran por pantalla. La 2 y 3 ubican el archivo de la geometría en este caso es phantom50.geom. La 4 muestra la lista de física de Geant4 correspondiente a los procesos electromagnéticos, la línea 5 y 6 selecciona un generador de eventos que carga previamente la simulación. Desde la 7 a la 10 muestra la generación de un blanco con una energía de 28 keV (o cambia en el caso de 26 y 30 keV), el tiempo de distribución es constante se mantiene en cero y se encuentra en la posición 0. 0. 0., de la 11 a la 14 es la creación de contador y clasificador de las partículas en cada volumen físico, de la 15 a la 16 muestra una acción de usuario para obtener datos de la energía inicial cinética, de la 17 a la 21 se crea el respectivo filtro y clasificación para la obtención de la energía depositada, 22 selecciona un archivo auxiliar para la visualización de la gráfica en VRML y finalmente 23 ordena una corrida con un 10000000 de eventos.

```
[1]/tracking/verbose 3
[2]/gamos/setParam GmGeometryFromFile:FileName phantom50.geom
[3]/gamos/geometry GmGeometryFromFile
[4]/gamos/physicsList GmEMPhysics
[5]/gamos/generator GmGenerator
[6]/run/initialize
[7]/gamos/generator/addSingleParticleSource Source e- 28*keV
[8]/gamos/generator/timeDist Source GmGenerDistTimeConstant 0
[9]/gamos/generator/energyDist Source GmGenerDistEnergyConstant 28*keV
[10]/gamos/generator/positionDist Source GmGenerDistPositionPoint 0. 0. 0.
[11]/gamos/scoring/createMFDetector nInterDet *
[12]/gamos/scoring/addScorer2MFD nInterScorer GmG4PSNofCollision nInterDet
[13]/gamos/scoring/assignClassifier2Scorer GmClassifierByPhysicalVolume nInterScorer
[14]/gamos/scoring/addFilter2Scorer GmGammaFilter nInterScorer
[15]/gamos/setParam GmDataTTreeUA:StepDataList InitialKineticEnergy
[16]/gamos/userAction GmDataTTreeUA
```

[17]/gamos/filter gammaFilter GmPrimaryFilter

[18]/gamos/classifier ancestorsClassifier GmClassifierBy1Ancestor 1

[19]/gamos/setParamGmStepDataHistosUA_detectorInFilter_gammaFilter_ancestorsClassifier:DataList AccumulatedEnergyDeposited

[20]/gamos/setParamGmStepDataHistosUA_detectorInFilter_gammaFilter_ancestorsClassifier:FileName GammasDetector

[21]/gamos/userAction GmStepDataHistosUA_detectorInFilter_gammaFilter_ancestorsClassifier

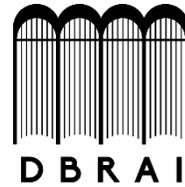
[22]/control/execute visVRML2FILE.in

[23]/run/beamOn 10000000



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

**DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS PARA EL
APRENDIZAJE Y LA INVESTIGACIÓN**



UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS
REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Fecha de entrega: 05 / 10 /2020

INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)
Nombres – Apellidos: <i>María Zuleima Carrasco Cazco</i>
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Facultad: Ciencias
Carrera: Biofísica
Título a optar: Biofísica
f. Analista de Biblioteca responsable: Lic. Luis Caminos Vargas Mgs.

**LUIS
ALBERTO
CAMINOS
VARGAS**

Firmado digitalmente por
LUIS ALBERTO CAMINOS
VARGAS
Nombre de reconocimiento
(DN): c=EC, I=RIOBAMBA,
serialNumber=0602766974,
cn=LUIS ALBERTO
CAMINOS VARGAS
Fecha: 2020.10.05 14:44:08
-05'00'



0333-DBRAI-UPT-2020