

**DETERMINACIÓN DE LOS NIVELES DE REFERENCIA  
RADIOLÓGICA EN LAS ÁREAS DE MAMOGRAFÍA Y RAYOS X, EN  
MEDICAL PROMOVIDA, PARQUE ESPÍRITU SANTO DE LA  
CIUDAD DE POPAYÁN UTILIZANDO MODELOS BIO-  
APROXIMADOS**



**Diana Carolina Muñoz Mamian**

**Universidad del Cauca  
Facultad de Ciencias Naturales, Exactas y de la Educación  
Departamento de Física  
Popayán  
2024**

**DETERMINACIÓN DE LOS NIVELES DE REFERENCIA  
RADIOLÓGICA EN LAS ÁREAS DE MAMOGRAFÍA Y RAYOS X, EN  
MEDICAL PROMOVIDA, PARQUE ESPÍRITU SANTO DE LA  
CIUDAD DE POPAYÁN UTILIZANDO MODELOS BIO-  
APROXIMADOS**

**Diana Carolina Muñoz Mamian**

TRABAJO DE GRADO PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERA FÍSICA

**Director: Diego Fernando Coral Coral**

Ingeniero Físico

Doctor en Ciencias Exactas, Área Física

**Codirección: Martha Isabel Salazar Urbano**

Ingeniera Biomédica

Magister en Gestión de Organizaciones y Proyectos

**Universidad del Cauca**

**Facultad de Ciencias Naturales, Exactas y de la Educación**

**Departamento de Física**

**Popayán**

**2024**

**NOTA DE ACEPTACIÓN**

---

---

---

---

---

---

---

---

Director de Pasantía  
Dr. Diego Fernando Coral Coral

---

Jurado  
Mg. Elkin Javier Durán Alméciga

---

Jurado  
Ing. Richard Eduardo Carvajal Muñoz

Lugar y fecha de sustentación: Popayán, 12 de abril de 2024

## **AGRADECIMIENTOS**

Quisiera expresar mi profundo agradecimiento a Dios por ser mi guía constante en este viaje académico y por brindarme fuerza y sabiduría en cada paso del camino.

A mis padres, quienes han sido mi mayor inspiración y apoyo incondicional. Su amor, sacrificio y aliento constante han sido fundamentales para alcanzar este logro. Sin su amor y apoyo, nada de esto sería posible. A mi familia, por su amor incondicional, paciencia y comprensión a lo largo de esta travesía. Su ánimo y motivación siempre han sido un impulso para seguir adelante y perseguir mis metas.

A la Universidad del Cauca, por brindarme la oportunidad de crecer académica y personalmente. Agradezco profundamente a todos los profesores, mentores y compañeros que han contribuido a mi formación y crecimiento durante estos años.

Al Parque Clínico Espíritu Santo, donde realicé mi pasantía y trabajo de grado. Agradezco a todo el equipo por su hospitalidad, apoyo y la invaluable experiencia que adquirí durante mi estadía.

## Índice

1.	INTRODUCCIÓN .....	9
2.	ANTECEDENTES .....	11
2.1.	Determinación de los Niveles de Referencia para Estudios de Radiología Convencional en el Hospital Universitario Nacional de Colombia.....	11
2.2.	Dosis de referencia pediátrica para tórax en Antioquia.....	11
2.3.	Determinación de Niveles de Referencia en Procedimientos de Mamografía Digital Tomo síntesis.....	12
3.	JUSTIFICACIÓN.....	13
4.	OBJETIVOS.....	15
	OBJETIVO GENERAL .....	15
	OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	15
5.	MARCO CONCEPTUAL .....	16
5.1.	RADIACIÓN IONIZANTE .....	16
5.2.	FUENTES DE RADIACIÓN IONIZANTE .....	16
5.2.1	Rayos X.....	16
5.2.2	Producción de rayos x .....	17
5.2.3	Radiación de frenado.....	19
5.2.4	Radiación característica.....	19
5.3.	RADIOGRAFÍA DIGITAL.....	20
5.3.1	¿Qué es una radiografía digital? .....	20
5.3.2	Tubo de rayos X de un equipo de radiografía digital .....	20
5.4.	MAMOGRAFÍA.....	20
5.4.1	¿Qué es una mamografía? .....	20
5.4.2	¿Cómo está compuesto un equipo de mamografía?.....	21
5.4.3	Rangos de energía .....	21
5.5.	ESPECTRO DEL HAZ DE RAYOS X .....	21
5.6.	INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN (RAYOS X) CON LA MATERIA .....	22
5.6.1	Efecto fotoeléctrico .....	23
5.6.2	Dispersión Compton .....	24
5.7.	EFFECTOS BIOLÓGICOS DE LOS RAYOS X.....	25
5.7.1	Radiobiología.....	26
5.7.2	Efectos estocásticos .....	26
5.7.3	Efectos deterministas .....	26
5.8.	MAGNITUDES Y UNIDADES DOSIMÉTRICAS .....	27
5.8.1	Dosis absorbida (D) .....	27

5.8.2	Dosis equivalente ( $H_T$ ) .....	28
5.8.3	Dosis efectiva (E).....	29
5.8.4	Kerma (K) .....	29
5.9.	DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE .....	30
5.9.1	Dosímetro termoluminiscente UD-802 .....	30
5.9.2	Teoría de Bandas de Energía.....	31
5.10.	VALORES TÍPICOS Y NIVELES DE REFERENCIA .....	31
5.11.	PARQUE CLÍNICO ESPÍRITU SANTO .....	31
6.	METODOLOGÍA Y MATERIALES.....	33
6.1.	MATERIALES.....	33
6.1.1	MODELO BIO-APROXIMADO.....	33
6.1.2	Gelatina sin sabor.....	33
6.1.3	Papel aluminio .....	33
6.1.4	Tejido porcino .....	34
6.1.5	Huesos de PVC .....	34
6.1.6	Dosímetro termoluminiscente UD-802 .....	34
6.1.7	Mamógrafo MAMMOMAT Inspiration de SIEMENS .....	35
6.1.8	Equipo de radiografía MULTIX Impact (VA20) .....	35
6.2.	METODOLOGÍA.....	36
6.3.1	Cuantificación de la radiación utilizando modelos bio-aproximados.....	37
6.3.2	Análisis de Resultados.....	44
6.3.3	Establecimiento de los valores de referencia .....	46
6.3.4	Realización de Protocolos para Pruebas en Seres Humanos .....	47
7.	RESULTADOS.....	48
7.1.	Cuantificación de la radiación utilizando modelos bio-aproximados de gelatina y tejido graso que simulan diferentes situaciones clínicas. ....	48
7.1.1	Mamografía .....	50
7.1.2	Radiografía .....	51
7.2.	Análisis de los resultados obtenidos para establecer los valores de referencia radiológica para cada situación clínica estudiada.....	54
7.2.1	Mamografía .....	54
7.2.2	Radiografía.....	55
7.3.	Protocolo para pruebas en seres humanos que conlleven a validar los resultados obtenidos con los modelos bio-aproximados.....	63
7.3.1	INFORMACIÓN TEÓRICA Y CONSIDERACIONES CLAVE .....	63
7.3.2	PLANTILLA CONSENTIMIENTO INFORMADO .....	64
8.	CONCLUSIONES .....	67

9.	RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO .....	69
9.1.	RECOMENDACIONES .....	69
9.2.	TRABAJO FUTURO .....	69
10.	ANEXOS .....	70
	Anexo A: Datos obtenidos en los datos obtenidos por los TLD .....	70
	Anexo B: Reportes de servicio técnico realizados por SIEMENS de los equipos de Mamografía y Rayos X.....	74
	B.1. Reporte de servicio de Mamógrafo MAMMOMAT Inspiration.....	74
	B.2. Reporte de servicio de equipo de rayos X MULTIX Impact (VA20) .....	75
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	76

## RESUMEN

El presente informe de trabajo de grado en la modalidad de práctica profesional se enfoca en la determinación de los niveles de referencia radiológica, usando modelos bio-aproximados, en las áreas de mamografía y rayos X de la clínica Medical Promovida, Parque Espíritu Santo, ubicada en la ciudad de Popayán. La carencia de niveles de referencia personalizados en esta institución médica ha suscitado la necesidad de una investigación específica para evaluar y mitigar los riesgos asociados con los procedimientos radiológicos.

El trabajo se fundamentó en la importancia de establecer niveles de referencia radiológica como pilar de la práctica médica basada en la evidencia, considerando la falta de orientación sobre dosis adecuadas para cada situación clínica. Además, se reconoce la incidencia radiológica en las áreas críticas de mamografía y rayos X. La metodología propuesta involucró la utilización de modelos bio-aproximados, como gelatina sin sabor, huesos falsos, huesos reales y tocino de cerdo, para simular tejidos blandos y sistemas más complejos. La medición de niveles de referencia se llevó a cabo mediante cristales termoluminiscentes (TLD), permitiendo una evaluación precisa de los riesgos asociados con los procedimientos radiológicos en la clínica.[1]

Los resultados obtenidos revelaron valores significativos de valores típicos radiológicos para cada una de las áreas evaluadas, destacando diferencias importantes entre los modelos bio-aproximados utilizados. Asimismo, se identificaron discrepancias en comparación con los estándares nacionales e internacionales, lo que resalta la necesidad de personalizar los niveles de referencia según las características específicas de la población y los equipos utilizados; esta investigación proporcionó una base sólida para la implementación de niveles de referencia radiológica en la clínica Medical Promovida, cuyos valores de típicos fueron En el caso del primer modelo de gelatina, se encontraron los siguientes valores: 0.28 mGy y 0.41 mSv para la mama, 6.16  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$  y 0.07 mSv para la mano, 18.07  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$  y 0.11 mSv para la rodilla y 17.32  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$  y 0.14 mSv para el tórax. Por otro lado, para el segundo modelo elaborado con tejido porcino, los valores fueron: 0.96 mGy y 2.80 mSv para la mama, 4.45  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$  y 0.07 mSv para la mano, 9.94  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$  y 0.13 mSv para la rodilla y 21.96  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$  y 0.14 mSv para el tórax. En adición se encontró que los niveles de referencia de Medical Promovida en casos reales fueron de 0.9575 [mGy] y 42.975 [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ] para mamografía y tórax respectivamente.

La investigación se enmarcó en el cumplimiento de la normativa vigente, específicamente la Resolución 482 de 2018 emitida por el Ministerio de Salud y Protección Social, garantizando que todas las actividades radiológicas se realicen siguiendo estándares de seguridad y calidad.[2]

## 1. INTRODUCCIÓN

En el ámbito de la atención médica radiológica, la determinación de los niveles de referencia desempeña un papel fundamental en la búsqueda constante de una atención médica más segura y precisa. Los procedimientos de diagnóstico y tratamiento que involucran radiación ionizante son esenciales en la medicina moderna, pero no están exentos de riesgos. Por esta razón, es imperativo establecer pautas específicas que permitan evaluar y controlar los riesgos asociados con la exposición a la radiación en entornos clínicos. En nuestra vida cotidiana, nos encontramos expuestos a diversas fuentes de radiación ionizante, las cuales pueden ser clasificadas en dos categorías principales: la radiación ambiental natural y la radiación de origen humano. La radiación natural se origina a partir de fenómenos como la radiación cósmica, la radiación proveniente de la Tierra y la presencia de radionucleidos en nuestros cuerpos, contribuyendo a una dosis anual estimada de alrededor de 2.4 mSv (mili Sieverts)[3]; por otro lado, la radiación generada por actividades humanas añade alrededor de 0.6 mSv anuales a esta exposición[4]. En el último siglo, el uso creciente de la radiación en aplicaciones médicas ha dado lugar a un aumento significativo en la exposición anual promedio de la población; el uso médico de radiaciones abarca el 98% de la dosis que recibe la población procedente de aparatos creados por el ser humano y el 20% de su exposición total. Cada año se realizan en el mundo más de 4200 millones de pruebas diagnósticas radiológicas, 40 millones de pruebas de medicina nuclear y 8,5 millones de tratamientos con radioterapia[5]. A lo largo de las décadas, si bien ha habido un aumento en la exposición a la radiación, también se ha enfatizado la reducción de las dosis en procedimientos médicos para minimizar riesgos para la salud [3]. Este incremento se ha dado principalmente debido al uso cada vez más extendido de tecnologías como la tomografía computarizada multicorte y la fluoroscopia de alto nivel, que han mejorado la precisión de los diagnósticos sin comprometer la seguridad.

Una preocupación primordial en el control de la radiación en radiología diagnóstica se centra en la protección del paciente. Investigaciones actuales como la de (Puerta J y Morales J.2020) sugiere que las bajas dosis de radiación tienen efectos biológicos latentes alterando la estructura del ADN y produciendo efectos oculares[6]. La minimización de la exposición a la radiación de Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos (TOE) y pacientes se logra mediante la comprensión y reconocimiento de sistemas de imagen radiográfica diseñados para este propósito, que incluyen técnicas como filtración, colimación, intensificadores de imagen, indumentaria de protección, blindaje gonadal, blindaje tiroideo y barreras protectoras.

El presente informe de trabajo de grado, desarrollado en colaboración con Medical Promovida IPS SAS en el Parque Espíritu Santo de la ciudad de Popayán, tiene como objetivo central la determinación de los niveles de referencia radiológica en las áreas de mamografía y rayos X [7]. Sin embargo, este proyecto no se limita a un mero ejercicio teórico; se adentra en la aplicación de modelos bio-aproximados y tecnología avanzada para proporcionar un enfoque práctico y preciso en la medición de riesgos asociados con procedimientos radiológicos [8].

Los niveles de referencia radiológica no son una simple formalidad, sino que desempeñan un papel crucial en la seguridad de los pacientes y la calidad de los diagnósticos y tratamientos. La exposición a la radiación ionizante puede tener efectos perjudiciales en la salud humana si no se gestiona adecuadamente. Por lo tanto, establecer niveles de referencia específicos y adaptados a las condiciones de la clínica es esencial para garantizar la seguridad de los pacientes y mejorar la atención médica radiológica en general.

La innovación principal de este trabajo radica en la utilización de modelos bio-aproximados, como gelatina sin sabor, carne y tocino de cerdo, que simulan las propiedades físicas de los tejidos humanos. Estos modelos permiten una medición más precisa de la exposición a la radiación en situaciones clínicas reales, lo que aportó información valiosa para profesionales de la salud y radiólogos. Además, la incorporación de cristales termoluminiscentes (TLD) en el proceso de medición brindó una evaluación rigurosa de los riesgos asociados con los procedimientos radiológicos. Los materiales termoluminiscentes desempeñan un papel crucial en la medición de la exposición a la radiación, dado que estos materiales poseen propiedades físicas que les permiten responder a la radiación ionizante, capturando electrones en trampas a medida que son expuestos a la radiación. Para cuantificar la cantidad de electrones atrapados, se requiere un proceso especial que involucra el calentamiento del material, lo que provoca la liberación de energía en forma de fotones que son detectados por un tubo fotomultiplicador. El TLD UD-802, en forma de chip, es un material termoluminiscente ampliamente utilizado a nivel mundial y es parte integral de los modelos bio-aproximados utilizados en este proyecto, que se aplicó en simulaciones de tejidos.

## **2. ANTECEDENTES**

### **2.1. Determinación de los Niveles de Referencia para Estudios de Radiología Convencional en el Hospital Universitario Nacional de Colombia**

El objetivo principal de este estudio realizado por la señora Luz Dary Torres Angarita, fue establecer los niveles de referencia para varios estudios de radiología convencional en el Hospital Universitario Nacional. Para lograrlo, se llevó a cabo un análisis que comenzó con la realización de un control de calidad de los equipos convencionales de rayos X del servicio de radiología. Posteriormente, se implementó un protocolo de control de calidad de imagen para optimizar los parámetros clínicos, garantizando así la obtención de imágenes de alta calidad para su uso en diagnóstico médico. Seguido se logró determinar los niveles de referencia para los estudios más frecuentes, utilizando la magnitud Kerma en aire en superficie y con estos datos se logró comparar los niveles de referencia obtenidos con los estudios realizados a nivel internacional.

A partir del estudio que se realizó, se logró determinar que los niveles de referencia del Hospital Universitario Nacional para el estudio de tórax total en proyecciones AP y LAT fue de 1,2 mGy, para el caso de radiografía de tórax PA portátil fue de 0,4 mGy. En el estudio de abdomen en proyección AP el valor del NR fue de 4,5 mGy y para una columna lumbar de tres proyecciones AP, LAT y L5 -S1 el total fue de 23 mGy. [9]

### **2.2. Dosis de referencia pediátrica para tórax en Antioquia**

Trabajo realizado por el ingeniero William Jaramillo Garzón nos dice que el objetivo es establecer unos niveles de referencia de dosis en examen de tórax en pacientes pediátricos. El estudio se llevó a cabo en dos de los mayores centros pediátricos de la ciudad de Medellín, capital del departamento de Antioquia, y consistió en el cálculo de la dosis a la entrada de la superficie para una muestra de 814 estudios radiográficos de tórax en las proyecciones anteroposterior (AP) y lateral izquierda (LAT I) y se hizo una comparación con la dosis obtenida con el programa computacional PCXMC 2.0.

En base al estudio realizado, se encuentra la siguiente información de interés: Se establecieron unos niveles de referencia diagnósticos para examen de tórax en radiología pediátrica de 0,092 mGy y 0,114 mGy en las proyecciones anteroposterior (AP) y lateral izquierda (LI) respectivamente que servirán para optimizar la protección radiológica en la unidad de pediatría del Hospital San Vicente Fundación de la ciudad de Medellín. Además, nos muestra que se desarrolló una metodología para el diseño y construcción de simuladores antropomórficos de tórax representando pacientes de 5 y 10 años que podrá usarse para el desarrollo de simuladores de otras regiones anatómicas y pacientes de otras edades en radiología convencional. [10]

### **2.3. Determinación de Niveles de Referencia en Procedimientos de Mamografía Digital Tomosíntesis**

Este estudio realizado por el señor Felipe Díaz nos tuvo como objetivo principal establecer los niveles de referencia en radiología diagnóstica, dado que son importantes porque ponen en práctica el criterio de optimización de dosis en pacientes que son sometidos a procedimientos que requieren la toma de una imagen de apoyo diagnóstico. La mamografía digital modalidad tomosíntesis es una nueva tecnología de apoyo diagnóstico, que permite mayor precisión y sensibilidad para detectar múltiples lesiones en el tejido mamario, por lo que se configura como una herramienta para la detección temprana del cáncer de mama. Para lograrlo realizó el control de calidad del equipo usado para la investigación, luego procedió a determinar los niveles de referencia para diagnóstico en las proyecciones más comunes en mamografía digital tomosíntesis, teniendo en cuenta la dosis glandular promedio y por último comparar los resultados obtenidos con los valores establecidos a nivel internacional.

Por último, concluyó que los niveles de referencia institucionales para mamografía digital tomosíntesis calculados en proyección craneocaudal fue de 1,54 mGy para un promedio de espesor de mama de  $48,25 \text{ mm} \pm 7,73 \text{ mm}$  y en la proyección medio-lateral oblicua fue de 2,23 mGy para un promedio de espesor de mama de  $60,91 \text{ mm} \pm 11,25 \text{ mm}$ .  
[11]

### 3. JUSTIFICACIÓN

La radiación ionizante, ampliamente utilizada en procedimientos radiológicos, se ha convertido en una herramienta esencial en la medicina moderna, permitiendo diagnósticos y tratamientos precisos. Sin embargo, esta exposición a la radiación no está exenta de riesgos y efectos adversos, tanto para los pacientes como para el personal médico. Estos riesgos hacen imperativa la necesidad de establecer niveles de referencia radiológica que permitan evaluar de manera precisa y contextualizada los peligros asociados con los procedimientos radiológicos [12].

El presente trabajo, titulado "Determinación de los niveles de referencia radiológica en las áreas de mamografía y rayos x, en Medical Promovida, Parque Espíritu Santo de la ciudad de Popayán utilizando modelos bio-aproximados" surge en respuesta a una problemática concreta. El Parque Clínico Espíritu Santo en la ciudad de Popayán enfrenta una carencia en la definición de niveles de referencia radiológica específicos y adaptados a su contexto, considerando que las áreas críticas en este entorno médico son la mamografía y los rayos X [13], [14]. Esta ausencia de niveles de referencia personalizados tiene implicaciones significativas para la seguridad y la calidad de la atención médica, dado que la falta de orientación sobre las dosis de radiación adecuadas para cada situación clínica puede dar lugar a dosis excesivas o insuficientes [14].

Además, es importante resaltar que este proyecto se desarrollará en cumplimiento de la normativa vigente, en particular, la Resolución 482 de 2018 emitida por el Ministerio de Salud y Protección Social. Esta resolución establece reglamentaciones específicas relacionadas con la protección radiológica, y su cumplimiento garantiza que todas las actividades radiológicas se realicen siguiendo los estándares de seguridad y calidad exigidos por las autoridades competentes [2].

Desde una perspectiva científica, este proyecto se fundamenta en la necesidad de establecer niveles de referencia radiológica como un pilar de la práctica médica basada en la evidencia. Este proceso implica una meticulosa recopilación y análisis de datos provenientes de modelos bio-aproximados y, posiblemente, más adelante de pruebas realizadas en seres humanos. Desde una perspectiva empresarial, contar con valores típicos los cuales se encuentran en la práctica habitual de una institución específica y pueden variar dependiendo factores como el tipo de equipo utilizado, las técnicas de imagen utilizadas y las características de los pacientes. Estos valores son propios de la institución y son importantes porque permiten compararse con los niveles de referencia del país o de otros países y saber si se está por encima o debajo de esos niveles, contribuyendo a la reducción de riesgos de incidentes radiológicos, disminuyendo los posibles costos legales y preservando la reputación de la entidad, sino que también establece un diferenciador competitivo en un entorno de atención médica cada vez más exigente.

Por tanto, la necesidad de llevar a cabo este estudio es evidente. En este trabajo se propone responder a la siguiente pregunta problema: ¿Cuáles son los valores típicos y contextualizados de referencia radiológica para el parque Clínico Espíritu Santo, que permitan compararse con los niveles de referencia internacionales, con el fin de optimizar la seguridad y la calidad de la atención radiológica ofrecida, de acuerdo con la resolución 482 del Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia? La respuesta a esta pregunta se encuentra en la metodología propuesta, que aborda la recopilación, análisis y validación de datos para establecer valores típicos de radiación adaptados a la realidad de la clínica y sus pacientes.

El impacto de este proyecto se extiende más allá de los muros del Parque Clínico Espíritu Santo y de la atención médica radiológica en general. A nivel académico y científico, contribuye al avance de los protocolos de referencia fundamentados en la investigación, ofreciendo una base sólida para futuros desarrollos en el campo radiológico. Además, para la estudiante involucrada en este proyecto, representa una oportunidad de crecimiento personal y profesional, fortaleciendo habilidades esenciales para abordar problemas complejos y promoviendo la excelencia en la colaboración interdisciplinaria y la gestión de proyectos.

Este trabajo es una prueba tangible de cómo la ciencia y la ingeniería pueden converger para abordar desafíos críticos en la atención médica y, al hacerlo, contribuir al bienestar de la sociedad. En este contexto, es fundamental comprender tanto la importancia de los niveles de referencia radiológica como los riesgos y beneficios de la radiación ionizante en la medicina moderna, temas que exploraremos en detalle a lo largo de este proyecto.

## **4. OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Determinar los niveles de referencia radiológica en medical Promovida, parque Espíritu Santo de la ciudad de Popayán utilizando modelos bio-aproximados que permitan una evaluación individualizada y personalizada de los riesgos asociados con los procedimientos radiológicos.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Cuantificar la radiación utilizando modelos bio-aproximados de gelatina y tejido graso que simulan diferentes situaciones clínicas.
2. Analizar los resultados obtenidos para establecer los valores de referencia radiológica para cada situación clínica estudiada.
3. Realizar protocolo para pruebas en seres humanos que conlleven a validar los resultados obtenidos con los modelos bio-aproximados.

## 5. MARCO CONCEPTUAL

### 5.1. RADIACIÓN IONIZANTE

La radiación consiste en la emisión, propagación y transferencia de energía a través del vacío o de un medio material en forma de partículas u ondas. La exposición a la radiación puede ser producida por fuentes naturales o artificiales. Su naturaleza puede ser ionizante o no ionizante. Se define como radiación ionizante aquella que es capaz de excitar y modificar la estructura atómica, extrayendo electrones de los estados ligados al átomo. Por otro lado, el concepto de radiación no ionizante se aplica a aquellos tipos de radiación que solo generan excitaciones en la estructura atómica sin modificarla.[11]

### 5.2. FUENTES DE RADIACIÓN IONIZANTE

Las radiaciones ionizantes de origen natural están presentes en la naturaleza que nos rodea. Además de la radiación cósmica, se producen radiaciones ionizantes como consecuencia de la presencia de materiales radiactivos existentes en la corteza terrestre. Tres cuartas partes de la radiactividad que hay en el medio ambiente proceden de los elementos naturales. En nuestras casas también puede existir radiactividad, procedente principalmente del gas radón, datos que son suministrados por el Consejo de Seguridad Nuclear[15]. Este gas se produce como consecuencia de la desintegración del uranio que contienen las rocas. La cantidad de gas radón que se acumula en una casa depende de su situación, de los materiales que se han utilizado en su construcción y de nuestra forma de vida. El radón emana de las rocas y se concentra en los lugares cerrados, por lo que es muy recomendable que las viviendas y los lugares de trabajo estén bien ventilados.

También existen elementos radiactivos en múltiples alimentos y en el agua potable. Incluso nuestros cuerpos son una fuente de radiación, ya que almacenan pequeñas cantidades de potasio radiactivo, un producto necesario para el cuerpo humano. Las radiaciones también se pueden producir de forma artificial, En 1895, el ingeniero mecánico y físico alemán W. Roëntgen, cuando experimentaba con rayos catódicos, descubrió el primer tipo de radiación artificial que ha utilizado el ser humano: los rayos X. Se trata de ondas electromagnéticas originadas por el choque de electrones con un determinado material, en el interior de un tubo de vacío.[15]

#### 5.2.1 Rayos X

Los rayos X consisten en ondas electromagnéticas cuya longitud de onda está comprendida entre 10 y 0,01 nm, y la frecuencia entre 30 a 3000 Hz. Dentro del espectro electromagnético se ubican entre la radiación ultravioleta y los rayos gamma, como muestra la Figura 5.1. Estos rayos se originan por la colisión de un haz de electrones contra un material de alto número atómico (como el Tungsteno). La energía de los fotones abarca entre 10 keV y 150 keV en los equipos utilizados para obtener imágenes en seres humanos, y entre 100 keV y 50 MeV en los equipos de tratamiento médico.[3]

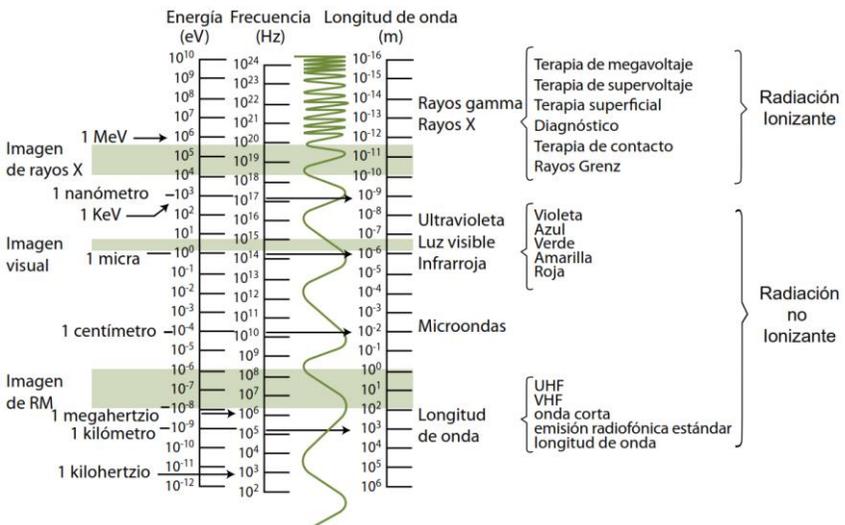


Figura 5.1. Los rayos X dentro del espectro electromagnético [16]

### 5.2.2 Producción de rayos x

La producción de rayos X se da en el “Tubo de rayos X”, que consta principalmente de un cátodo y un ánodo inmersos en una válvula de vacío, mostradas en la figura 5.2. El cátodo consiste en un alambre arrollado por el que circula una corriente y se calienta hasta ponerse incandescente. Esto hace que los electrones se desprendan del cátodo caliente formando una nube de electrones, lo que se conoce como efecto termoiónico. La función principal del tubo de rayos X es acelerar los electrones desde el cátodo hacia el ánodo. Esto se logra aplicando una diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo de alto voltaje que, en el caso de la tomografía tiene un valor entre 80 y 140 keV.

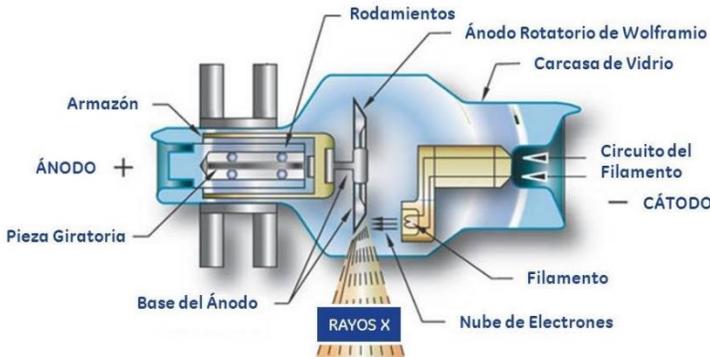


Figura 5.2. Esquema de un tubo de rayos x [17]

Los electrones que viajan desde el cátodo hasta el ánodo constituyen la corriente del tubo de rayos X y se los denomina electrones proyectil. Éstos, al impactar contra los electrones orbitales o núcleos de los átomos del ánodo interaccionan por tres mecanismos diferentes, que dan lugar a emisiones energéticas diferentes. Por un lado, casi toda la

energía de los electrones proyectil se convierte en calor. Cuando ocurre la interacción con los electrones externos de los átomos blanco, éstos pasan a un nivel de energía más alto (son excitados) y vuelven rápidamente a su estado de energía normal con la emisión de radiación infrarroja (calor).

Por otro lado, los electrones proyectil pueden impartir la energía suficiente a un electrón de una capa interna del átomo blanco como para que pueda escapar a la atracción del núcleo y, por ende, ionizar el átomo. Esto origina la radiación característica (Figura 5.3). El electrón ionizado deja un “hueco” que va a ser ocupado por un electrón de una capa externa. La transición de un electrón orbital de una capa externa a una interna va acompañada de la emisión de un fotón de rayos X cuya energía es igual a la diferencia de energías de enlace entre los correspondientes orbitales. Este tipo de radiación se denomina característica porque su energía depende del elemento utilizado para el ánodo (tungsteno, molibdeno, etc.)

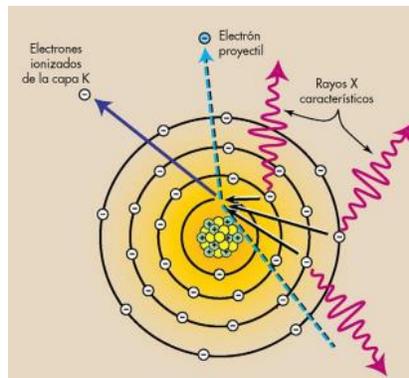


Figura 5.3. Esquema de producción de rayos X [7]

Finalmente, el electrón proyectil también pueden ser frenado y desviado de su trayectoria inicial al interactuar con el campo eléctrico del núcleo de un átomo blanco. En este proceso, el electrón pierde energía cinética que reaparece en forma de fotón. Este tipo de emisión se conoce como radiación de frenado o Bremsstrahlung (Figura 5.4). Al ser frenado, el electrón proyectil puede perder cualquier cantidad de su energía cinética, generando un espectro continuo, a diferencia de la radiación característica.[16]

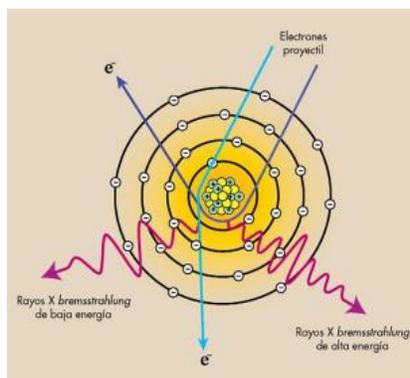


Figura 5.4. Esquema de producción de radiación de frenado [7]

El electrón de la capa interna que se ha ionizado ha dejado un “hueco” en su orbital que será ocupado por un electrón de una capa externa. El tungsteno, por ejemplo, tiene electrones hasta en la capa P y cuando es ionizado un electrón de la capa K, su hueco puede ser ocupado por electrones de cualquiera de las capas más externas. La transición de un electrón orbital desde una capa externa hasta otra interna va acompañada de la emisión de un fotón de rayos X de energía igual a la diferencia de energías de enlace de los correspondientes electrones orbitales (Tabla 5.1).

Por el mismo procedimiento comentado en el ejemplo anterior para la transición L-K, se pueden calcular la energía de los rayos X que resultan de las transiciones M-K, N-K, etc. Todos esos rayos X se denominan rayos X K, ya que proceden de la ionización de electrones de la capa K.[16]

*Tabla 5.1. Energías de enlace en los distintos orbitales del tungsteno, elemento más habitual de los ánodos de los tubos de rayos X.[16]*

<b>Tungsteno: W-184 (Z=74)</b>		
<b>Capa</b>	<b>Número de electrones</b>	<b>Energía de enlace aproximada (keV)</b>
K	2	69.53
L	8	12.10
M	18	2.82
N	32	0.60
O	12	0.08
P	2	<0.01

### 5.2.3 Radiación de frenado

La radiación de frenado ocurre cuando un electrón es desviado por el núcleo de un átomo, resultando en la pérdida de energía del electrón (en este proceso el electrón pierde energía cinética) y la emisión de un fotón de rayos X de menor energía, conocido como radiación de frenado o Bremsstrahlung.[16]

### 5.2.4 Radiación característica

La radiación característica se refiere a la emisión de rayos X producidos cuando un electrón en un átomo es expulsado de una capa interna y es reemplazado por un electrón de una capa superior, liberando energía en forma de rayos X de una frecuencia específica.[16]

### 5.3. RADIOGRAFÍA DIGITAL

#### 5.3.1 ¿Qué es una radiografía digital?

La radiografía digital es una técnica de diagnóstico por imágenes que utiliza detectores digitales en lugar de películas radiográficas convencionales para capturar imágenes médicas. Estos detectores convierten la radiación en señales digitales que se pueden visualizar y almacenar electrónicamente. La imagen se forma cuando los rayos X atraviesan el cuerpo y llegan al detector. Este detector está compuesto por selenio amorfo generando una señal eléctrica proporcional a la intensidad de los rayos X. [18]

#### 5.3.2 Tubo de rayos X de un equipo de radiografía digital

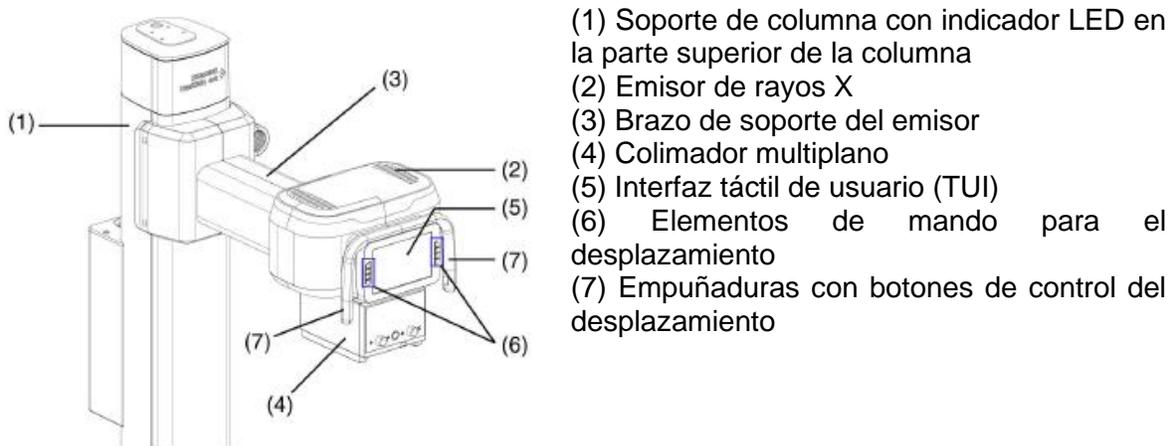


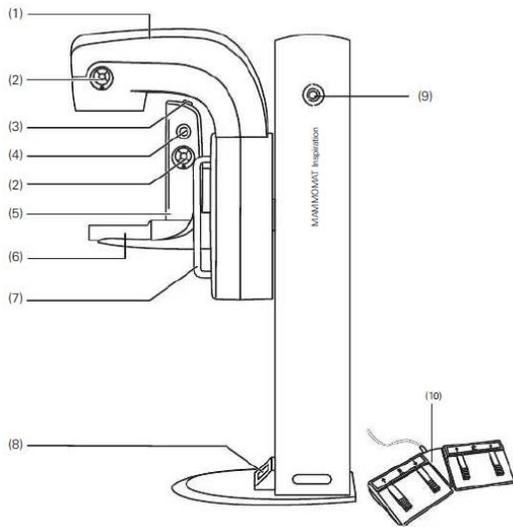
Figura 5.5. Tubo de rayos X con colimador multiplano[19]

### 5.4. MAMOGRAFÍA

#### 5.4.1 ¿Qué es una mamografía?

La mamografía de exploración es un tipo específico de toma de imágenes de los senos que utiliza rayos X para detectar en forma temprana el cáncer (antes de que la mujer presente síntomas) cuando es más tratable. Es decir, la mamografía es una radiografía del seno.[20]

### 5.4.2 ¿Cómo está compuesto un equipo de mamografía?



- (1) Brazo giratorio con emisor de rayos X y colimador (integrado)
- (2) Teclas de manejo del brazo giratorio (a ambos lados) para ajustar la altura y el ángulo del brazo giratorio y para la iluminación de campo
- (3) Dispositivo de desbloqueo de compresión de emergencia
- (4) Mandos de control de compresión y descompresión (a ambos lados)
- (5) Unidad de compresión
- (6) Mesa de apoyo
- (7) Empuñaduras de apoyo del paciente (a ambos lados)
- (8) Indicador del soporte, digital
- (9) Botón de PARO de emergencia
- (10) Interruptores de pedal

Figura 5.6. Partes de un equipo de mamografía [21]

### 5.4.3 Rangos de energía

En la mamografía, la única parte del cuerpo que recibe una dosis significativa es la mama. La mamografía emplea tubos de rayos X con potenciales de entre 25 keV y 38 keV, con ánodos y filtros fabricados con materiales diferentes a los materiales utilizados en otros sistemas de rayos X, por ejemplo, molibdeno, rodio y plata, así como tungsteno y aluminio. Los medidores especialmente diseñados se utilizan para medir la emisión de radiación en la mamografía, ya que las energías de radiación son más bajas. Se utilizan medidores especialmente diseñados para las mediciones de salida de radiación de la mamografía debido a las energías más bajas de los rayos X utilizados. Requieren una calibración específica con un espectro de rayos X en el rango utilizado para la mamografía debido a la influencia de la atenuación de la ventana de entrada. La dosis de radiación a la mama en mamografía varía debido a la del grosor de las mamas.[14]

## 5.5. ESPECTRO DEL HAZ DE RAYOS X

El espectro de emisión de un haz de rayos X es una representación gráfica de la distribución en energía de los fotones que constituyen el haz. En él, como muestra la figura 5.7, se superponen el espectro continuo procedente de los fotones de frenado y el espectro discreto generado por los fotones característicos.

La energía máxima que puede tener un fotón en un haz de rayos X es, en keV, numéricamente igual a la tensión pico seleccionada para generar ese haz (kV). Es el valor máximo de energía alcanzado por el espectro. El espectro continuo tiene un pico que se

encuentra aproximadamente en una energía igual a la tercera parte de la energía fotónica máxima del espectro (30 keV para un haz generado con 90 kV). [16]

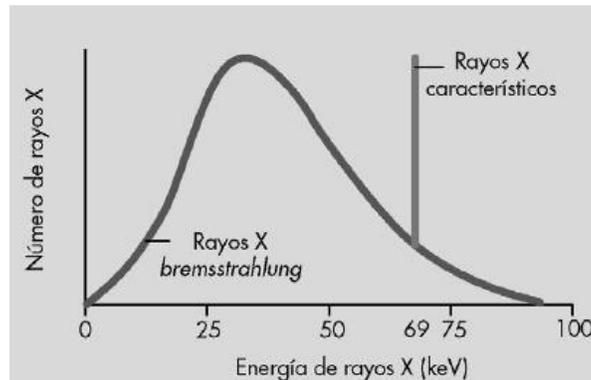


Figura 5.7. Espectro energético de los Rayos X [7]

El conocimiento de los espectros de emisión de los rayos X es clave para comprender cómo afectan los cambios de la tensión de pico, la corriente, el tiempo y la filtración a las interacciones del haz de rayos X con los tejidos, con el receptor de imagen y, en definitiva, con cualquier material interpuesto en el mismo. Es, por lo tanto, como un identificador único del haz de rayos X. Conociéndolo, podemos conocer cuál será la dosis absorbida en cualquier punto del paciente, cuál será la calidad de la imagen (contraste, densidad óptica o nivel de la señal etc.), cuál será la cantidad de radiación dispersa etc. Y así mismo, manipulándolo, podremos modificar estos últimos parámetros: dosis absorbida y calidad de imagen.

La mama es un órgano glandular formado por tejidos de densidad másica y número atómico muy parecidos. Para potenciar al máximo la absorción diferencial que nos permita obtener imagen suficientemente contrastada, debemos usar tensiones muy bajas, de entre 25 y 30 kV. En esos rangos el efecto fotoeléctrico (que es el que realmente nos ofrece la absorción diferencial) predomina sobre el efecto Compton y nos proporciona una imagen adecuada. No obstante, los fotones del espectro cuyas energías estén por debajo de los 15 keV difícilmente llegarán al receptor y con toda probabilidad no contribuirán a la formación de la imagen.

## 5.6. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN (RAYOS X) CON LA MATERIA

Cuando la radiación interactúa con la materia, puede ser absorbida, dispersada o transmitida. La absorción ocurre cuando la energía de la radiación es transferida al material, lo que puede resultar en la excitación o ionización de átomos en el tejido. La dispersión implica un cambio en la dirección de la radiación debido a la interacción con los electrones del material, mientras que la transmisión ocurre cuando la radiación atraviesa el material sin ser absorbida significativamente.

En el caso de un fotón de rayos X que interactúa con el tejido humano, puede ser absorbido por los átomos del tejido, lo que puede resultar en la ionización de estos átomos. Esta ionización puede generar una corriente eléctrica que se puede detectar y convertir en una imagen radiográfica.[22]

En la figura 5.8 se encuentra el gráfico donde se ve los coeficientes de atenuación de masa para tejidos blandos. Los coeficientes de atenuación de masa representan la capacidad de un material para reducir la intensidad de la radiación ionizante a medida que atraviesa el tejido. Esta información es esencial, ya que permite comprender cómo la radiación interactúa con los tejidos del cuerpo humano y además ayuda a entender dónde están los rangos de energía que se manejan en mamografía y radiografía.

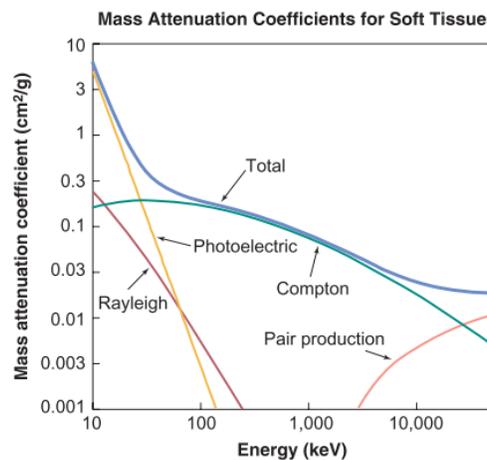


Figura 5.8. Gráfico de los coeficientes de atenuación de Rayleigh, fotoeléctrico, Compton, de producción de pares y de masa total para tejidos blandos ( $Z = 7$ ) en función de la energía del fotón.[23]

La interacción de los rayos X con la materia, es decir, con el tejido y específicamente para diagnóstico, tiene en cuenta el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton (incoherente).

### 5.6.1 Efecto fotoeléctrico

La figura 5.9 presenta el esquema del efecto fotoeléctrico, donde el fotón incidente interactúa con los electrones orbitales fuertemente unidos al átomo, utilizando toda su energía para expulsar un electrón del átomo. Este efecto solo se puede dar si el fotón incidente tiene una energía ( $h\nu$ ) mayor a la energía de enlace ( $E_b$ ), el hueco generado por dicha expulsión es ocupado por electrones de las capas exteriores por reordenamiento, generando un exceso de energía que es disipada por emisión de radiación característica (fluorescencia) y emisión de electrones Auger.[24], [25]

La energía cinética ( $E_k$ ) con la que el fotoelectrón se desprende del átomo es:

$$E_k = h\nu - E_b \quad (1)$$

Donde:

$h$ : Constante de Planck:  $6.626 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$

$\nu$ : Frecuencia de la radiación electromagnética

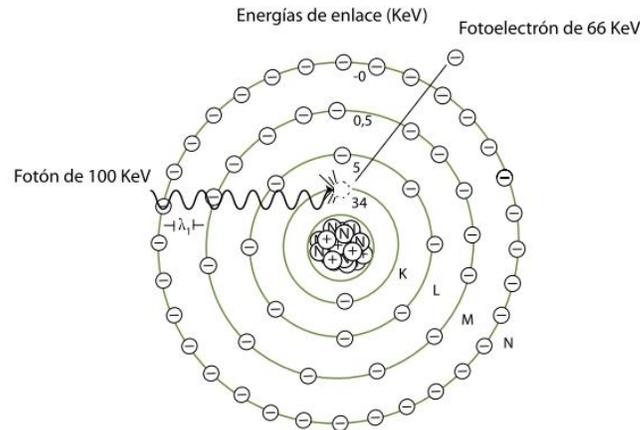


Figura 5.9. Esquema del efecto fotoeléctrico [16]

El efecto fotoeléctrico es una interacción característica de radiaciones de baja energía. Este efecto tiene mayor probabilidad de ocurrencia cuando la energía del fotón incidente es superior pero cercana a la energía de enlace del electrón del átomo, por tanto, la probabilidad de interacción por efecto fotoeléctrico es de aproximadamente de  $Z^3/E^3$  (esta relación significa que esta probabilidad aumenta de manera no lineal con el número atómico y disminuye con la energía del fotón elevados al cubo), siendo  $Z$  el número atómico y  $E$  la energía del fotón que incide. Cuando se observa una imagen de rayos X se evidencia claramente el tejido óseo debido a su alto número atómico comparado con otros tejidos, es decir, que hay una proporcionalidad directa con la densidad del medio. [16]

### 5.6.2 Dispersión Compton

En este fenómeno, el fotón incidente interactúa con los electrones de las capas externas del átomo, electrones débilmente ligados, el fotón incidente cede parte de su energía y arranca al electrón con un ángulo determinado respecto a la dirección del fotón incidente que se dispersa en una dirección diferente a la inicial con menor energía como se observa en la figura 5.10. Por conservación de la energía, el efecto Compton se representa por medio de la siguiente ecuación:

$$E_0 = E_f - E_e \quad (2)$$

Donde:

$E_0$ : Energía del fotón incidente.

$E_f$ : Energía del fotón dispersado.

$E_e$ : Energía del electrón expulsado.

En el efecto Compton el fotón es dispersado mas no es absorbido, la probabilidad de interacción de este efecto no está relacionada con el número atómico sino con la densidad electrónica del material, en la formación de la imagen este efecto da lugar a la aparición de la radiación dispersa.[16]

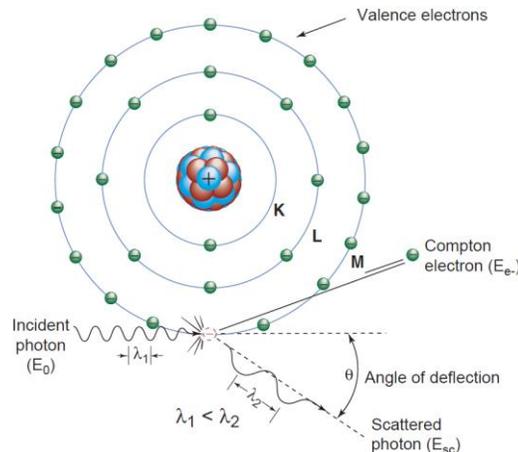


Figura 5.10. Esquema de la Dispersión Compton[26]

## 5.7. EFECTOS BIOLÓGICOS DE LOS RAYOS X

Los efectos de los rayos X en los seres humanos resultan de interacciones a escala atómica. Estas interacciones toman la forma de ionizaciones o excitaciones de los electrones orbitales y se traducen en la acumulación de energía en el tejido. La energía acumulada puede inducir cambios moleculares cuyas consecuencias pueden apreciarse en forma de lesiones.

Entonces, los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes derivan del daño que éstas producen en la estructura química de las células, fundamentalmente en la molécula de ácido desoxirribonucleico o ADN. En el ADN se encuentra toda la información necesaria para controlar funciones celulares como el crecimiento, la proliferación y la diferenciación. Además, esta información se transmite a las células descendientes.[27], [28]

Como se observa en la figura 5.11, la radiación puede ocasionar daño depositando energía directamente en el ADN (efecto directo) o puede ionizar otras moléculas asociadas al ADN, como las moléculas de agua, para formar radicales libres que puedan dañar al ADN (efecto indirecto).

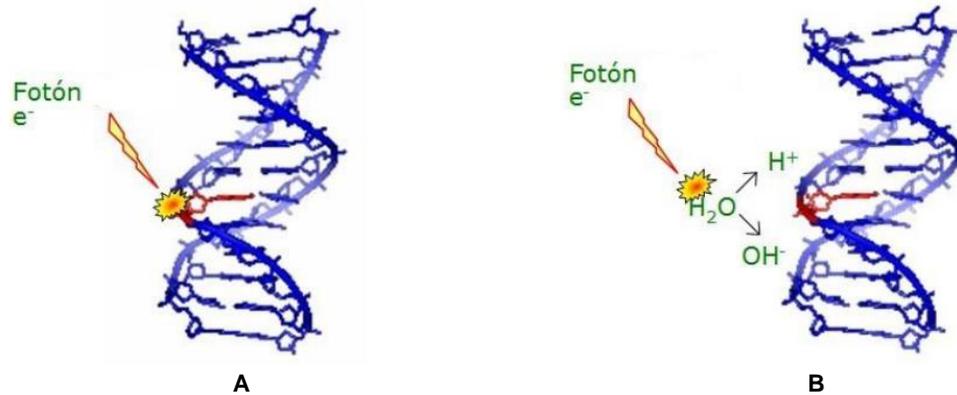


Figura 5.11. Efectos de la radiación en el ADN. (A) Efecto Directo (B) Efecto Indirecto.[28]

### 5.7.1 Radiobiología

La radiobiología es la rama de la biología que estudia los efectos de la radiación ionizante en los seres vivos y los mecanismos biológicos subyacentes a estos efectos. Esto incluye investigaciones sobre cómo la radiación interactúa con las células, los tejidos y los sistemas biológicos, así como los efectos a corto y largo plazo que puede tener sobre la salud humana y el medio ambiente.[7]

### 5.7.2 Efectos estocásticos

Son reacciones tisulares nocivas debidas principalmente a la muerte o defectos en el funcionamiento de las células luego de recibir dosis elevadas. Es decir, si como consecuencia de la irradiación, se produce la muerte de un número de células suficientemente elevado de un órgano o tejido, habrá una pérdida de función del órgano, que se conoce como efecto determinista. La gravedad de los efectos deterministas es proporcional a la dosis de radiación recibida, siempre y cuando ésta sea mayor que una dosis umbral, que determina la aparición o no del efecto. Por ejemplo, las cataratas en los ojos.[29]

### 5.7.3 Efectos deterministas

Como consecuencia de la exposición a radiación la célula puede no morir, sino verse modificada (mutada), en este caso se habla de efectos estocásticos. Estos efectos ocurren tras exposición a dosis moderadas y bajas de radiación y se ponen de manifiesto a mediano o largo plazo. La gravedad de los efectos estocásticos no es proporcional a la dosis recibida, pero sí la probabilidad de que se produzcan. Por ejemplo, el cáncer.[29]

Tabla 5.2. Clasificación de los efectos biológicos de los rayos X.[30]

	<b>Efectos estocásticos</b>	<b>Efectos Deterministas</b>
<b>Mecanismo</b>	Lesión subletal (una o pocas células)	Lesión letal (muchas células)
<b>Naturaleza</b>	Somática o Hereditaria	Somática
<b>Gravedad</b>	Independiente de la dosis	Dependiente de la dosis
<b>Dosis Umbral</b>	No	Si
<b>Relación Dosis-Efecto</b>	Lineal o Cuadrática	Lineal
<b>Aparición</b>	Tardía	Inmediata o Tardía

## 5.8. MAGNITUDES Y UNIDADES DOSIMÉTRICAS

Dado los posibles impactos negativos derivados de la exposición a las radiaciones ionizantes, se ha vuelto imprescindible cuantificar de manera precisa los niveles de radiación a los que están expuestos los individuos, ya sean trabajadores, miembros del público o pacientes, durante la realización de procedimientos de radiodiagnóstico o intervención radiológica. Con este propósito, se han establecido diversas magnitudes dosimétricas y criterios de radio protección, con el objetivo de establecer una correlación entre la exposición a la radiación y los potenciales efectos biológicos, así como para evaluar el riesgo inherente asociado a dicha exposición.

De esta forma, el término "punto de interés" (HP) se utiliza en dosimetría para referirse a puntos específicos dentro de un tejido o material donde se mide la dosis de radiación. Estos puntos de interés son de particular importancia porque ayudan a determinar la cantidad de radiación absorbida en áreas específicas del cuerpo humano o en otros materiales expuestos a radiación. La medida de la radiación en un punto de interés se realiza mediante dosímetros que registran la energía absorbida por unidad de masa (usualmente en gramos o centímetros cúbicos) en ese punto particular. Esta medida se expresa típicamente en unidades como Gray (Gy) o mili Gray (mGy), que representan la cantidad de energía absorbida por unidad de masa.

En la práctica, la dosis de radiación en un punto de interés se calcula de la siguiente manera:

### 5.8.1 Dosis absorbida (D)

Es la magnitud física básica para expresar la dosis y se utiliza para todos los tipos de radiación ionizante, para cualquier material y geometría de irradiación. Está definida como la derivada entre la energía media impartida por la radiación ionizante  $dE$  la unidad de masa del material irradiado  $dm$ , es decir:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (3)$$

La unidad en el SI de dosis absorbida también es el Gray que se define de la siguiente forma:

$$[Gy] = \left[ \frac{J}{kg} \right]$$

Esta magnitud es medible y existen estándares para determinar su valor, pero al no tener en cuenta los efectos biológicos producidos por la radiación se establecen otras magnitudes explicadas a continuación.[28], [29]

### 5.8.2 Dosis equivalente ( $H_T$ )

Es una magnitud de protección definida especialmente para las personas con el fin de garantizar que la incidencia de los efectos estocásticos a la salud no supera niveles inaceptables y que se evitan reacciones tisulares. El concepto de dosis equivalente tiene en cuenta el riesgo biológico relativo de los diferentes tipos de radiación ionizante.

Las magnitudes de protección se definen en base a la dosis absorbida promedio  $D_T$  en el volumen de un órgano o tejido específico T debida a la radiación R. Entonces, la dosis equivalente en un órgano o tejido  $H_T$  está definida por:

$$H_T = W_R * D_T \quad (4)$$

$D_T$  es la dosis absorbida en el órgano o tejido T y  $W_R$  es el factor de ponderación según el tipo de radiación (Tabla 5.3). La unidad de dosis equivalente es el julio por kilogramo ( $J \cdot kg^{-1}$ ), y su nombre especial es sievert (Sv). [29]

$$[Sv] = \left[ \frac{J}{kg} \right]$$

Tabla 5.3. Valores de  $W_R$  según el tipo y rango de energía de radiación

<b>TIPO Y RANGO DE ENERGÍA</b>		<b><math>W_R</math></b>
Fotones, de todas las energías		1
Electrones, todas las energías		1
Neutrones, de energía	<10 keV	5
	10-100 keV	10
	100 keV - 2 MeV	20
	2-20 MeV	10
	>20 MeV	5
Protones, de energía >2 MeV		5
Partículas alfa, núcleos pesados		20

### 5.8.3 Dosis efectiva (E)

La dosis efectiva, E, se define como la suma de las dosis equivalentes ponderadas en todos los órganos y tejidos del cuerpo y se expresa como:

$$E = \sum H_T * W_T [Sv] \quad (5)$$

Donde:

$H_T$ : Dosis equivalente en el órgano o tejido T

$W_T$ : Factor de ponderación de dicho órgano

De donde se cumpla la condición:  $\sum W_T = 1$

Tabla 5.4. Factores de ponderación de los tejidos recomendados

Tejido	$W_T$	$\sum W_T$
Médula ósea, colon, pulmón, estómago, mama, demás tejidos	0.12	0.72
Gónadas	0.08	0.08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0.04	0.16
Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales, piel	0.01	0.04
TOTAL		1.00

El uso principal de la dosis efectiva es comparar las dosis debidas a diferentes procedimientos de diagnóstico, como así también para comparar tecnologías y procedimientos para el mismo examen clínico en distintos hospitales y países. Por lo tanto, se utiliza principalmente como magnitud de protección para propósitos de optimización o regulación para la radio protección. [29]

### 5.8.4 Kerma (K)

Se define como el cociente de la suma de energías cinéticas iniciales de las partículas ionizantes cargadas liberadas por partículas ionizantes no cargadas en un material de masa dm. Es decir, la energía transferida por la radiación a partículas cargadas en forma de energía cinética en el punto de interés por unidad de masa.[29]

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (6)$$

Kerma se define como una cantidad no estocástica y  $d\bar{E}_{tr}$  es el valor esperado de la suma de las energías cinéticas. La unidad del Kerma es:

$$[Gy] = \left[ \frac{J}{kg} \right]$$

## 5.9. DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE

Una forma de validar los niveles de referencia radiológica obtenidos a partir del estudio de los equipos de rayos X y mamografía, es usando la dosimetría termoluminiscente (TLD).

La emisión de luz que exhiben algunas sustancias al ser expuesta a altas temperaturas tras estar expuesta a radiación ionizante se llama Termoluminiscencia. Este fenómeno se produce debido a la excitación de electrones en los centros de trampas de los cristales de los materiales termoluminiscentes durante la irradiación. Cuando la muestra se calienta, los electrones excitados son liberados de las trampas y regresan a sus estados de energía originales, emitiendo fotones en el proceso. La cantidad de luz emitida está relacionada con la cantidad de radiación absorbida por el material durante la irradiación. En el proceso de desexcitación hay emisión de luz, que está directamente relacionada con la dosis que recibe el material como se observa en la figura 5.14. [31]

Los dosímetros termoluminiscentes están contruidos de ciertos materiales cristalinos equivalentes al tejido, dopados con ciertas impurezas. El valor de dosis absorbida se da a partir de la intensidad de luz emitida, es decir, la relación de la intensidad emitida de luz y la temperatura a la cual el dosímetro ha sido sometido, para liberar toda la energía que ha sido absorbida, se conoce como curva de termoluminiscencia propia de cada material. [32]

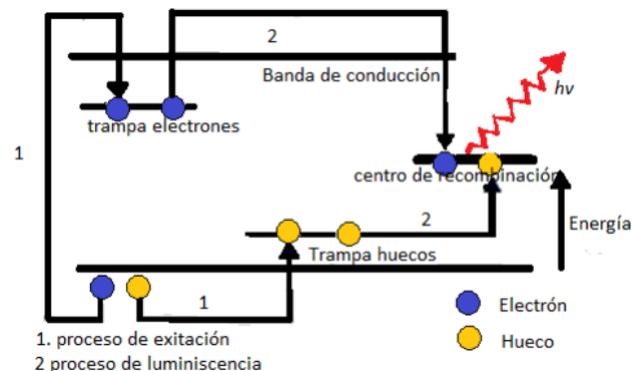


Figura 5.14. Esquema de Termoluminiscencia, donde se observa que algunos materiales dan lugar a la creación de electrones libres - huecos y estos son capturados por estados metaestables de energía[25]

### 5.9.1 Dosímetro termoluminiscente UD-802

El UD-802 está equipado con un detector de tipo pasivo, el cual está construido con dos materiales  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$  (tetraborato de litio) y  $\text{CaSO}_4:\text{Tm}$  (Sulfato de calcio dopado con tulio) y distintas ventanas frente al material termoluminiscente que actúan como filtros permitiendo que un algoritmo de lectura basado en la respuesta de los cuatro elementos arroje Hp (0.7), Hp (10), Hp (3), que permite medir con precisión la dosis de radiación acumulada en un rango amplio, desde 0.1 mGy hasta 10 Gy. Su elemento sensible, un

disco de 7 mm de diámetro y 0.4 mm de espesor, garantiza una respuesta energética dependiente de la energía del fotón, asegurando mediciones confiables en diferentes entornos. [1]

### **5.9.2 Teoría de Bandas de Energía**

La teoría de bandas de energía es un modelo físico que describe el comportamiento de los electrones en un cristal. Se enfoca en el estudio de las bandas de energía, que son rangos continuos de energía permitidos para los electrones en un material sólido. Esta teoría analiza cómo las propiedades eléctricas, ópticas y magnéticas de los materiales están relacionadas con la estructura de bandas y los gaps de energía entre ellas.[33]

### **5.10. VALORES TÍPICOS Y NIVELES DE REFERENCIA**

Los valores típicos se refieren a los valores promedio o representativos de ciertos parámetros relacionados con la radiación en un contexto particular. Estos valores pueden basarse en datos recopilados de diversas fuentes, como estudios epidemiológicos, mediciones de dosis de radiación en diferentes entornos, o modelos matemáticos y simulaciones. Los valores típicos se utilizan para proporcionar una idea general de las condiciones o características comunes en una situación dada, pero pueden variar dentro de ciertos rangos.[2], [29]

Por otro lado, los niveles de referencia radiológica son valores específicos de radiación establecidos para guiar la práctica clínica y la protección radiológica. Estos niveles representan dosis o niveles de exposición a la radiación considerados aceptables para una determinada situación o procedimiento. Los niveles de referencia radiológica se derivan a menudo de datos epidemiológicos, consideraciones de riesgo y beneficio. Se utilizan como puntos de referencia para evaluar y optimizar las prácticas de radiología diagnóstica y terapéutica, y para garantizar que los niveles de exposición a la radiación se mantengan lo más bajos posible sin comprometer la calidad de la atención médica. [2], [29]

### **5.11. PARQUE CLÍNICO ESPÍRITU SANTO**

El Parque Clínico Espíritu Santo, ubicado en la ciudad de Popayán, se erige como un referente de excelencia en el ámbito de la salud al contar con tres Instituciones Prestadoras de Servicios (IPS) fundamentales: IPS Medical Promovida, Sociedad Urológica del Cauca y Cirugía Ambulatoria.



*Figura 5.13. Parque Clínico Espíritu Santo*

La IPS Medical Promovida SAS hace parte de uno de los servicios médicos que ofrece el parque Clínico Espíritu Santo de la ciudad de Popayán. Con una misión centrada en servicios especializados, calidad, calidez y confort, busca mejorar la salud del paciente y su familia. Su visión apunta a ser la mejor clínica en el Departamento del Cauca, con acreditación, sostenibilidad e innovación. Guiados por valores como liderazgo, trabajo en equipo, excelencia, honestidad, gratitud y humanización, la IPS establece objetivos estratégicos, desde alcanzar la excelencia en servicios y acreditación nacional hasta fomentar la innovación y la sostenibilidad financiera. Ofreciendo servicios como radiología, ecografía, mamografía, sala de infusión, sala de endoscopia, cardiología y neurología, la IPS destaca por su amplio y avanzado portafolio, consolidándose como un referente en la atención médica integral. [34]

La Sociedad Urológica del Cauca, por su parte, se compromete a implementar un modelo de atención con visión sistémica, integral y diferencial en salud. Su portafolio tiene, desde consultas generales hasta procedimientos especializados como biopsias prostáticas eco dirigidas, Uro ginecología, urología reconstructiva, fisioterapia del piso pélvico, entre otras.[35]

La IPS Cirugía Ambulatoria, como parte integral del Parque Clínico, tiene como misión prestar un servicio quirúrgico con calidad y calidez. Su portafolio abarca diversas especialidades quirúrgicas, como cirugía artroscópica, cirugía de mano, cirugía pediátrica cirugía oftalmológica, cirugía de traumatología y ortopedia, cirugía plástica cirugía oral y maxilofacial, entre otras.[36]

## **6. METODOLOGÍA Y MATERIALES**

### **6.1. MATERIALES**

#### **6.1.1 MODELO BIO-APROXIMADO**

Se entiende por modelo bio-aproximado a la representación de tejidos y partes del cuerpo humano, los cuales han sido usados para un estudio radiológico en particular. Estos modelos son diseñados y construidos con gelatina, huesos sintéticos (papel aluminio), huesos y tejido porcinos, los cuales simulan e imitan algunas características físicas de los tejidos humanos.

Su propósito es permitir la evaluación de los efectos de la radiación ionizante de manera segura, sin exponer a personas o animales a la radiación. Los modelos bio-aproximados son una herramienta crucial en la investigación y el diseño de dispositivos de protección radiológica, ya que con el uso de estos se logra establecer los niveles típicos de una institución, en particular de Medical Promovida IPS.

#### **6.1.2 Gelatina sin sabor**

La gelatina sin sabor se caracteriza por su apariencia de polvo fino, translúcido e incoloro, su falta de olor y sabor, y su textura sólida en estado seco, que se vuelve gelatinosa al hidratarse. Esta capacidad de gelificación es fundamental para simular la estructura y la elasticidad de los tejidos blandos. Su composición, que incluye principalmente colágeno y agua, aporta flexibilidad y plasticidad, lo que permite ajustar la contextura de los modelos según las necesidades del estudio. Además, su solubilidad en agua caliente facilita su manipulación y moldeado. Además, su biocompatibilidad y biodegradabilidad la convierten en una opción segura y ética para realizar pruebas en modelos bio-aproximados.[37], [38], [39]

#### **6.1.3 Papel aluminio**

El papel de aluminio destaca por su alta maleabilidad, lo que facilita su conformación y adaptación a diversas formas y tamaños, elementos esenciales para recrear la compleja estructura ósea. Uno de los aspectos más destacados del papel de aluminio es su opacidad a la radiación ionizante con una densidad de  $2.70 \text{ g/cm}^3$ , lo que lo convierte en un material ideal para simular huesos en modelos radiográficos. Al atenuar eficazmente la radiación, el papel de aluminio reproduce de manera precisa la absorción y dispersión de la radiación, proporcionando resultados confiables y representativos en estudios de imagenología y de radiación.[16], [40]

#### **6.1.4 Tejido porcino**

El tejido porcino, extraído del cerdo, emerge como un recurso indispensable en la investigación científica y médica, especialmente en la simulación de tejidos humanos dentro de modelos bio-aproximados. Sus similitudes anatómicas, fisiológicas y bioquímicas lo convierten en un bio-modelo de elección para una amplia gama de estudios. Tanto en la presencia de agua como componente principal, como en la diversidad de proteínas, lípidos y carbohidratos, el tejido porcino refleja de cerca la bioquímica del cuerpo humano, lo que lo convierte en un modelo confiable y representativo para estudios biomédicos, dada su similitud anatómica, fisiológica y bioquímica con el tejido humano. [41]

#### **6.1.5 Huesos de PVC**

Los huesos de PVC, reconocidos por su ligereza, resistencia y flexibilidad, se han convertido en un material esencial en la investigación biomédica, particularmente para la simulación de estructuras óseas en modelos bio-aproximados. Los componentes principales del PVC incluyen cloruro de vinilo, que proporciona al material sus propiedades distintivas de resistencia y durabilidad, junto con una variedad de aditivos que pueden mejorar aún más sus características.[42]

#### **6.1.6 Dosímetro termoluminiscente UD-802**

El dosímetro termoluminiscente UD-802 (Figura 6.1) es un dispositivo esencial en la dosimetría de radiación ionizante, que se destaca por su precisión, versatilidad y facilidad de uso. Este instrumento compacto y ligero ofrece una amplia gama de características que lo hacen ideal para una variedad de aplicaciones en estudios de radiación.

La empresa ASPROMEDICA es quien suministra los dosímetros TLD, los cuales son entregados y recogidos en nuestra institución para su posterior lectura. A través de un convenio previamente establecido, se detalla el uso y la ubicación de los dosímetros, permitiendo así que Aspromedica envíe la cantidad necesaria para cubrir nuestras necesidades. Una vez realizadas las mediciones, dicha empresa proporciona un informe detallado de los valores de dosis, como se muestra en el Anexo A adjunto. Estos valores son fundamentales para evaluar la exposición a la radiación en nuestros modelos, permitiendo compararlos con la radiación recibida y analizar los patrones típicos de radiación en Medical Promovida IPS. La recopilación de datos de los dosímetros sigue un proceso específico: inicialmente, el dosímetro termoluminiscente (TLD) recibe la radiación incidente y la absorbe. Luego, este dosímetro se somete a un proceso de calentamiento controlado; durante este proceso, el TLD emite luz en respuesta a la radiación absorbida previamente. La intensidad lumínica resultante está directamente relacionada con la cantidad de radiación absorbida por el dosímetro.

El funcionamiento del UD-802 se basa en el principio de termoluminiscencia, donde la radiación ionizante interactúa con el detector, liberando electrones que quedan atrapados

en defectos cristalinos. Al calentar el detector, estos electrones son liberados y emiten luz, cuya intensidad es proporcional a la dosis de radiación acumulada.[1]



*Figura 6.1. Dosímetros termoluminiscentes UD-802 usados para cuantificar la radiación*

### **6.1.7 Mamógrafo MAMMOMAT Inspiration de SIEMENS**

El mamógrafo MAMMOMAT Inspiration de Siemens (Figura 6.2) es un equipo de diagnóstico por imágenes diseñado específicamente para la detección temprana del cáncer de mama y la realización de estudios de mamografía de alta calidad. Su capacidad para adquirir imágenes de mama en 2D y 3D mediante la tomo síntesis proporciona una mayor precisión en la detección de cánceres pequeños e invasivos, lo que es crucial para los objetivos de mi estudio. El componente fundamental del Mamógrafo MAMMOMAT Inspiration es su detector digital de alta resolución, que, junto con un software de procesamiento avanzado, proporciona imágenes de mama con un alto nivel de detalle y contraste para una interpretación precisa por parte del radiólogo.[21]



*Figura 6.2. Mamógrafo MAMMOMAT Inspiration de SIEMENS*

### **6.1.8 Equipo de radiografía MULTIX Impact (VA20)**

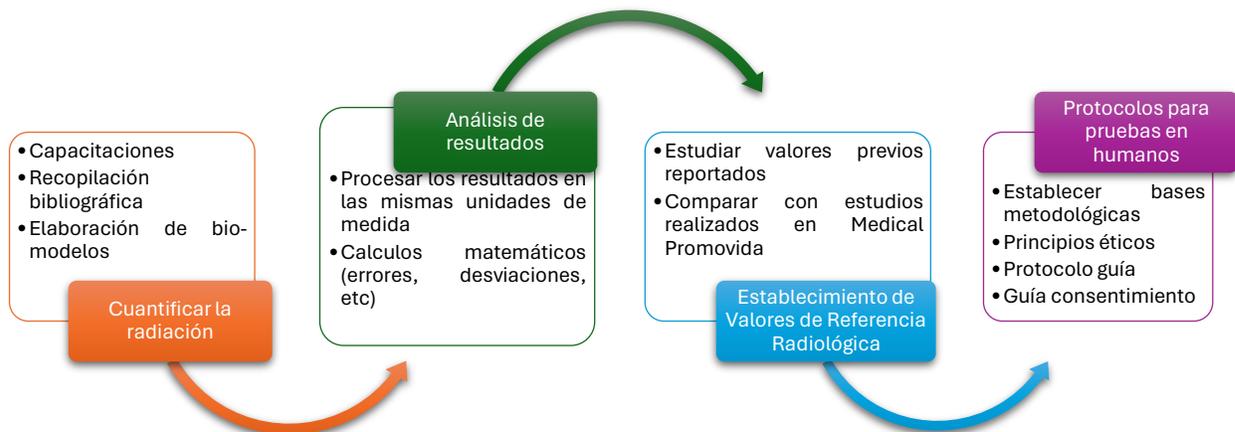
El Equipo de Radiografía MULTIX Impact (VA20) de Siemens (Figura 6.3) destaca por su tecnología digital avanzada y su capacidad para proporcionar imágenes de alta calidad con una dosis de radiación mínima. Además, su tubo de rayos X de alta frecuencia y su detector digital de última generación garantizan una emisión de radiación precisa y controlada, así como la conversión de los rayos X en señales eléctricas para la obtención de imágenes digitales de alta calidad. Este equipo se utiliza en una amplia variedad de aplicaciones clínicas, incluyendo radiografías de rutina, estudios de emergencia y procedimientos de diagnóstico.[19]



Figura 6.3. Equipo de radiografía MULTIX Impact (VA20)

## 6.2. METODOLOGÍA

Durante el desarrollo de este estudio, se implementó una metodología rigurosa y sistemática para llevar a cabo la determinación de niveles de referencia radiológica en las áreas de mamografía y rayos X de Medical Promovida IPS SAS. A continuación, se detalla el proceso seguido en cada etapa:



Gráfica 6.1. Esquema practico de metodología usada en el proceso de obtención de los niveles de referencia radiológica

### 6.3.1 Cuantificación de la radiación utilizando modelos bio-aproximados

Para comenzar, se llevó a cabo una serie de capacitaciones destinadas al personal de la clínica, donde se abordaron los riesgos y efectos adversos asociados con la exposición a la radiación ionizante, así como las medidas de protección radiológica necesarias para minimizar dichos riesgos. Esta fase inicial fue crucial para asegurar un ambiente de trabajo seguro, garantizando comprensión y colaboración por parte del equipo involucrado y en específico los técnicos encargados del manejo de los equipos médicos. Además, se realizó una evaluación de las capacitaciones teóricas, donde se evidenció que el personal obtuvo buenos resultados, lo que refleja la efectividad de las sesiones de formación en la comprensión de los conceptos clave relacionados con la protección radiológica y la seguridad en el trabajo. Esta evaluación reafirmó el compromiso del personal con la implementación de prácticas seguras en el manejo de la radiación ionizante, sentando así una base sólida para el éxito del proyecto.

Luego, se procedió con la recopilación bibliográfica la cual proporcionó una base sólida para el diseño experimental y la interpretación de los resultados, donde se revisaron estudios previos (ver antecedentes) y literatura científica relevante sobre modelos bio-aproximados y niveles de radiación indicados para los casos estudiados, lo que permitió cumplir con el objetivo de establecer niveles de referencia radiológica.

#### ➤ **Modelo 1**

Con la información recopilada, se procedió a la preparación de modelos bio-aproximados. El primer modelo se elaboró utilizando gelatina sin sabor para simular tejidos blandos y suaves dado que la densidad de la gelatina es aproximadamente  $1.3 \text{ g/m}^3$  se asemeja de una manera muy precisas a la mama, que tiene una densidad alrededor de  $1.1 \text{ g/cm}^3$ , mientras que se empleó papel de aluminio para representar los huesos de los pacientes, la densidad del papel es de  $2.70 \text{ g/cm}^3$  y la densidad promedio del tejido óseo es de  $1.8 \text{ g/cm}^3$ , valores cercanos que hacen factible la utilización de este materiales para la simulación. Para esta aproximación, se utilizó una simulación en 3D tomada de la página web sketchfab de los huesos humanos de la mano, rodilla y tórax, los cuales fueron meticulosamente elaborados y colocados de manera ordenada en cada creación de los modelos[43]; para hallar la cantidad de producto a usar se hizo de forma experimental de lo cual resultó una relación de 1:4, donde por una porción de gelatina son 4 de agua para lograr obtener una contextura y una densidad aproximadas a las que tendría un humano, cuya densidad media es de unos  $933 \text{ kg/m}^3$ .



Figura 6.4. Simulación 3D de los huesos usados en los modelos[43]

Para la obtención de estos modelos, se consideraron las propiedades que posee la gelatina sin sabor, la cual es un excelente bio-modelo para simular tejidos blandos. La gelatina sin sabor presenta una composición química similar a la de los tejidos blandos del cuerpo humano, principalmente compuesta de colágeno, agua y proteínas. Esto permite que se comporte de manera similar a los tejidos humanos cuando está expuesta a la radiación ionizante.

Además de su composición química similar, la gelatina sin sabor tiene una textura y densidad que se asemejan a las de los tejidos blandos humanos, lo que la convierte en una opción ideal para simular la respuesta de estos tejidos a la radiación. Su facilidad de manipulación y moldeado en diversas formas y tamaños también la hacen adecuada para crear modelos personalizados que se ajusten a las necesidades específicas del estudio. Asimismo, su disponibilidad y bajo costo la convierten en un material accesible para la investigación en diversos entornos.

Los frijoles se utilizan para simular las glándulas mamarias debido a su consistencia blanda pero firme, similar a la de las glándulas reales, lo que permite que se compriman y mantengan su forma al ser colocados dentro de la gelatina sin sabor. Su forma redondeada y suavidad superficial contribuyen a recrear la morfología de estas estructuras anatómicas.

Por otro lado, los fideos a medio cocer se emplean para representar los conductos mamaros debido a su forma alargada y textura que se asemeja a la de los conductos reales. Al colocarse dentro de la gelatina sin sabor, los fideos pueden simular la disposición y estructura tubular de los conductos mamaros, proporcionando flexibilidad y capacidad para retener la forma, lo que contribuye a una simulación más precisa de la anatomía mamaria.

En cuanto al aluminio utilizado para simular los huesos en el estudio, este material fue seleccionado debido a sus propiedades de atenuación de la radiación. El aluminio tiene la capacidad de atenuar eficazmente la radiación ionizante, lo que lo hace adecuado para simular la presencia de huesos en los modelos. Esta propiedad permite una medición más precisa de la radiación absorbida en diferentes áreas anatómicas.

Además de su capacidad de atenuación, el aluminio es un material estable y duradero que puede mantener su forma y estructura durante el estudio, lo que garantiza resultados consistentes y confiables. Su facilidad de manipulación y su disponibilidad a bajo costo también lo hacen práctico para su uso en estudios de investigación, permitiendo la creación de múltiples modelos para diversas aplicaciones.

En la elaboración de los cuatro modelos, se emplearon un total de 1.747 g de gelatina sin sabor y 6.988 g de agua. Para asegurar la coherencia en las unidades de medida, se consideró que la equivalencia del agua es de 1 g igual a 1 mL igual a 1 cm<sup>3</sup>. El total se dio con la siguiente utilización:

*Tabla 6.2. Cantidades usadas para la realización del modelo bio-aproximado de gelatina y agua*

Modelo de estudio	Cantidad de gelatina (gramos)	Cantidad de agua (gramos)
<b>MAMA</b>	174	696
<b>MANO</b>	72	288
<b>RODILLA</b>	301	1.204
<b>TORAX</b>	1.200	4.800

En cuanto a la fabricación de los huesos, se emplearon aproximadamente 20 metros de material, lo que permitió crear un total de 46 huesos para los distintos modelos. Para el modelo de la mano, que consta de 29 huesos, cada uno tuvo un peso promedio de 16 gramos. En el caso del modelo de la rodilla, que incluyó 4 huesos (fémur, tibia, peroné y rótula), la suma del peso de los huesos alcanzó los 89 g. Para el modelo del tórax, que contó con un total de 13 huesos, el peso promedio fue de 50 g. Estos datos garantizaron que los modelos fueran lo más cercanos posibles en cuanto a la contextura de un cuerpo humano.

Para diseñar la mano, como se muestra en la figura 6.5, se tomó un guante de látex talla M, en el cual, dedo por dedo y el resto de la mano, se fueron colocando los huesos y luego se llenó con gelatina sin sabor. Este proceso se replicó para la rodilla y el tórax en recipientes que permitieron tener la forma de cada parte.



*Figura 6.5. Proceso de fabricación y resultado de la elaboración del bio-modelo de mano humana*



*Figura 6.6. Proceso de fabricación y resultado de la elaboración del bio-modelo de mama humana*



*Figura 6.7. Fabricación y resultado de la elaboración del bio-modelo de rodilla humana*



*Figura 6.8. Proceso de fabricación y resultado de la elaboración del bio-modelo de tórax humano*

Se debe mencionar que los datos fueron recopilados utilizando dos equipos diferentes. El estudio relacionado con la mama se llevó a cabo utilizando el mamógrafo MAMMOMAT Inspiration de SIEMENS, mientras que, para los otros modelos, como el de la mano, tórax y rodilla, se empleó el equipo de radiografía MULTIX Impact (VA20), también de SIEMENS. Se eligieron los modelos de mano, rodilla y tórax debido a su representatividad y su capacidad para proporcionar un análisis general del cuerpo humano, dada su aproximación integral.

➤ **Modelo 2**

Para mostrar un enfoque más detallado de la anatomía humana se hace uso de una combinación de tocino, carne y cartílago porcino para simular tejido graso y otros tejidos más complejos, además de huesos en PVC. Para la mano y la rodilla, se optó por huesos de PVC de alta calidad. En el caso del estudio del tórax, se emplearon todos los componentes porcinos disponibles.

Se emplea aproximadamente 2,1 kilogramos de tejido porcino, compuesto tanto por carne como por tocino. Estos elementos se usan para el recubrimiento de los huesos, donde la carne se aplicó como capa inicial seguida del tocino, generando así una similitud entre la carne y el músculo, y el tocino con la piel, que es el órgano directamente expuesto a la radiación. En cuanto a las especificaciones de los modelos, la mano alcanzó un peso total de 222 g, mientras que los huesos del tórax tuvieron un peso combinado de 800 g. Por otro lado, los huesos utilizados para la rodilla tuvieron un peso total de 403 g.

El proceso consistió en recubrir los huesos de cerdo y de PVC con carne y tocino de cerdo. Para el tórax, se utilizó exclusivamente tejido porcino, mientras que, para simular la mama, se combinaron frijoles y fideos, recubriéndolos con tejido porcino para obtener una representación más cercana del tejido mamario humano.



*Figura 6.8. Fabricación y resultado de la elaboración del bio-modelo de mama humana*



*Figura 6.9. Fabricación y resultado de la elaboración del bio-modelo*

*de mano humana*



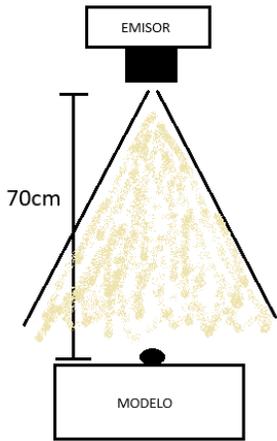
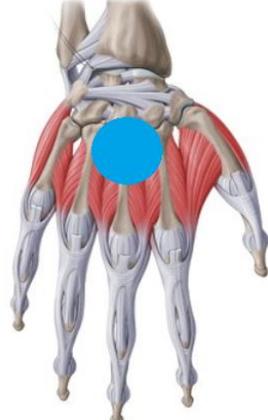
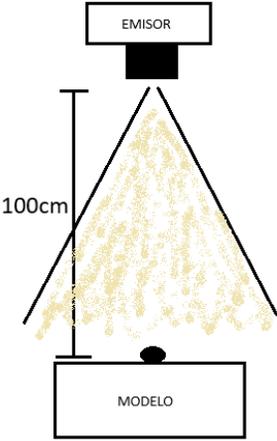
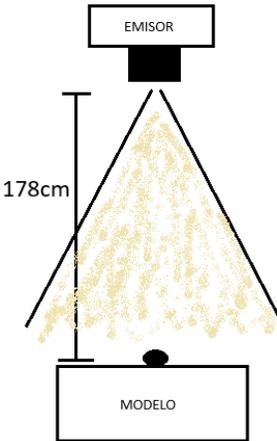
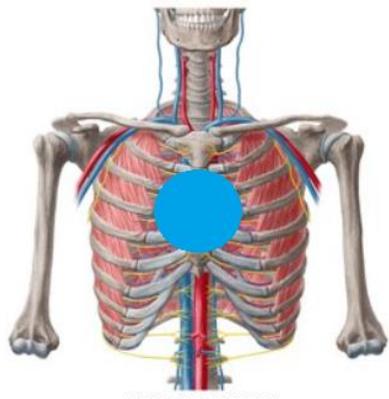
*Figura 6.10. Fabricación y resultado de la elaboración del bio-modelo de rodilla humana*

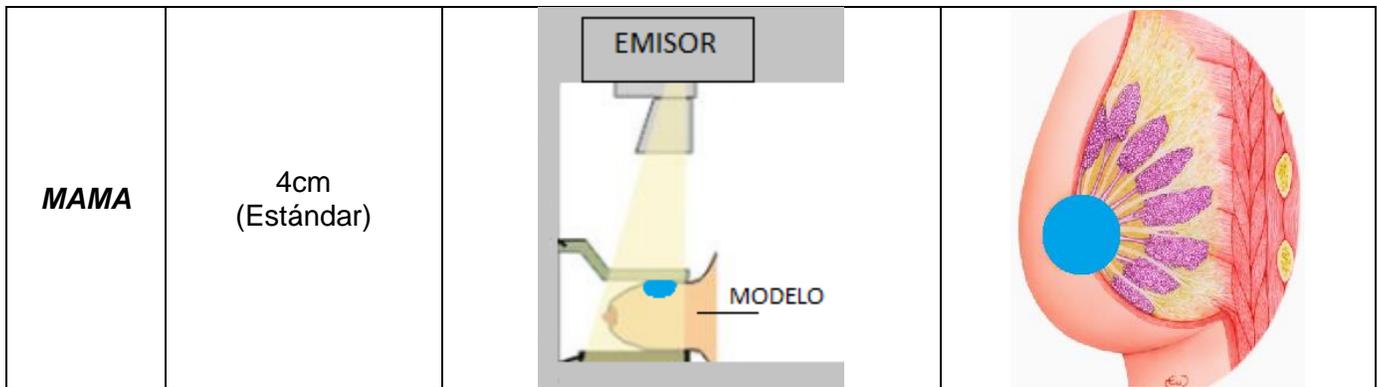


*Figura 6.11. Fabricación y resultado de la elaboración del bio-modelo de tórax humano*

Una vez preparados los modelos, se llevaron a cabo mediciones radiológicas utilizando dosímetros de termoluminiscencia (TLD) de referencia UD-802. Estos dosímetros se posicionaron estratégicamente en el centro de los modelos permitiendo evaluar la dispersión de la radiación y su comportamiento en los modelos bio-aproximados y se utilizaron para medir la radiación absorbida en diferentes áreas anatómicas de tejido. Los modelos bio-aproximados, contruidos con gelatina sin sabor y papel de aluminio y los modelos de estructura porcina, PVC y humano, fueron calibrados y utilizados para simular la respuesta de los tejidos humanos a la radiación. Estas mediciones se realizaron en condiciones controladas, asegurando la precisión y consistencia de los datos recopilados, lo que permitió obtener mediciones precisas y representativas de la radiación absorbida.

Tabla 6.3. Posicionamiento de los fantasmas y distancias de la emisión para modelo 1 y 2

	<b>GROSOR DE MODELO</b>	<b>DISTANCIA DEL EQUIPO AL MODELO</b>	<b>POSICIONAMIENTO ESTRATEGICO</b>
<b>MANO</b>	3cm		 <p>UBICACION CENTRAL</p>
<b>RODILLA</b>	13.8cm		 <p>UBICACION CENTRAL</p>
<b>TORAX</b>	15cm		 <p>UBICACION CENTRAL</p>



NOTA: Las distancias de los modelos varían de dependiendo del tamaño de este.

### 6.3.2 Análisis de Resultados

Con el fin de realizar el análisis de los resultados obtenidos de las mediciones radiológicas, se siguieron varios pasos sistemáticos. Primero, se calcularon medidas descriptivas, como promedios, errores y desviaciones estándar (Ecuaciones 7,8,9), para proporcionar una comprensión completa de los niveles de radiación medidos. Estas medidas permitieron una evaluación precisa de la distribución y variabilidad de los datos recopilados. Los factores que influyen en el error son la calibración de los equipos y el error humano cuando se manipulan los escenarios, dado que casi nunca tiene la misma condición entre medida y media.

Si bien las unidades de medida proporcionadas por el equipo y los dosímetros termoluminiscentes (TLD) difieren entre sí, se realizó un análisis estadístico uniforme para todos los datos recopilados. Sin embargo, es importante destacar que el análisis específico que se les aplica es diferente. Mientras que los datos del equipo se interpretan en Gray [Gy], la unidad de medida de la dosis absorbida, los datos de los TLD se presentan en Sievert [Sv], que es la unidad de medida de la dosis equivalente y la dosis efectiva. La dosis equivalente tiene en cuenta el tipo de radiación ionizante (fotones X, gamma, partículas alfa, beta), mientras que la dosis efectiva considera la densidad del órgano, para lo cual se definen algunos factores. A pesar de estas diferencias, se lleva a cabo un análisis estadístico común para evaluar si los valores están dentro de los rangos establecidos. Esto se logra calculando el valor típico en cada caso y comparándolo con otros estudios para determinar si está dentro del rango permitido.

Siendo más específicos, el equipo de radiología proporciona la dosis por área (DAP) en unidades de micro Gray por metro cuadrado ( $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ). Esta medida indica la cantidad total de radiación absorbida por unidad de área expuesta durante un procedimiento radiológico específico. Por otro lado, los dosímetros termoluminiscentes (TLD) registran la dosis absorbida en unidades Sievert (Sv). Esta medida representa la cantidad total de radiación absorbida en el dosímetro durante un período de exposición determinado.

Los datos del equipo de radiología se extraen directamente de la máquina durante los estudios radiológicos, el software que utiliza el equipo es Syngo via de la casa SIEMENS[44]. En cuanto a las lecturas de los TLD, estos datos son suministrados por ASPROMEDICA, la entidad encargada del suministro y procesamiento de los dosímetros. Una vez obtenidos, los datos se registran en un formato de hoja de cálculo de Excel. Posteriormente, se les realiza un tratamiento estadístico para calcular medidas estadísticas como promedios, desviaciones estándar y percentiles. Los resultados se presentan en tablas dentro del capítulo 7.1 y 7.2 del documento. Estas tablas muestran de manera clara y organizada la información recopilada y procesada.

Además, el proveedor del equipo, es decir, SIEMENS, por medio del convenio que manejan con Medical Promovida, suministra información el seguimiento del equipo mostrando reportes de los estudios que se han realizado mostrando cuando se hicieron y que tipo de examen, esta información es muy valiosa ya que permite comprar los datos que suministra el software del equipo con el reporte de SIEMENS y poder analizar si es el mismo o se presenta un cambio.

Para calcular el promedio de los datos, se utilizó la siguiente ecuación:

$$\text{Promedio} = \bar{x} = \frac{\sum x_i}{n} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} \quad (7)$$

Donde  $x_i$  representa cada uno de los valores medidos y  $n$  es el número total de mediciones.

El error absoluto se calculó restando cada valor individual del promedio y tomando el valor absoluto de esa diferencia, como se muestra en la siguiente ecuación:

$$E_A = |x_i - \bar{x}| \quad (8)$$

Donde  $x_i$  representa cada valor individual del promedio y  $\bar{x}$  el promedio de los datos.

La desviación estándar se determinó como la raíz cuadrada de la varianza de los datos, que mide la dispersión de los valores con respecto al promedio. Estas medidas proporcionaron información importante sobre la precisión y consistencia de las mediciones radiológicas realizadas. La ecuación de la desviación estándar está dada por:

$$S = \sqrt{\frac{|x_i - \bar{x}|^2}{n - 1}} \quad (9)$$

Además, para entender un poco más como incide la radiación en el cuerpo humano, se realizaron dos tipos de mediciones de radiación utilizando los dosímetros:

1. **Radiación Superficial HP (0.07):** Esta lectura corresponde a la radiación absorbida en la superficie de un tejido. La notación "HP (0.07)" indica que la medida se toma a una profundidad de 0.07 mm en el tejido. Esta lectura es importante para evaluar la dosis de radiación que recibe la piel y las capas superficiales del cuerpo humano. [45]
2. **Radiación de Tejido Profundo HP (10):** Esta lectura corresponde a la radiación absorbida en tejidos más profundos del cuerpo humano. La notación "HP (10)" indica que la medida se toma a una profundidad de 10 mm en el tejido. Esta lectura es crucial para evaluar la dosis de radiación que alcanza órganos y tejidos internos del cuerpo, como los pulmones, el corazón o los huesos. Se utiliza especialmente en procedimientos donde la radiación penetra más profundamente en el cuerpo, como en radiografías de tórax o procedimientos de fluoroscopia.[45]

Ahora, para calcular los niveles de referencia se toma en cuenta el percentil 75, el cual es un estudio estadístico importante que se utiliza para resumir la distribución de datos y proporcionar información sobre la posición relativa de los valores dentro de una distribución y de esta forma nos mostrara los niveles de referencia para los equipos usados en Medical Promovida IPS SAS. Los datos usados para el cálculo de los niveles típicos se tomaron de una base de datos anónima que se entrega en forma de reporte por parte de SIEMENS.

### 6.3.3 Establecimiento de los valores de referencia

Para calcular el *percentil 75 (P75)*, necesitamos seguir estos pasos:

1. Ordenar los datos de menor a mayor.
2. Para encontrar el percentil 75 de cada uno de los casos de estudio, se necesita calcular en qué posición estaría el valor correspondiente al percentil. Como se tienen tres datos en cada caso, el percentil 75 estaría entre el segundo y el tercer valor.
3. Para encontrar el percentil que está entre el segundo y tercer valor, este se debe interpolar, teniendo los datos ordenados de menor a mayor  $x_1$ ,  $x_2$  y  $x_3$ . usando la siguiente ecuación:

$$\text{Valor interpolado} = x_2 + (x_3 - x_2) * \left( \frac{\text{Posición Percentil 75} - \text{Posición de } x_2}{\text{Posición de } x_3 - \text{Posición de } x_2} \right) \quad (10)$$

Para realizar este cálculo se usó la herramienta Excel, se le pasaron los datos y la ecuación correspondiente y así se logró obtener el cálculo, el cual se muestra posteriormente en la discusión y entrega de resultados.

#### **6.3.4 Realización de Protocolos para Pruebas en Seres Humanos**

El diseño del protocolo experimental se realizó con un enfoque educativo para evaluar la incidencia de la radiación en el cuerpo humano. Es importante destacar que, en esta etapa, no se llevaron a cabo pruebas en seres humanos. En su lugar, se establecieron las bases metodológicas del protocolo para futuros estudios que incluyan pruebas en seres humanos.

Se realizó una revisión de la literatura científica para comprender la base teórica y los resultados previos relacionados con los modelos bio-aproximados utilizados en la investigación. Además, se consideraron y respetaron los principios éticos fundamentales de la investigación en seres humanos, como la autonomía, la beneficencia, la no maleficencia y la justicia.

Con base en esta revisión y respetando los principios éticos de la investigación en seres humanos, se diseñó un protocolo experimental. Este protocolo incluyó la definición clara de hipótesis de investigación, objetivos del estudio y métodos de selección de participantes. Se establecieron criterios de inclusión y exclusión para la selección de participantes, considerando aspectos como la exposición a la radiación en el caso de radiólogos.

Además de los aspectos técnicos como la evaluación de la dosis de radiación, el establecimiento de procedimientos operativos estándar para garantizar la consistencia y precisión de los resultados, desarrollar un método de análisis, etc., se evaluaron los riesgos asociados con la participación de los seres humanos en el estudio y se implementaron medidas de seguridad adecuadas para proteger la salud y el bienestar de los participantes y el personal involucrado. Se estableció un protocolo claro para obtener el consentimiento informado de todos los participantes, asegurando que comprendieran los riesgos y beneficios de su participación y que otorgaran su consentimiento voluntario. (Ver ejemplo de consentimiento informado en resultados 7.3.2).

## 7. RESULTADOS

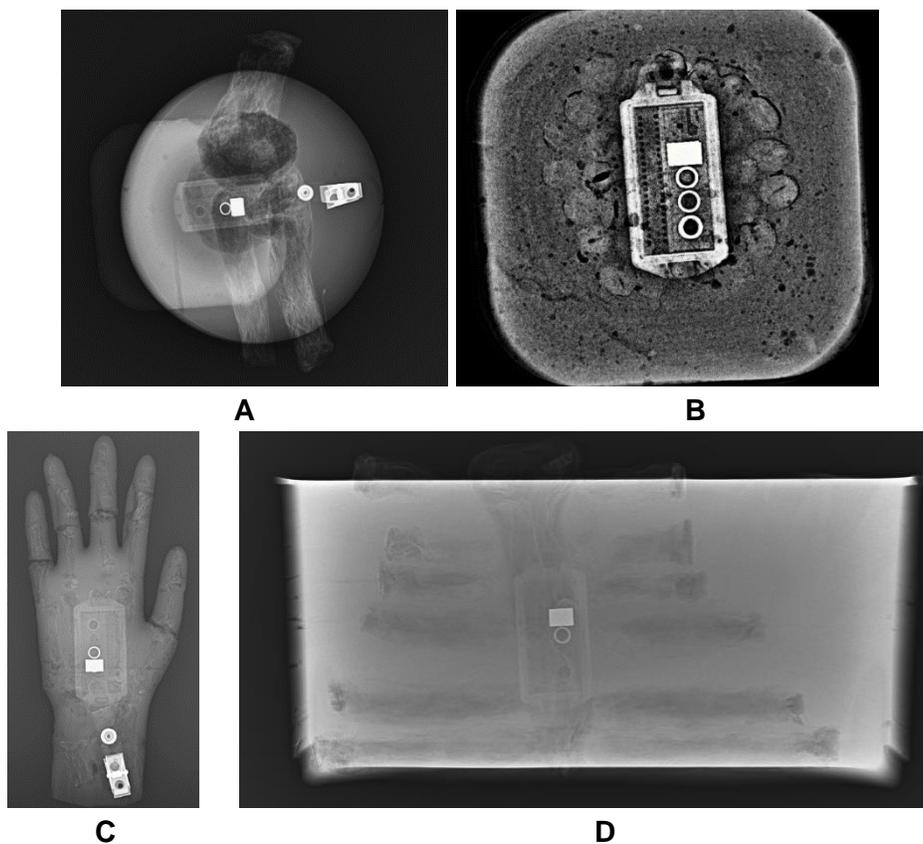
### 7.1. Cuantificación de la radiación utilizando modelos bio-aproximados de gelatina y tejido graso que simulan diferentes situaciones clínicas.

Para cumplir con el objetivo de cuantificar la radiación utilizando modelos bio-aproximados de gelatina y tejido graso, se realizaron mediciones en diferentes situaciones clínicas simuladas. En la tabla 7.1 se observa la distancia y la posición del equipo y algunos de los modelos usados para la toma de los datos.

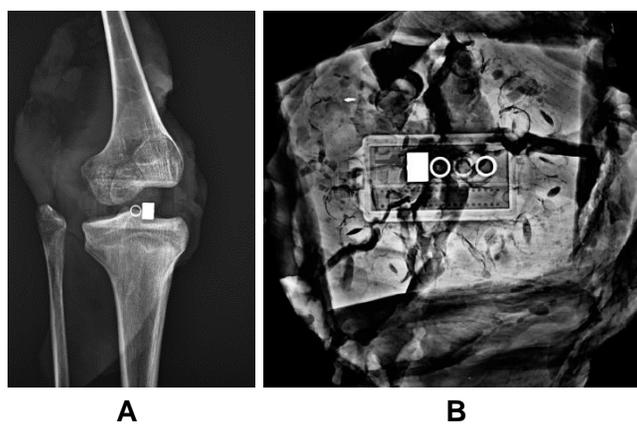
Tabla 7.1. Posicionamiento equipo-fantoma-dosímetro para los modelos 1 y 2

MODELO	UBICACIÓN Y DISTANCIA	MODELO	UBICACIÓN Y DISTANCIA
<b>MANO</b>	 A hand phantom is placed on a table in front of a radiation detector. The detector is mounted on a stand with a control panel and a screen.	<b>RODILLA GELATINA</b>	 A knee phantom is placed on a table in front of a radiation detector. The detector is mounted on a stand with a control panel and a screen.
<b>RODILLA TEJIDO PORCINO</b>	 A porcine tissue phantom is placed on a table in front of a radiation detector. The detector is mounted on a stand with a control panel and a screen.	<b>MAMA CON RECUBRIMIENTO TEJIDO PORCINO</b>	 A breast phantom with porcine tissue is placed on a table in front of a radiation detector. The detector is mounted on a stand with a control panel and a screen.
<b>TORAX</b>	 A chest phantom is placed on a table in front of a radiation detector. The detector is mounted on a stand with a control panel and a screen.		

Una vez que se realizaron los posicionamientos de equipo-fantoma-dosímetro para los modelos 1 y 2, se obtuvieron los siguientes resultados de radiografía y mamografía. En la figura 7.1 se observan los resultados para estudio de mama, mano, tórax y rodilla para el primer modelo de gelatina y en la figura 7.2 se observan los mismos resultados, pero esta vez para el segundo modelo hecho a base de tejido porcino.



*Figura 7.1. Imágenes obtenidos después del estudio del primer bio-modelo en el equipo de Rayos X y de Mamografía. (A) Estudio de rodilla, (B) Estudio de mama, (C) Estudio de mano, (D) Estudio de tórax*



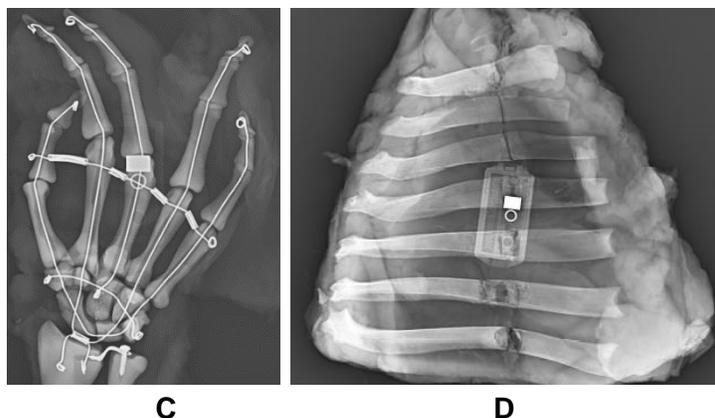


Figura 7.2. Imágenes obtenidos después del estudio del segundo bio-modelo en el equipo de Rayos X y de Mamografía. (A) Estudio de rodilla, (B) Estudio de mama, (C) Estudio de mano, (D) Estudio de tórax

A continuación, se muestra adicionalmente el visualizador de la imagen radiográfica, la cual en muestra información acerca de los datos obtenidos, como la dosis de radiación, el potencial, la carga eléctrica y el tipo de estudio, corroborando así la información y resultando ser valiosas para el estudio.

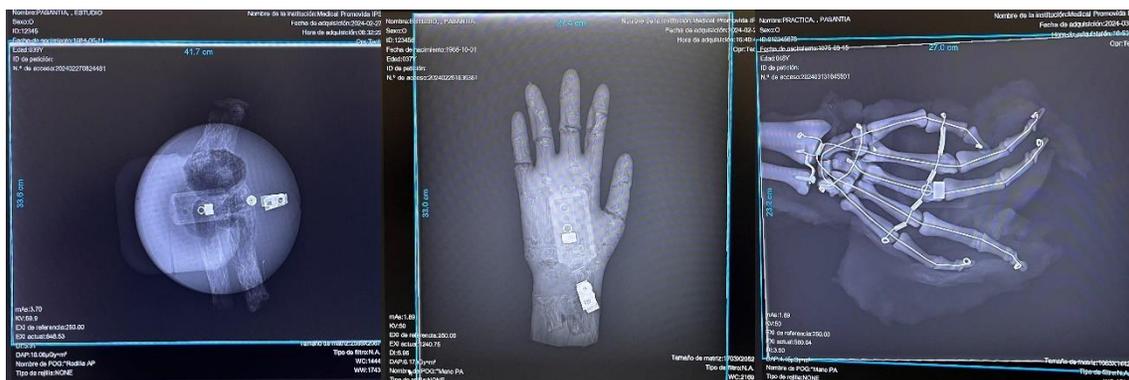


Figura 7.3. Visualizador de imágenes del equipo donde se observan los resultados que este proporciona

### 7.1.1 Mamografía

En este caso, se recopilaron datos de tres fuentes principales: los registros del equipo de mamografía, el seguimiento del equipo por parte de SIEMENS y los dosímetros de radiación colocados estratégicamente. Los registros del equipo proporcionaron información sobre la configuración de las exposiciones radiológicas durante las mamografías (Tabla 7.2, Tabla 7.3).

El seguimiento del equipo permitió analizar el rendimiento del mamógrafo a lo largo del tiempo, identificando posibles variaciones en la radiación emitida. Los datos recopilados de los dosímetros de radiación en mamógrafos brindaron mediciones directas de la

radiación absorbida en diferentes áreas anatómicas de tejido durante las exposiciones radiológicas.

A continuación, se muestran los datos obtenidos de radiación dados por las tres fuentes que son, el equipo, el reporte de Siemens y los dos datos que nos arroja el dosímetros, el HP (10) y el HP (0.07): (Ver anexo A)

*Tabla 7.2. Resultados obtenidos a partir del primer bio-modelo hecho a base de gelatina*

Tamaño de la mama	DOSIS SUMINISTRADAS				Parámetros tomados en cuenta	
	Equipo MAMMOMAT Inspiration [mGy]	Reporte de SIEMENS [mGy]	Dosímetro HP (10mm) [mSv]	Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]	Potencial [kV]	Carga eléctrica [mA*s]
	6 cm	0.21	0.21	0.40		
0.21		0.21	0.41	0.42	17.9	
0.21		0.21	0.36	0.37	18	
4 cm	0.30	0.30	0.38	0.40	25	35.4
	0.20	0.20	0.29	0.30		23.7
	0.20	0.20	0.34	0.35		23.7
3 cm	0.31	0.31	0.32	0.32	23	44.8
	0.20	0.20	0.23	0.24		29.0
	0.30	0.30	0.19	0.26		42.4

*Tabla 7.3. Resultados obtenidos a partir del segundo bio-modelo hecho a base de tejido porcino*

Tamaño de la mama	DOSIS SUMINISTRADAS				Parámetros tomados en cuenta	
	Equipo MAMMOMAT Inspiration [mGy]	Reporte de SIEMENS [mGy]	Dosímetro HP (10mm) [mSv]	Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]	Potencial [kV]	Carga eléctrica [mA*s]
	6 cm	2.53	2.53	3.78		
0.48		0.48	1.13	1.33	42.9	
0.77		0.77	1.66	1.85	67.8	
4 cm	0.19	0.19	0.38	0.40	25	22.9
	0.19	0.19	0.43	0.48		22.8
	0.20	0.20	0.36	0.40		23.1
3 cm	0.26	0.26	0.28	0.35	23	38.3
	0.27	0.27	0.29	0.38		37.6
	0.22	0.22	0.24	0.33		30.9

### 7.1.2 Radiografía

Al igual que en el caso de la mamografía, se utilizaron registros del equipo, seguimiento del equipo y dosímetros de radiación para recopilar datos durante las

radiografías. Los registros del equipo proporcionaron información detallada sobre las exposiciones radiológicas realizadas en el equipo de rayos X.

Los dosímetros registraron las dosis de radiación absorbida en diferentes áreas anatómicas de tejido durante las exposiciones radiológicas, proporcionando una evaluación precisa de la radiación en estas situaciones clínicas simuladas, los valores registrados se encuentran en las tablas 7.4 - tabla 7.9.

A continuación, se muestran los datos obtenidos de radiación dados por las tres fuentes que son, el equipo, el reporte de Siemens y los dos datos que nos arroja los dosímetros, el HP (10) y el HP (0.07), para cada uno de los modelos:

*Tabla 7.4. Resultados obtenidos de la mano a partir del primer bio-modelo hecho a base de gelatina*

Modelo de estudio	DOSIS SUMINISTRADAS				Parámetros tomados en cuenta	
	Equipo MULTIX Impact [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Reporte de SIEMENS [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Dosímetro HP (10mm) [mSv]	Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]	Potencial [kV]	Carga eléctrica [mA*s]
	MANO	6.17	6.17	0.05		
6.15		6.15	0.09	0.09		
6.16		6.16	0.07	0.07		

*Tabla 7.5. Resultados obtenidos de la mano a partir del segundo bio-modelo hecho a base de tejido porcino*

Modelo de estudio	DOSIS SUMINISTRADAS				Parámetros tomados en cuenta	
	Equipo MULTIX Impact [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Reporte de SIEMENS [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Dosímetro HP (10mm) [mSv]	Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]	Potencial [kV]	Carga eléctrica [mA*s]
	MANO	4.45	4.45	0.07		
4.43		4.43	0.07	0.07		
4.45		4.45	0.08	0.08		

*Tabla 7.6. Resultados obtenidos de la rodilla a partir del primer bio-modelo hecho a base de gelatina*

Modelo de estudio	DOSIS SUMINISTRADAS				Parámetros tomados en cuenta	
	Equipo MULTIX Impact [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Reporte de SIEMENS [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Dosímetro HP (10mm) [mSv]	Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]	Potencial [kV]	Carga eléctrica [mA*s]
	RODILLA	18.07	18.07	0.11		
18.08		18.08	0.10	0.10		
18.04		18.04	0.11	0.11		

Tabla 7.7. Resultados obtenidos de la rodilla a partir del segundo bio-modelo hecho a base de tejido porcino

Modelo de estudio	DOSIS SUMINISTRADAS				Parámetros tomados en cuenta	
	Equipo MULTIX Impact [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Reporte de SIEMENS [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Dosímetro HP (10mm) [mSv]	Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]	Potencial [kV]	Carga eléctrica [mA*s]
	RODILLA	9.94	9.94	0.12		
9.94		9.94	0.13	0.14		
9.93		9.93	0.12	0.13		

Tabla 7.8. Resultados obtenidos del tórax a partir del primer bio-modelo hecho a base de gelatina

Contextura del tórax	DOSIS SUMINISTRADAS				Parámetros tomados en cuenta	
	Equipo MULTIX Impact [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Reporte de SIEMENS [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Dosímetro HP (10mm) [mSv]	Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]	Potencial [kV]	Carga eléctrica [mA*s]
	Gruesa	20.62	20.62	0.13		
20.63		20.63	0.14	0.14		
20.65		20.65	0.18	0.18		
Media	14.03	14.03	0.11	0.11	90	3.6
	14.02	14.02	0.13	0.13		
	14.01	14.01	0.09	0.09		
Delgada	6.58	6.58	0.04	0.04	85	1.8
	6.57	6.57	0.04	0.04		
	6.57	6.57	0.05	0.05		

Tabla 7.9. Resultados obtenidos del tórax a partir del segundo bio-modelo hecho a base de tejido porcino

Contextura del tórax	DOSIS SUMINISTRADAS				Parámetros tomados en cuenta	
	Equipo MULTIX Impact [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Reporte de SIEMENS [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Dosímetro HP (10mm) [mSv]	Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]	Potencial [kV]	Carga eléctrica [mA*s]
	Gruesa	26.14	26.14	0.16		
26.15		26.15	0.23	0.28		
26.13		26.13	0.20	0.24		
Media	17.79	17.79	0.11	0.12	90	3.6
	17.79	17.79	0.10	0.11		
	17.79	17.79	0.14	0.17		
Delgada	8.35	8.35	0.08	0.08	85	1.8
	8.35	8.35	0.06	0.06		
	8.36	8.36	0.06	0.06		

## 7.2. Análisis de los resultados obtenidos para establecer los valores de referencia radiológica para cada situación clínica estudiada.

Este análisis permitió identificar y comprender las variaciones en los niveles de radiación en función de las distintas condiciones simuladas, lo que resultó fundamental para establecer pautas claras y precisas en la práctica clínica y para establecer estos valores de referencia, por lo cual se analizaron los siguientes resultados, tomando en cuenta que los valores promedio representan el punto central de un conjunto de datos. Son útiles para entender la tendencia general de los datos y proporcionan una medida representativa del conjunto en su totalidad. Además, las desviaciones estándar al representar la variabilidad de los datos indica cuánto se alejan los datos individuales del valor promedio. Una desviación estándar mayor indica una mayor dispersión de los datos, mientras que una desviación estándar menor indica que los datos están más agrupados alrededor del valor promedio.

### 7.2.1 Mamografía

En el área de mamografía se realizó un análisis estadístico que incluye la aplicación de medidas descriptivas, como promedios, desviaciones estándar y cálculo del error, como se muestra a continuación:

*Tabla 7.10. Promedio de los resultados obtenidos a partir del primer bio-modelo hecho a base de gelatina*

<i>Tamaño de la mama</i>	<b>PROMEDIO DOSIS SUMINISTRADAS</b>			
	<i>Equipo MAMMOMAT Inspiration [mGy]</i>	<i>Reporte de SIEMENS [mGy]</i>	<i>Dosímetro HP (10mm) [mSv]</i>	<i>Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]</i>
6 cm	0.21±0.0	0.21±0.0	0.39±0.02	0.40±0.02
4 cm	0.23±0.04	0.23±0.04	0.34±0.03	0.35±0.03
3 cm	0.27±0.05	0.27±0.05	0.25±0.05	0.27±0.03

*Tabla 7.11. Promedio de los resultados obtenidos a partir del segundo bio-modelo hecho a base de tejido porcino*

<i>Tamaño de la mama</i>	<b>PROMEDIO DOSIS SUMINISTRADAS</b>			
	<i>Equipo MAMMOMAT Inspiration [mGy]</i>	<i>Reporte de SIEMENS [mGy]</i>	<i>Dosímetro HP (10mm) [mSv]</i>	<i>Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]</i>
6 cm	1.26±0.85	1.26±0.85	2.19±1.06	2.37±1.04
4 cm	0.19±0.0	0.19±0.0	0.39±0.03	0.43±0.04
3 cm	0.25±0.02	0.25±0.02	0.27±0.02	0.35±0.02

A continuación, se muestra el cálculo de las desviaciones estándar de los datos para los dos modelos:

Tabla 7.12. Desviación estándar de los resultados obtenidos a partir del primer bio-modelo hecho a base de gelatina

<b>DESVIACIÓN ESTÁNDAR DOSIS SUMINISTRADAS</b>				
<b>Tamaño de la mama</b>	<b>Equipo MAMMOMAT Inspiration [mGy]</b>	<b>Reporte de SIEMENS [mGy]</b>	<b>Dosímetro HP (10mm) [mSv]</b>	<b>Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]</b>
6 cm	0	0	0.026	0.029
4 cm	0.058	0.058	0.045	0.050
3 cm	0.061	0.061	0.067	0.042

Tabla 7.13. Desviación estándar de los resultados obtenidos a partir del segundo bio-modelo hecho a base de tejido porcino

<b>DESVIACIÓN ESTÁNDAR DOSIS SUMINISTRADAS</b>				
<b>Tamaño de la mama</b>	<b>Equipo MAMMOMAT Inspiration [mGy]</b>	<b>Reporte de SIEMENS [mGy]</b>	<b>Dosímetro HP (10mm) [mSv]</b>	<b>Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]</b>
6 cm	1.109	1.109	1.402	1.376
4 cm	0.006	0.006	0.036	0.046
3 cm	0.026	0.026	0.026	0.025

## 7.2.2 Radiografía

Para el estudio de radiología se utilizaron las mismas pautas que para el estudio de mamografía, es decir, se realizó un análisis estadístico que incluye la aplicación de medidas descriptivas, como promedios, desviaciones estándar y cálculo del error, como se muestra a continuación:

Tabla 7.14. Promedio de los resultados obtenidos a partir del primer bio-modelo hecho a base de gelatina

<b>PROMEDIO DOSIS SUMINISTRADAS</b>				
<b>Modelo de estudio</b>	<b>Equipo MULTIX Impact [<math>\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2</math>]</b>	<b>Reporte de SIEMENS [<math>\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2</math>]</b>	<b>Dosímetro HP (10mm) [mSv]</b>	<b>Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]</b>
<b>MANO</b>	6.16 $\pm$ 0.01	6.16 $\pm$ 0.01	0.07 $\pm$ 0.01	0.07 $\pm$ 0.01
<b>RODILLA</b>	18.06 $\pm$ 0.02	18.06 $\pm$ 0.02	0.11 $\pm$ 0.0	0.11 $\pm$ 0.0
<b>TORAX GRUESO</b>	20.63 $\pm$ 0.01	20.63 $\pm$ 0.01	0.15 $\pm$ 0.02	0.15 $\pm$ 0.02
<b>TORAX MEDIO</b>	14.02 $\pm$ 0.01	14.02 $\pm$ 0.01	0.11 $\pm$ 0.01	0.11 $\pm$ 0.01
<b>TORAX DELGADO</b>	6.57 $\pm$ 0.0	6.57 $\pm$ 0.0	0.04 $\pm$ 0.0	0.04 $\pm$ 0.0

Tabla 7.15. Promedio de los resultados obtenidos a partir del segundo bio-modelo hecho a base de tejido porcino

<b>PROMEDIO DOSIS SUMINISTRADAS</b>				
<i>Modelo de estudio</i>	<i>Equipo MULTIX Impact</i> [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	<i>Reporte de SIEMENS</i> [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	<i>Dosímetro HP (10mm)</i> [mSv]	<i>Dosímetro HP (0.07mm)</i> [mSv]
<b>MANO</b>	4.44±0.01	4.44±0.01	0.07±0.0	0.07±0.0
<b>RODILLA</b>	9.94±0.0	9.94±0.0	0.12±0.0	0.14±0.0
<b>TORAX GRUESO</b>	26.14±0.01	26.14±0.01	0.20±0.02	0.24±0.02
<b>TORAX MEDIO</b>	17.79±0.0	17.79±0.0	0.12±0.02	0.13±0.02
<b>TORAX DELGADO</b>	8.35±0.0	8.35±0.0	0.07±0.01	0.07±0.01

A continuación, se muestra el cálculo de las desviaciones estándar de los datos para los dos modelos:

Tabla 7.16. Desviación estándar de los resultados obtenidos a partir del primer bio-modelo hecho a base de gelatina

<b>DESVIACIÓN ESTÁNDAR DOSIS SUMINISTRADAS</b>				
<i>Modelo de estudio</i>	<i>Equipo MULTIX Impact</i> [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	<i>Reporte de SIEMENS</i> [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	<i>Dosímetro HP (10mm)</i> [mSv]	<i>Dosímetro HP (0.07mm)</i> [mSv]
<b>MANO</b>	0.01	0.01	0.020	0.020
<b>RODILLA</b>	0.02	0.02	0.01	0.01
<b>TORAX GRUESO</b>	0.02	0.02	0.03	0.03
<b>TORAX MEDIO</b>	0.01	0.01	0.02	0.02
<b>TORAX DELGADO</b>	0.01	0.01	0.01	0.01

Tabla 7.17. Desviación estándar de los resultados obtenidos a partir del segundo bio-modelo hecho a base de tejido porcino

<b>DESVIACIÓN ESTÁNDAR DOSIS SUMINISTRADAS</b>				
<b>Modelo de estudio</b>	<b>Equipo MULTIX Impact [μGy·m<sup>2</sup>]</b>	<b>Reporte de SIEMENS [μGy·m<sup>2</sup>]</b>	<b>Dosímetro HP (10mm) [mSv]</b>	<b>Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]</b>
<b>MANO</b>	0.01	0.01	0.006	0.006
<b>RODILLA</b>	0.01	0.01	0.01	0.01
<b>TORAX GRUESO</b>	0.01	0.01	0.04	0.04
<b>TORAX MEDIO</b>	0.00	0.00	0.02	0.03
<b>TORAX DELGADO</b>	0.01	0.01	0.01	0.01

Utilizando los datos recopilados en el estudio de los niveles de radiación, se establecieron los valores de referencia radiológica para los procedimientos de mamografía y rayos X en Medical Promovida IPS SAS. Estos valores se determinaron mediante el cálculo del percentil 75. Los resultados obtenidos para cada caso fueron los siguientes:

Tabla 7.18. Valores típicos para el estudio mamas a partir del primer bio-modelo hecho a base de gelatina

<b>NIVEL DE REFERENCIA (P75)</b>			
<b>Tamaño de la mama</b>	<b>Equipo MAMMOMAT Inspiration [mGy]</b>	<b>Dosímetro HP (10mm) [mSv]</b>	<b>Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]</b>
6 cm	0.21	0.41	0.42
4 cm	0.25	0.36	0.37
3 cm	0.31	0.27	0.29

Tabla 7.19. Valores típicos para el estudio mamas a partir del segundo bio-modelo hecho a base de tejido porcino

<b>NIVEL DE REFERENCIA (P75)</b>			
<b>Tamaño de la mama</b>	<b>Equipo MAMMOMAT Inspiration [mGy]</b>	<b>Dosímetro HP (10mm) [mSv]</b>	<b>Dosímetro HP (0.07mm) [mSv]</b>
6 cm	1.65	2.72	2.89
4 cm	0.20	0.41	0.44
3 cm	0.27	0.29	0.37

Tabla 7.20. Valores típicos para el estudio de radiografía a partir del primer bio-modelo hecho a base de gelatina

<i>Modelo de estudio</i>	<b>NIVEL DE REFERENCIA (P75)</b>		
	<i>Equipo MULTIX Impact</i> [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	<i>Dosímetro HP (10mm)</i> [mSv]	<i>Dosímetro HP (0.07mm)</i> [mSv]
<b>MANO</b>	6.16	0.07	0.07
<b>RODILLA</b>	18.07	0.11	0.11
<b>TORAX GRUESO</b>	20.62	0.16	0.16
<b>TORAX MEDIO</b>	14.02	0.12	0.12
<b>TORAX DELGADO</b>	6.57	0.04	0.04

Tabla 7.21. Valores típicos para el estudio de radiografía a partir del segundo bio-modelo hecho a base de tejido porcino

<i>Modelo de estudio</i>	<b>NIVEL DE REFERENCIA (P75)</b>		
	<i>Equipo MULTIX Impact</i> [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	<i>Dosímetro HP (10mm)</i> [mSv]	<i>Dosímetro HP (0.07mm)</i> [mSv]
<b>MANO</b>	4.45	0.07	0.07
<b>RODILLA</b>	9.94	0.12	0.14
<b>TORAX GRUESO</b>	26.14	0.21	0.26
<b>TORAX MEDIO</b>	17.79	0.13	0.15
<b>TORAX DELGADO</b>	8.35	0.07	0.007

El análisis estadístico completo se ve limitado debido a la falta de datos suficientes provenientes de las mediciones de radiación registradas tanto por los equipos de mamografía como por los de rayos X. Los informes proporcionados por el fabricante, SIEMENS, y los datos obtenidos de los sensores TLD para cada modelo simulado son elementos clave en este análisis.

Al analizar los datos recopilados se logra evidenciar que el error que tiene la mayoría de los datos es alto, de aproximadamente el 15%. Estos errores sugieren una posible falta de uniformidad en el campo de radiación, así como una variabilidad en la energía utilizada durante el procedimiento. Estos hallazgos podrían señalar un error técnico en los equipos. En el caso del mamógrafo, la variabilidad en la energía se observa en el primer dato, que presenta una mayor energía que los datos posteriores. Sin embargo, para el equipo de rayos X, se observa que el porcentaje de radiación mayor es aproximadamente del 20% para los casos estudiados (Ver tablas 7.10 – tabla 7.17). Esto se debe a que el tórax tiene

mayor masa que una mama, los valores de kV deben ser mayores a los utilizados para un estudio de mamografía, por ende, el valor de dosis debe ser mayor.

Se plantea la posibilidad de que el error sea atribuible a la falta de análisis técnico de calibración y control de calidad del equipo, especialmente dado que el último control se realizó hace aproximadamente ocho meses (Ver anexo B). Este análisis es fundamental, ya que proporciona una evaluación de la radiación emitida por los equipos y su correspondencia con las expectativas. Después de analizar los datos de forma estadística, los resultados muestran una discrepancia en la radiación, lo que implica la necesidad de intervención por parte del área biomédica para garantizar el correcto funcionamiento de los equipos, lo cual se llevó a cabo con la socialización al área encargada y con apoyo de gerencia la destinación de recursos para realizar dicha labor.

La confianza en los resultados obtenidos se sustenta en la reputación y experiencia de la empresa Aspromedica y del Físico Médico Carlos Aguirre, quienes colaboraron en el análisis de los datos, dichos resultados se encuentran en la parte de Anexo A. Además, se considera relevante destacar que los modelos bio-aproximados se crean para simular condiciones humanas equivalentes, lo que fortalece la validez de los resultados obtenidos.

➤ **Análisis de los valores típicos de Medical Promovida IPS correspondientes a las dosis suministradas por los equipos**

El análisis de los percentiles (P75) en el estudio de mamografía y rayos X nos permitió establecer los niveles de referencia radiológica conforme a la práctica clínica de Medical Promovida IPS SAS, así como los niveles fijados desde la perspectiva de los dosímetros termoluminiscentes (TLD). (Ver tablas 7.18 – tabla 7.21)

Utilizando los niveles de referencia obtenidos para Medical Promovida a través de los equipos y los TLD, procedimos a compararlos con algunos datos de referencia tanto a nivel nacional como internacional.

Para el caso de la mamografía, se observó que los niveles se encuentran dentro del rango aceptable para Latinoamérica, como se ilustra en la Figura 7.4, que presenta los niveles máximos de referencia para la exposición mamaria a la radiación. A pesar de ciertas discrepancias entre la recolección de datos y las lecturas del equipo, los valores registrados se mantienen dentro de un margen que no representa un riesgo para la salud del paciente.

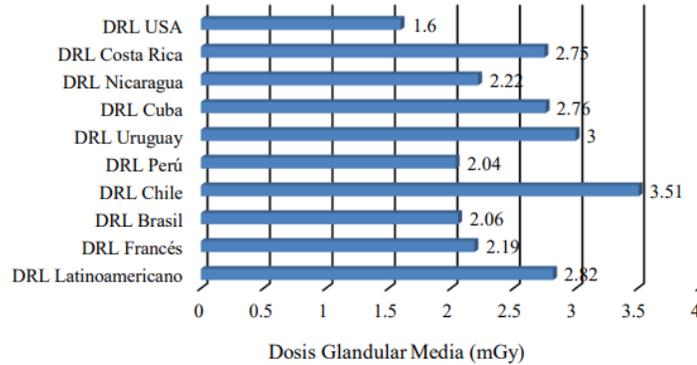


Figura 7.4. Niveles de referencia internacionales para mamografía [46]

Además, se procedió a calcular el percentil 75 utilizando datos de estudios realizados en pacientes reales en Medical Promovida. Se seleccionaron como referencia los meses de julio a septiembre y se focalizó en los estudios de mama bilateral y este estudio nos arrojó un  $P(75) = 0.9575$  [mGy], el cual se encuentra dentro del rango establecido para exposiciones a radiación. Este cálculo se realizó sobre un conjunto de 30 datos recopilados durante dichos estudios. Para obtener este resultado, se consideraron las dosis registradas por el software de Siemens (Syngo via), teniendo en cuenta las siguientes variables:

Tabla 7.22. Valores típicos de mamografía de estudios realizados en Medical Promovida IPS SAS

Descripción del estudio	Dosis máxima de radiación en el estudio [mGy]	Compresión de la mama [mm]	Radiación glandular [mGy]	Potencial [kV]	Carga eléctrica [mA*s]	P (75) [mGy]
Mamografía Bilateral PRIME	1.113	56	0.460	29	76.04	0.9575

Según (Díaz Henao, 2020) muestra los valores de DRL dosis glandular media (mGy), donde las dosis más bajas las tiene USA con 1.6 mGy y Uruguay con 2.2 mGy, las dosis encontradas en nuestra institución tienen un promedio de 0.9575 mGy para la técnica de mamografía digital, valores cercanos a los reportados por USA y muy por debajo del resto de países latinoamericanos y de esta forma se da respuesta a la resolución 482.

Para el estudio del tórax, se llevó a cabo el cálculo del percentil 75 utilizando datos recopilados de estudios realizados en pacientes reales en Medical Promovida. Se optó por utilizar los registros correspondientes a los meses de julio a septiembre, centrándose en los estudios de tórax. En este análisis, se obtuvo un valor de  $P(75) = 42.975$  [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]. Este cálculo se basó en un conjunto de 30 datos obtenidos durante los mencionados estudios. Para obtener este resultado, se evaluaron las dosis registradas por el software de Siemens, considerando cuidadosamente diversas variables relevantes:

Tabla 7.23. Valores típicos de tórax de estudios realizados en Medical Promovida IPS SAS

Descripción del estudio	Dosis máxima de radiación en el estudio [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Dosis de radiación por área [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]	Potencial [kV]	Carga eléctrica [mA*s]	P (75) [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ]
Tórax AP	122.45	31.26	125	3.37	42.975

Para este estudio, se encontró que los valores típicos son apropiados para la exposición, dado que nosotros obtuvimos  $42.975 [\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2]$  de dosis de tórax y en la tabla vemos que el rango máximo es de  $351.6 [\mu\text{Gy}]$  en ESAK que es una medida de la dosis de radiación que se recibe en la piel en el punto de entrada del haz de radiación y haciendo una aproximación multiplicando por el área de la placa donde se toman las imágenes nos da un valor de  $52.91 [\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2]$ , con el cual comprobamos que están en el rango permitido de exposición, como se ilustra en la Figura 7.5. Esta representación visual adicionalmente confirma que los valores son adecuados para los procedimientos radiológicos en esta región del cuerpo, que se examinó en una proyección anteroposterior (AP). La comparación de estos rangos se realizó con un estudio pediátrico llevado a cabo en Colombia, el cual proporcionó una referencia relevante para tórax con contexturas media y delgada. Este estudio nacional fue fundamental, ya que se ajusta a las condiciones específicas de la población estudiada.[10], [47]

Trabajo	Grupos de edad (y)	Tamaño de la muestra	kVp Media Min-Max	mAs Media Min-Max	ESAK ( $\mu\text{Gy}$ ) Media Min-Max
Este trabajo	0-1	30	58.9 (51-95)	1.21 (0.6-4)	53.50 (22.5-237.4)
	1-5	182	66.3 (52-102)	1.7 (0.8-8)	72 (18.9-273.5)
	5-10	119	71.5 (54-106)	2.4 (0.8-10)	77.8 (18.5-351.6)

Figura 7.5. Comparación de niveles radiológicos [47]

➤ **Análisis de los valores típicos de Medical Promovida IPS correspondientes a las dosis registradas en los dosímetros termoluminiscentes**

Al igual que en la evaluación previa para establecer los valores de referencia del equipo, analizaremos los datos obtenidos de los TLD de manera similar. En este caso, nos enfocaremos en examinar los registros de dosis capturados por los dosímetros termoluminiscentes, expresados en sieverts (Sv). Este análisis nos permitió comprender los datos de la radiación absorbida por los dosímetros y evaluar su impacto en términos de dosis equivalentes en el tejido humano.

En el caso de la mamografía, al analizar los valores típicos para mamas de 6 cm, 4 cm y 3 cm, obtenidos a través de los dosímetros termoluminiscentes (TLD) (Ver tablas 7.18 y 7.19), observamos que son cercanos a 0.27 mSv. Esto se refleja en la figura 7.6, la cual

muestra la dosis de radiación efectiva aproximada para una mamografía. Sin embargo, se detecta una excepción en el caso de la mama con 6 cm de tejido porcino, donde la dosis de radiación es considerablemente mayor, superando los 2.7 mSv. Este aumento puede atribuirse posiblemente a errores en la energía del equipo, como se mencionó previamente.

<b>TOMA DE IMÁGENES EN MUJERES</b> 	Procedimiento	Las dosis de radiación efectiva aproximada	Comparable a la radiación natural de fondo para:
	Densitometría ósea (DEXA)	0.001 mSv	3 horas
	Mamografía digital de detección	0.21 mSv	26 días
	Detección de la tomosíntesis digital de mama (mamografía 3D)	0.27 mSv	33 días

Figura 7.6. Niveles de referencia para mamografía[48]

Del mismo modo, se realizó un análisis para el estudio de extremidades y tórax, donde se obtuvieron los datos de los valores típicos de la dosis de radiación, los cuales se encuentran detallados en las tablas 7.20 y 7.21. En la figura 7.7 se presenta la radiación efectiva aproximada para extremidades, donde se observa que es menor a 0.001 mSv. Sin embargo, al analizar los datos obtenidos, se observa que los valores mínimos son ligeramente mayores, siendo 0.07 mSv el menor, mientras que los valores máximos son hasta 0.14 mSv, la discrepancia entre los valores observados y los valores típicos puede atribuirse a la densidad del tejido en el área de interés. En la figura 7.8 se presenta la dosis efectiva aproximada, la cual se estima en 0.1 mSv. Al analizar nuestro caso de tórax, observamos que los valores varían desde un mínimo de 0.007 mSv hasta un máximo de 0.26 mSv. Aunque existe cierto disenso entre estos valores y la dosis efectiva aproximada, es importante tener en cuenta que se trata de una estimación y que las dosis obtenidas no se alejan significativamente de este rango.

<b>HUESO</b> 	Procedimiento	Las dosis de radiación efectiva aproximada
	Rayos X de la columna lumbar	1.4 mSv
	Rayos X de las extremidades (mano, pie, etc.)	menos de 0.001 mSv

Figura 7.7. Niveles de referencia para extremidades [48]

 TÓRAX	Procedimiento	Las dosis de radiación efectiva aproximada	Comparable a la radiación natural de fondo para:
	Tomografía computarizada (TC)—tórax	8.8 mSv	3 años
	Tomografía computarizada (TC)—detección temprana del cáncer de pulmón	1.5 mSv	6 meses
	Rayos X del tórax	0.1 mSv	10 días

Figura 7.8. Niveles de referencia para tórax [48]

Por último, es esencial enfatizar la importancia de considerar los aspectos éticos y de seguridad al interpretar y aplicar los resultados en la práctica clínica, lo que subraya la necesidad de abordar cualquier discrepancia en los niveles de radiación con prontitud y rigurosidad técnica.

### 7.3. Protocolo para pruebas en seres humanos que conlleven a validar los resultados obtenidos con los modelos bio-aproximados.

Es de mencionar que, en esta etapa, no se llevaron a cabo pruebas en seres humanos. En su lugar, se establecieron las bases metodológicas del protocolo para futuros estudios que incluyan pruebas en seres humanos.

#### 7.3.1 INFORMACIÓN TEÓRICA Y CONSIDERACIONES CLAVE

1. **Revisión de Literatura:** Antes de diseñar un protocolo de investigación en seres humanos, es fundamental revisar la literatura científica relacionada con tu área de estudio. Esto te permitirá comprender la base teórica y los resultados previos relacionados con tus modelos bio-aproximados y definir claramente tus objetivos de investigación.
2. **Revisión Ética:** Es importante comprender y respetar los principios éticos de la investigación en seres humanos, como la autonomía, la beneficencia, la no maleficencia y la justicia. Debes asegurarte de que tu investigación cumpla con los estándares éticos y que los participantes estén debidamente informados y consientan voluntariamente en participar.
3. **Diseño Experimental:** Define claramente tus hipótesis de investigación y establece un diseño experimental sólido que permita validar los resultados obtenidos con tus modelos bio-aproximados. Esto incluye la selección de variables, el tipo de estudio (por ejemplo, ensayo clínico, estudio observacional), el tamaño de la muestra y la metodología de análisis de datos.
4. **Selección de Participantes:** Especifica los criterios de inclusión y exclusión para la selección de participantes en tu estudio. Debes considerar aspectos como la

edad, el género, las condiciones médicas previas, etc., según lo que sea relevante para tu investigación.

5. **Obtención de Consentimiento Informado:** Todos los participantes deben otorgar su consentimiento informado antes de participar en el estudio. El proceso de consentimiento debe ser claro, comprensible y voluntario. Debes proporcionar información detallada sobre los riesgos y beneficios de la participación.
6. **Aspectos Logísticos:** Define la logística del estudio, como la ubicación de las pruebas, el equipo necesario, el cronograma de recolección de datos y el presupuesto.
7. **Consideraciones de Seguridad:** Asegúrate de que el estudio sea seguro para los participantes. Esto implica evaluar y mitigar los riesgos, proporcionar atención médica adecuada en caso de complicaciones y cumplir con las regulaciones de seguridad relevantes.
8. **Análisis de Datos y Validación:** Define cómo recopilars y analizarás los datos. Asegúrate de que los métodos sean apropiados para validar los resultados obtenidos con los modelos bio-aproximados.
9. **Documentación y Reporte:** Mantén registros detallados de todos los aspectos del estudio y asegúrate de que el protocolo esté bien documentado. Los resultados y conclusiones del estudio deben informarse de manera transparente.
10. **Aprobación Ética:** Antes de iniciar el estudio, debes obtener la aprobación de un comité de ética en investigación. El proceso de revisión ética garantiza que tu estudio cumpla con los estándares éticos y legales.

### 7.3.2 PLANTILLA CONSENTIMIENTO INFORMADO

#### CONSENTIMIENTO INFORMADO INSTITUCIONAL PARA LA PARTICIPACIÓN DE PACIENTES EN TRABAJOS DE INVESTIGACIÓN

Título:		
IDENTIFICACIÓN DEL PACIENTE:		
Nombres y apellidos:	Sexo:	Edad:
Servicio:	Fecha:	Hora:

#### 1. INFORMACIÓN DE CONTACTO DEL INVESTIGADOR

Nombre:

Cargo:  
Teléfono:  
Correo electrónico:

## **2. INFORMACIÓN RELACIONADA A LA INVESTIGACIÓN**

La Universidad del Cauca junto al Parque Clínico Espíritu Santo de la ciudad de Popayán Colombia está realizando un trabajo sobre la “Determinación de los niveles de referencia radiológica en las áreas de mamografía y rayos x, en Medical Promovida, Parque Espíritu Santo de la ciudad de Popayán utilizando modelos bio-aproximados”. Se medirá la dosis de radiación mediante la colocación de dosímetros termoluminiscentes (TLD) sobre la superficie del paciente en el centro del haz luminoso de rayos X. Se tendrá en cuenta el peso del paciente.

## **3. RIESGOS Y BENEFICIOS**

Entiendo que dentro de la investigación realizarán un estudio sobre exámenes que me han ordenado por mi enfermedad, este no implica aumento en la dosis de radiación, en el futuro se podrán mejorar los protocolos y estándares de dosis de radiación en el hospital y en el país.

## **4. PROCEDIMIENTOS O TRATAMIENTOS ALTERNATIVOS**

No existen procedimientos alternativos que permitan obtener la misma información.

## **5. CONFIDENCIALIDAD DE LA INFORMACIÓN**

La información obtenida de mí será tratada de manera confidencial como parte del presente estudio, que dicha información no será incluida en mi historia clínica ni compartida con los profesionales de mi grupo tratante a menos que la ley lo exija y que yo no hay datos que permitan la identificación del paciente en el estudio.

## **6. COMPENSACIONES**

Al participar libremente en el estudio no recibiré compensación alguna.

## **7. AUTONOMIA PARA EL ABANDONO DEL ESTUDIO**

El paciente o el acudiente pueden elegir no participar en el estudio en cualquier momento y no existen consecuencias al abandonarlo.

## **8. PARTICIPACIÓN VOLUNTARIA**

Reconozco que la participación en el estudio es totalmente voluntaria y que puedo negar mi inclusión sin que tenga repercusiones.

## **9. ACEPTACIÓN DE PARTICIPACIÓN EN EL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN**

En consecuencia, en uso de mis facultades mentales y sin limitaciones ni impedimentos de carácter médico o legal, en forma libre y sin presiones de ningún tipo, otorgo mi consentimiento al Parque Clínico Espíritu Santo de Popayán para que por intermedio de la investigadora desarrolle el trabajo de investigación titulado “Determinación de los niveles de referencia radiológica en las áreas de mamografía y rayos x, en Medical Promovida, Parque Espíritu Santo de la ciudad de Popayán utilizando modelos bio-aproximados”, a cargo de la estudiante Diana Carolina Muñoz.

He sido informado de manera clara y completa acerca de todo lo relacionado con el trabajo de investigación, he podido hacer preguntas y me las han resuelto favorablemente. Entiendo que el manejo de la información que se derive de esta participación será estrictamente confidencial. Se me ha informado que puedo desistir de la participación en cualquier momento.

---

Firma del Paciente

C.C. N.º

Certifico que he explicado el propósito y ventajas del trabajo de investigación, y que he contestado las preguntas del responsable del paciente respecto al contenido de este consentimiento y no se han dejado espacios en blanco.

---

Firma Investigador

---

Testigo (opcional)

## 8. CONCLUSIONES

- El cumplimiento de los objetivos de este estudio no solo permitió avanzar en la comprensión de los riesgos asociados con los procedimientos radiológicos, sino que también contribuyó significativamente a la mejora de la seguridad y el bienestar de los pacientes atendidos en Medical Promovida dado que después de analizar los valores típicos de la institución y los niveles de referencia reportados se logró evidenciar que están en los rangos permitidos para la exposición a radiación.
- Se establecieron los niveles típicos de referencia para Medical Promovida IPS SAS en los estudios de mama, tórax, mano y rodilla. En el caso del primer modelo de gelatina, se encontraron los siguientes valores: 0.28 mGy y 0.41 mSv para la mama, 6.16  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$  y 0.07 mSv para la mano, 18.07  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$  y 0.11 mSv para la rodilla y 17.32  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$  y 0.14 mSv para el tórax. Por otro lado, para el segundo modelo elaborado con tejido porcino, los valores fueron: 0.96 mGy y 2.80 mSv para la mama, 4.45  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$  y 0.07 mSv para la mano, 9.94  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$  y 0.13 mSv para la rodilla y 21.96  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$  y 0.14 mSv para el tórax. En adición se encontró que los niveles de referencia de Medical Promovida en casos reales fueron de 0.9575 [mGy] y 42.975 [ $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ] para mamografía y tórax respectivamente.
- Se logró con éxito cuantificar la radiación mediante la utilización de modelos bio-aproximados de gelatina y tejido graso, los cuales fueron fundamentales para simular situaciones clínicas. La obtención de esta cuantificación se llevó a cabo mediante el empleo de dosímetros, así como a través de los informes proporcionados por el equipo radiológico y por la casa Siemens. La disposición estratégica de los dosímetros en el centro de los modelos permitió obtener una comprensión más precisa del comportamiento de la radiación y su dispersión en cada situación simulada.
- Mediante la materialización de los datos obtenidos, se logró realizar un análisis detallado de los niveles de radiación en Medical Promovida. Esto se alcanzó gracias a la cuantificación de la radiación utilizando modelos bio-aproximados de gelatina y tejido graso. Tras analizar estos modelos, se concluyó que este enfoque proporciona un indicio para la toma de decisiones informadas en la práctica clínica ayudando a los radiólogos a evaluar los riesgos y tomar decisiones más precisas y personalizadas para el paciente.
- Se desarrolló un protocolo destinado a la planificación de futuras pruebas en seres humanos, con el propósito de validar los resultados obtenidos mediante el uso de modelos bio-aproximados. Este procedimiento será fundamental para asegurar la fiabilidad, precisión y relevancia clínica de los valores de referencia radiológica establecidos. Además, se incluyeron segmentos clave para orientar la ejecución de estudios en seres humanos, así como un ejemplo de consentimiento informado, con

el objetivo de garantizar la ética y el cumplimiento normativo en futuras investigaciones en entornos clínicos reales.

## **9. RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO**

### **9.1. RECOMENDACIONES**

1. Sugiero que se realice pruebas de control de calidad para el . Se presume que estas discrepancias podrían originarse debido a una inconsistencia en la energía suministrada por el equipo entre diferentes mediciones. Aunque se espera que el equipo mantenga una energía constante en todas las tomas, se detectó que, en un corto período de tiempo, este no logra mantener las mismas condiciones en todas las instancias.
2. Hacer más tomas de datos de radiación en los modelos para obtener mejores resultados y que estos sean más confiables.

### **9.2. TRABAJO FUTURO**

1. Tomar más medidas de radiación para obtener un mejor seguimiento.
2. Hacer un modelo humano completo de gelatina para hacer seguimiento de la radiación dispersa.
3. Usar un modelo de tejido porcino incluyendo órganos y evaluar la radiación en ellos.

### 10. ANEXOS

#### Anexo A: Datos obtenidos en los datos obtenidos por los TLD

En las tablas 10.1 y 10.2 mostradas a continuación se evidencian los datos obtenidos por los dosímetros TLD para los modelos bio-aproximados de gelatina y tejido porcino.

Tabla 10.1. Resultados obtenidos a partir del primer bio-modelo hecho a base de gelatina



**ASPROMEDICA DOSIMETRIA SAS**  
 Licencia Ministerio de Minas y Energía ASP-DS-004 Dic-2023.  
 Carrera 43 No 5C - 82 Cali - Colombia. Tel (602)3872652 - Cel / WSP 321 7206339 - Cel. 350 8021050.  
 Sitio web: www.aspromedica.com, e-mail: dosimetria@aspromedica.com

No. de cuenta	2388
NIT Entidad Usaria	901214195
Municipio / Ciudad	CAUCA/POPAYAN
Persona Contacto	DIANA CAROLINA MUÑOZ
Cargo del contacto	PASANTE

Fecha recibida	01/03/2024
Fecha del reporte	03/03/2024
Carta Agente MSc:	
Fuente Médico:	
Responsable Técnico	

REPORTE DE DOSIMETRÍA - MEDICAL PROMO VIDA

Codigo	Apellidos	Nombres	Género	Ocupación	Documento de Identidad	Fecha de Ingreso al Servicio	Periodo de uso del dosímetro		Periodo de recambio	Ubicación dosímetro	Tipo de Detección	Tipo de radiación	Dosis del Periodo (mSv)			Dosis acumulada en los últimos 12 meses (mSv)	Dosis Acumulada desde el Ingreso (mSv)	Notas
							Primer día	Ultimo día					Hp(10)	Hp(3)	Hp(0.07)			
15071	2388 15071	CONTROL	A	CTRL	238815071	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	CONT	TLLD	X	0.08	0.08	0.08			NO
20386	...	1	M	EST	2388203861	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.05	0.05	0.05			NO
20387	...	2	M	EST	2388203872	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.09	0.09	0.09			NO
20388	...	3	M	EST	2388203883	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.07	0.07	0.07			NO
20389	...	4	M	EST	2388203894	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.40	0.41	0.42			NO
20390	...	5	M	EST	2388203905	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.41	0.41	0.42			NO
20391	...	6	M	EST	2388203916	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.36	0.36	0.37			NO
20392	...	7	M	EST	2388203927	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.38	0.38	0.40			NO
20393	...	8	M	EST	2388203938	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.29	0.29	0.30			NO
20394	...	9	M	EST	2388203949	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.34	0.34	0.35			NO
20395	...	10	M	EST	23882039510	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.32	0.32	0.32			NO
20396	...	11	M	EST	23882039611	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.23	0.23	0.24			NO
20397	...	12	M	EST	23882039712	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.19	0.22	0.26			NO
20398	...	13	M	EST	23882039813	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.11	0.11	0.11			NO
20399	...	14	M	EST	23882039914	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.10	0.10	0.10			NO
20400	...	15	M	EST	23882040015	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.11	0.11	0.11			NO
20401	...	16	M	EST	23882040116	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.13	0.13	0.13			NO
20402	...	17	M	EST	23882040217	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.14	0.14	0.14			NO
20403	...	18	M	EST	23882040318	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TLLD	X	0.18	0.18	0.18			NO

OBSERVACIONES: FN=Fondo Natural, DD=Dosímetro Dañado, NU=No Utilizado, NO=Normal, IN=Investigar, EXT=Extraviado.

[1] La observación FN, indica dosis comparable al fondo radiactivo natural <math>\sim 0,10\text{mSv}</math> y por lo tanto la dosis ocupacional recibida es nula (0,00 mSv)

[2] Un dosímetro reportado con NO=Normal, implica que la dosis registrada menos el FN es menor de 1,67mSv (Dosis máxima permisible por mes)

[3] Un dosímetro reportado con IN=Investigar, implica que la dosis alcanza 1,67 mSv (Dosis Máxima Permisible por mes)

[4] Por ningún motivo el dosímetro debe quedar expuesto directamente al haz primario de radiación. Si la exposición es intencional se estaría falsificando información legal.

**Una Nota Importante:**  
 La razón por la cual la ICRP=Comisión Internacional de Protección Radiológica, recomienda que el límite de dosis para Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos sea de 20 mSv/año obedece a estimar que la vida laboral de una persona es de 50 años y que en toda la vida debe recibirse como máximo una dosis de 1,6 Sievert.

**Información de interés general:**

- \* Hp(3) es la dosis equivalente personal a la profundidad indicada en milímetros. Así Hp(10) estima la dosis en tejido profundo.
- \* Hp(0.07) estima la dosis en cristalino y Hp(0.07) estima la dosis en piel.
- \* Los dosímetros de control. Seren por objeto la verificación de radiaciones incidentales o accidentales durante el transporte.
- \* No lugar de almacenamiento mientras sea informado para lectura. No deben utilizarse o ser asignados a usuario alguno.
- \* La OMS y la IAEA recomiendan usar el dosímetro Ocupacional de cuerpo entero, debido del potencial planado para evaluar la dosis en los órganos más sensibles a la radiación ionizante ubicados en el tronco, el cual debe estar protegido por el delantal plomado.
- \* Dosis superiores a 1,67 mSv/mes (Dosis máxima permisible/mes) debe ser investigada y documentada al interior de la instalación. Tal registro, en una señal de alerta indicadora de la posibilidad de sobrepasar el límite anual, o indicadora de la necesidad de optimizar la práctica.
- \* Toda dosis que supere el valor de 12,0 mSv/mes se reporta inmediatamente a la Autoridad Reguladora, con el fin de emprender acciones que reduzcan o eviten la probabilidad de exposición.
- \* La periodicidad de recambio de los dosímetros, recibe importancia en la necesidad de investigar registros de dosis fuera de los rangos recomendados, ante un incidente, un accidente o una situación de emergencia.



# ASPROMEDICA DOSIMETRIA SAS

Licencia Ministerio de Minas y Energía ASP-DS-003, Dic-2019.  
 Carrera 43 No 50 - 52 Cali - Colombia - Teléfono (803)3872852 - celular 321 7208339 - 350 8021050.  
 Sitio web: www.aspromedica.com, e-mail: dosimetria@aspromedica.com

## REPORTE DE DOSIMETRÍA - MEDICAL PROMO VIDA

No. de cuenta	2388
NIT Entidad Usuaria	901214196
Municipio / Ciudad	CAUCA/POPAYAN
Persona Contacto	DIANA CAROLINA MUÑOZ
Cargo del contacto	PASANTE

Fecha recibida	01/03/2024
Fecha del reporte	07/03/2024
Carla Aguirre, MSc. Fisico Medico Responsable Técnico	

Codigo	Apellidos	Nombres	Genero	Ocupación	Documento de Identidad	Fecha de Ingreso al Servicio	Periodo de uso del dosimetro		Periodo de recambio	Ubicación contenedor	Tipo de Dosimetro	Tipo de radiación	Dosis del Periodo (mSv)			Dosis acumulada en los últimos 12 meses (mSv)	Dosis Acumulada desde el Ingreso (mSv)	notas
							Primer día	Último día					Hp(10)	Hp(3)	Hp(0,07)			
20404	...	19	M	EST	23882040419	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TTLD	X	0.11	0.11	0.11			NO
20405	...	20	M	EST	23882040520	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TTLD	X	0.13	0.13	0.13			NO
20406	...	21	M	EST	23882040621	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TTLD	X	0.09	0.09	0.09			NO
20407	...	22	M	EST	23882040722	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TTLD	X	0.04	0.04	0.04			NO
20408	...	23	M	EST	23882040823	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TTLD	X	0.04	0.04	0.04			NO
20409	...	24	M	EST	23882040924	01/02/2024	1/02/2024	29/02/2024	30	TRON	TTLD	X	0.05	0.05	0.05			NO

OBSERVACIONES: FN=Fondo Natural, DD=Dosimetro Dañado, NU=No Utilizado, NO=Normal, IN=Investigar, EXT=Extraviado.

- [1] La observación FN, indica dosis comparable al fondo radiactivo natural <0,10mSv y por lo tanto la dosis ocupacional recibida es nula (0,00 mSv)
- [2] Un dosimetro reportado con NO=Normal, implica que la dosis registrada menos el FN es menor de 1,67mSv (Dosis maxima permisible por mes)
- [3] Un dosimetro reportado con IN=Investigar, implica que la dosis alcanza 1,67 mSv (Dosis Maxima Permisible por mes)
- [4] Por ningún motivo el dosimetro debe quedar expuesto directamente al haz primario de radiación. Si la exposición es intencional se estaría falsando información legal.

**Una Nota Importante:**  
 La razón por la cual la ICRP=Comisión Internacional de Protección Radiológica, recomienda que el límite de dosis para Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos sea de 20 mSv/año obedece a estimar que la vida laboral de una persona es de 50 años y que en toda la vida debe recibir como máximo una dosis de 1.0 Sievert.

Tabla 10.2. Resultados obtenidos a partir del segundo bio-modelo hecho a base de tejido porcino



### ASPROMEDICA DOSIMETRIA SAS

Licencia Ministerio de Minas y Energía ASP-DS-004, Dic-2013.  
Carrera 43 No 5C - 82 Cali - Colombia. Tel (802)3872652 - Cel / WSP 321 7206330 - Cal. 350 8021050.  
Sitio web: www.aspromedica.com, e-mail: dosimetria@aspromedica.com

REPORTE DE DOSIMETRÍA - MEDICAL PROMO VIDA

No. de cuenta	2388
NIT Entidad Usaria	901214196
Municipio / Ciudad	CAUCA/POPAYAN
Persona Contacto	DIANA CAROLINA MUÑOZ
Cargo del contacto	PASANTE

Fecha recibido	15/03/2024
Fecha del reporte	15/03/2024
Carlos Aguirre, MSc. Físico Medico Responsable Técnico	

Codigo	Apellidos	Nombres	Genero	Ocupación	Documento de Identidad	Fecha de Ingreso al Servicio	Periodo de uso del dosimetro		Punto de recambio	Ubicación dosimetro	Tipo de Dosimetro	Tipo de radiación	Dosis del Periodo (mSv)			Dosis acumulada en los últimos 12 meses (mSv)	Dosis Acumulada desde el Ingreso (mSv)	notas
							Primer día	Último día					Hp(10)	Hp(3)	Hp(0,07)			
15071	2388 15071	CONTROL	A	CTRL	238815071	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	CONTI	TILD	X	0.03	0.03	0.03			NO
20387	...	1	M	EST	2388203861	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.07	0.07	0.07			FN
20388	...	2	M	EST	2388203872	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.07	0.07	0.07			FN
20389	...	3	M	EST	2388203883	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.08	0.08	0.08			NO
20390	...	4	M	EST	2388203894	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	3.78	3.84	3.93			IN
20391	...	5	M	EST	2388203905	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	1.13	1.27	1.33			NO
20392	...	6	M	EST	2388203916	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	1.86	1.78	1.85			NO
20393	...	7	M	EST	2388203927	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.38	0.39	0.40			NO
20394	...	8	M	EST	2388203938	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.43	0.45	0.48			NO
20395	...	9	M	EST	2388203949	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.38	0.38	0.40			NO
20396	...	10	M	EST	23882039510	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.28	0.32	0.35			NO
20397	...	11	M	EST	23882039611	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.29	0.33	0.38			NO
20398	...	12	M	EST	23882039712	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.24	0.29	0.33			NO
20399	...	13	M	EST	23882039813	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.12	0.12	0.14			NO
20400	...	14	M	EST	23882039914	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.13	0.14	0.14			NO
20401	...	15	M	EST	23882040015	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.12	0.12	0.13			NO
20402	...	16	M	EST	23882040116	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.18	0.19	0.21			NO
20403	...	17	M	EST	23882040217	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.23	0.25	0.28			NO
20403	...	18	M	EST	23882040318	01/02/2024	1/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TILD	X	0.20	0.23	0.24			NO

OBSERVACIONES: FN=Fondo Natural, DD=Dosimetro Dañado, NU=No Utilizado, NO=Normal, IN=Investigar, EXT=Extraviado.

- [1] La observación FN, indica dosis comparable al fondo radiactivo natural <math>\sim 0,10\text{mSv}</math> y por lo tanto la dosis ocupacional recibida es nula (0,00 mSv)
- [2] Un dosimetro reportado con NO=Normal, implica que la dosis registrada menos el FN es menor de 1,67 mSv (Dosis maxima permisible por mes)
- [3] Un dosimetro reportado con IN=Investigar, implica que la dosis alcanzo 1,67 mSv (Dosis Maxima Permisible por mes)
- [4] Por ningún motivo el dosimetro debe quedar expuesto directamente al haz primario de radiación. Si la exposición es intensional se estare falsando informacion legal.

**Una Nota Importante:**  
La razón por la cual la ICRP=Comisión Internacional de Protección Radiológica, recomienda que el límite de dosis para Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos sea de 20 mSv/año obedece a estimar que la vida laboral de una persona es de 30 años y que en toda la vida debe recibir como máximo una dosis de 1,0 Sievert.

**Información de Interés general:**  
 \* Hp(6), es la dosis equivalente personal a la profundidad indicada en milímetros. Así: Hp(10) estima la dosis en tejido profundo, Hp(3) estima la dosis en cristalino y Hp(0,07) estima la dosis en piel.  
 \* Los dosímetros de control, tienen por objeto la verificación de radiaciones incidentales o accidentales durante el transporte, y/o lugar de almacenamiento mientras es retirado para lectura. No deben utilizarse o ser asignados a usuarios seguros.  
 \* La OMS y la IAEA recomiendan usar el dosimetro Ocupacional de cuerpo entero, debajo del delantal plomado para evaluar la dosis en los organos mas sensibles a la radiación ionizante ubicados en el tronco, el cual debe estar protegido por el delantal plomado.  
 \* Dosis superiores a 1,67 mSv/año (Dosis maxima permisible/año) debe ser investigada y documentada al interior de la instalación. Tal registro, es una señal de alerta indicadora de la posibilidad de sobrepasar el límite anual, o indicadora de la necesidad de optimizar la práctica.  
 \* Toda dosis que supere el valor de 12,0 mSv/año se reporta inmediatamente a la Autoridad Reguladora, con el fin de emprender acciones que reduzcan o eviten la probabilidad de exposición.  
 \* La periodicidad de recambio de los dosímetros, reviste importancia ante la necesidad de investigar registros de dosis fuera de los rangos recomendados, ante un incidente, un accidente o una situación de emergencia.



# ASPROMEDICA DOSIMETRIA SAS

Licencia Ministerio de Minas y Energía ASP-DS-003, Dic-2019.  
 Carrera 43 No 5C - 80 Cali - Colombia - Teléfonos (852)3672652 - celular 321 7206930 - 350 8021050.  
 Sitio web: www.aspromedica.com, e-mail: dosimetrica@aspromedica.com

No. de cuenta	2368
NIT Entidad Usuaria	901214196
Municipio / Ciudad	CAUCA/POPAYAN
Persona Contacto	DIANA CAROLINA MUÑOZ
Cargo del contacto	PASANTE

Fecha recibida	15/03/2024
Fecha del reporte	15/03/2024
Carlos Aguirre, MSc. Físico Médico Responsable Técnico	

## REPORTE DE DOSIMETRÍA - MEDICAL PROMO VIDA

Código	Apellidos	Nombres	Género	Ocupación	Documento de Identidad	Fecha de Ingreso al Servicio	Periodo de uso del dosímetro		Periodo de uso del dosímetro	Ubicación del dosímetro	Tipo de Dosismetro	Tipo de radiación	Dosis del Periodo (mSv)			Dosis acumulada en los últimos 12 meses (mSv)	Dosis Acumulada desde el Ingreso (mSv)	Nota
							Primer día	Último día					Hp(10)	Hp(3)	Hp(0,07)			
20404	...	19	M	EST	23882040419	01/02/2024	16/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TTLD	X	0.11	0.11	0.12			NO
20405	...	20	M	EST	23882040520	01/02/2024	16/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TTLD	X	0.10	0.10	0.11			FN
20406	...	21	M	EST	23882040621	01/02/2024	16/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TTLD	X	0.14	0.15	0.17			NO
20407	...	22	M	EST	23882040722	01/02/2024	16/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TTLD	X	0.08	0.08	0.08			NO
20408	...	23	M	EST	23882040823	01/02/2024	16/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TTLD	X	0.06	0.06	0.06			FN
20409	...	24	M	EST	23882040924	01/02/2024	16/03/2024	15/03/2024	15	TRON	TTLD	X	0.06	0.06	0.06			FN

OBSERVACIONES: FN=Fondo Natural, DD=Dosímetro Dañado, NU=No Utilizado, NO=Normal, IN=Investigar, EXT=Extraviado.

[1] La observación FN, indica dosis comparable al fondo radiactivo natural (~0,10mSv) y por lo tanto la dosis ocupacional recibida es nula (0,00 mSv).  
 Un dosímetro reportado con NO=Normal, implica que la dosis registrada menos el FN es menor de 1,57mSv (Dosis máxima permisible por mes).  
 Un dosímetro reportado con IN=Investigar, implica que la dosis alcanza 1,57 mSv (Dosis Máxima Permisible por mes).  
 Por ningún motivo el dosímetro debe quedar expuesto directamente al haz primario de radiación. Si la exposición es intencional se estaría falsando información legal.

**Una Nota Importante:**  
 La razón por la cual la ICRP=Comisión Internacional de Protección Radiológica, recomienda que el límite de dosis para Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos sea de 20 mSv/año obedece a estimar que la vida laboral de una persona es de 50 años y que en toda la vida debe recibirse como máximo una dosis de 1.0 Sievert.

**Información de Interés general:**

- \* Hp(0,07), es la dosis equivalente personal o la profundidad indicada en milímetros. Así: Hp(10) estima la dosis en tejido profundo, Hp(3) estima la dosis en cristalino y Hp(0,07) estima la dosis en piel.
- \* Los dosímetros de control, deben por objeto la verificación de radiaciones incidentales o accidentales durante el transporte, y/o lugar de almacenamiento mientras es retirado para lectura. No deben utilizarse o ser asignados a usuario alguno.
- \* La OMS y la IAEA recomiendan usar el dosímetro Ocupacional de cuerpo entero, debajo del pantalón planado para evaluar la dosis en los órganos más sensibles a la radiación ionizante ubicados en el tronco, el cual debe estar protegido por el pantalón planado.

- \* Dosis superiores a 1,67 mSv/mes (Dosis máxima permisible/mes) debe ser investigada y documentada al interior de la instalación. Tal registro, es una señal de alerta indicadora de la posibilidad de sobrepasar el límite anual, o indicadora de la necesidad de optimizar la práctica.
- \* Toda dosis que supere el valor de 12,0 mSv/mes se reporta inmediatamente a la Autoridad Reguladora, con el fin de emprender acciones que reduzcan o eviten la probabilidad de exposición.
- \* La periodicidad de recambio de los dosímetros, reviste importancia ante la necesidad de investigar registros de dosis fuera de los rangos recomendados, ante un incidente, un accidente o una situación de emergencia.

## Anexo B: Reportes de servicio técnico realizados por SIEMENS de los equipos de Mamografía y Rayos X

### B.1. Reporte de servicio de Mamógrafo MAMMOMAT Inspiration



## Reporte de Servicio Técnico

Centro de Atención al Cliente ( 01 8000 812301 )

SIEMENS - HEALTHCARE S.A.S. Tenjo, Cundinamarca.

Cliente: MEDICAL PROMO-VIDA IPS SAS

OC Cliente:

Fecha de OC:

Ciudad: POPAYAN

No de Contrato: 2600011742 Fecha fin de contrato: 29.01.2030

División territorial: CAU

Nombre del Especialista	Código	Notificación	Ubicación	Descripción del sistema	No de Sala	
PINEDA CALLE ADRIAN	8005703	480200108009	480-40019602-RJ01	MAMMOMAT Inspiration	480-40019602-X	
Inicio del Servicio	Fin del Servicio	Estado	Versión de SW	Contador	No de Equipo	No de serie
25.07.2023 08:30 Martes	25.07.2023 12:30 Martes	Operativo	V860G		1048274932	11515

#### Inconveniente reportado / Motivo del Servicio

1/2 - JUN 2023 MANTENIMIENTO PREVENTIVO

#### Actividades realizadas

Se realizó mantenimiento preventivo conforme a lo sugerido por fábrica. Se llevan a cabo las rutinas de mantenimiento citadas en el documento del protocolo de mantenimiento, el cual puede ser descargado via TeamFleet Play. Se realizan pruebas de funcionamiento ok.  
El equipo se entregó en servicio.

#### Desglose de Horas de Trabajo

	Horas cubiertas	Horas no cubiertas
Regular		
Tiempo Extra		
Doble Tiempo		

#### Reporte enviado a:

isabelsalazar@unicauca.edu.co  
ADRIAN.PINEDA\_CALLE@SIEMENS-HEALTHINEERS.COM

#	Cant.	Parte Instalada	Serie	Descripción	Tipo	Cant.	Parte Retirada	Serie
1.								
2.								
3.								
4.								
5.								
6.								
7.								
8.								
9.								
10.								

#	Equipo de Medición	Descripción	No Serie	Calibración válida hasta
1.	No measuring tool			
2.				
3.				
4.				
5.				

#### Indicar si el sistema quedó funcionando adecuadamente.

Al momento de la entrega el sistema se encuentra funcionando de acuerdo a las especificaciones del fabricante.

#### Esta no es una Factura

Su factura final reflejará el precio basado en la cobertura del acuerdo de Servicio específico y/o Costos por Horas de Labor, incluyendo la tarifa plena del viaje, según aplique.

Firma del Cliente

(Reconocimiento de los Servicios Prestados)

Fecha 25.07.2023

Nombre del cliente

Edwin Ivan Gonzalez

Sea que puede descargar copias de sus Reportes de Servicio de nuestro portal en línea de Servicio al Cliente, teamplay Fleet? Vaya a [fleet.siemens-healthineers.com](http://fleet.siemens-healthineers.com) para registrarse o iniciar sesión.

Por favor contacte al Centro de Servicios de Siemens Healthineers por cualquier necesidad de servicio o asistencia. Llame al 01 8000 812301 y siga las indicaciones para la sección deseada.

## B.2. Reporte de servicio de equipo de rayos X MULTIX Impact (VA20)



### Reporte de Servicio Técnico

Centro de Atención al Cliente ( 01 8000 812301 )

SIEMENS – HEALTHCARE S.A.S. Tenjo, Cundinamarca.

Cliente: MEDICAL PROMO-VIDA IPS SAS

OC Cliente:

Fecha de OC:

Ciudad: POPAYAN

No de Contrato: 2600011741 Fecha fin de contrato: 23.05.2030

División territorial: CAU

Nombre del Especialista		Código	Notificación	Ubicación	Descripción del sistema	No de Sala
PINEDA CALLE ADRIAN		80055783	480200109277	480-40018602-XP00	MULTIX Impact	480-40018602-X
Inicio del Servicio	Fin del Servicio	Estado	Versión de SW	Contador	No de Equipo	No de serie
24.07.2023 14:00 Lunes	24.07.2023 17:40 Lunes	Operativo	VA10K		1045472323	10107

#### Inconveniente reportado / Motivo del Servicio

1/2 - JUN 2023 MANTENIMIENTO PREVENTIVO

#### Actividades realizadas

Se realizó mantenimiento preventivo conforme a lo sugerido por fábrica. Se llevan a cabo las rutinas de mantenimiento citadas en el documento del protocolo de mantenimiento, el cual puede ser descargado vía Team/teel Play. Se realizan pruebas de funcionamiento ok. El equipo se entregó en servicio.

#### Detalle de Horas de Trabajo

	Horas cubiertas	Horas no cubiertas
Regular		
Tiempo Extra		
Doble Tiempo		

#### Reporte enviado a:

isabelsalazar@unicauca.edu.co  
ADRIAN.PINEDA\_CALLE@SIEMENS-HEALTHINEERS.COM

#	Cant.	Parte Instalada	Serie	Descripción	Tipo	Cant.	Parte Retirada	Serie
1.								
2.								
3.								
4.								
5.								
6.								
7.								
8.								
9.								
10.								

#	Equipo de Medición	Descripción	No Serie	Calibración válida hasta
1.	No measuring tool			
2.				
3.				
4.				
5.				

#### Indicar si el sistema quedó funcionando adecuadamente.

Al momento de la entrega el sistema se encuentra funcionando de acuerdo a las especificaciones del fabricante.

#### Esta no es una Factura

Su factura final reflejará el precio basado en la cobertura del acuerdo de Servicio específico y/o Costos por Horas de Labor, incluyendo la tarifa plena del viaje, según aplique.

Firma del Cliente

Fecha 25.07.2023

(Reconocimiento de los Servicios Prestados)

Nombre del cliente

Martha Isabel Salazar

Sabía que puede descargar copias de sus Reportes de Servicio de nuestro portal en línea de Servicio al Cliente, teamply Fleet ?  
Vaya a [teel.siemens-healthineers.com](http://teel.siemens-healthineers.com) para registrarse o iniciar sesión.

Por favor contacte al Centro de Servicios de Siemens Healthineers por cualquier necesidad de servicio o asistencia.  
Lláme al 01 8000 912301 y siga las indicaciones para la acción deseada.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Panasonic, “TLD Badge Systems: Overview,” *Model UD-802*.
- [2] El Ministerio de Salud y Protección Social, “Resolución No. 482 de 2018”.
- [3] R. H. Clarke *et al.*, “Annals of the ICRP Published on behalf of the International Commission on Radiological Protection Members of the Main Commission of the ICRP,” vol. 21.
- [4] Consejo de Seguridad Nuclear, “Dosis de radiación,” 2010.
- [5] Organización Mundial de la Salud (OMS), “Efectos en la salud de las radiaciones ionizantes,” 27 de Junio. Accessed: Apr. 07, 2024. [Online]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-and-health-effects>
- [6] J. A. Puerta-Ortiz and J. Morales-Aramburo, “Biological effects of ionising radiation,” *Revista Colombiana de Cardiología*, vol. 27, pp. 61–71, Mar. 2020, doi: 10.1016/j.rccar.2020.01.005.
- [7] S. C. Bushong, “Manual de radiología para técnicos: física, biología y protección radiológica,” p. 660, 2005.
- [8] Robert N. Cherry, Arthur C. Upton, Gordon M. Lodde, and J. Sydney W. Porter, “Enciclopedia de salud y seguridad en el trabajo,” *Radiaciones ionizantes*, vol. 48, pp. 1963–2008.
- [9] LuzDaryTorresAngarita, “Determinación de los Niveles de Referencia para Estudios de Radiología Convencional en el Hospital Universitario Nacional de Colombia,” 2018.
- [10] W. J. Garzón, “Dosis de referencia pediátrica para tórax en Antioquia,” 2012.
- [11] Felipe Díaz Henao, “Determinación de Niveles de Referencia en Procedimientos de Mamografía Digital Tomosíntesis,” 2020.
- [12] R. E. Touzet, “El uso de ‘niveles de referencia’ en el radiodiagnóstico médico,” *Congreso Argentino de radiología, diagnóstico por imágenes y terapia radiante*, Buenos Aires, 2001.
- [13] Suleiman Moayyad E. Brennan, Patrick C. McEntee, and Mark F., “Diagnostic reference levels in digital mammography: A systematic review,” *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 167, no. 4, Dec. 2015.
- [14] E. Vañó *et al.*, “Annals of the ICRP Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging,” 2017.
- [15] Consejo de Seguridad Nuclear, “Radiación natural y artificial - CSN.” Accessed: Nov. 08, 2023. [Online]. Available: <https://www.csn.es/radiacion-natural-y-artificial2>
- [16] Pedro Ruiz Manzano and Antonio Brosed Serreta, “Fundamentos de Física Médica,” *Vol. 2 Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad. Ed. Sociedad Española de Física Médica (SEFM)*, 2011.
- [17] R. F. Martí Valls, E. Barrachina Albert, D. Fraga Chiva, I. Calvet Roures, T. Stoyanova Lyubenova, and J. B. Carda Castelló, *Práctica de laboratorio: Síntesis y depósito de capas fotoabsorbentes tipo CIGS para dispositivos fotovoltaicos*. Universitat Jaume I, 2015. doi: 10.6035/sapientia102.
- [18] S. López Bravo, “Introducción a la Radiografía Digital.”
- [19] SIEMENS AG, “Manual de operador Equipo de Radiografía MULTIX Impact VA20,” Alemania, Mar. 2021.
- [20] M. Chevalier and R. Torres, “Mamografía digital,” 2010.
- [21] SIEMENS AG, “Manual de operador Equipo de mamografía MAMMOMAT Inspiration,” Alemania, Dec. 2014.
- [22] M. y T. Centro de Investigaciones Energéticas, “INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA.”

- [23] J. T. Bushberg, *The essential physics of medical imaging*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [24] F. H. Attix, "Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry," *John Wiley & Sons, Inc, New York*, 2004.
- [25] I. A. Salamanca, "Simulación Monte Carlo de la Dosis en Corazón, Pulmón y Piel en Estudios de Perfusión Cardíaca; Validación con Dosimetría TLD en Superficie," Bogotá D.C., 2018.
- [26] J. T. Bushberg, *The essential physics of medical imaging*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [27] MKS Argentina, "CURSO BÁSICO DE RADIOFÍSICA SANITARIA," 2005.
- [28] DIEGO GRANADOS LÓPEZ, "MÉTODOS DE ESTIMACIÓN DE DOSIS A PACIENTES EN TOMOGRAFÍA," España.
- [29] L.-E. Holm (Chairman) *et al.*, "Annals of the ICRP Published on behalf of the International Commission on Radiological Protection," Mar. 2007.
- [30] R. M. y de E. Ocronos, "Efectos biológicos de la radiación." Accessed: Apr. 08, 2024. [Online]. Available: <https://revistamedica.com/efectos-biologicos-radiacion/>
- [31] S. F. Kry *et al.*, "AAPM TG 191: Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs," *Med Phys*, vol. 47, no. 2, pp. e19–e51, Feb. 2020, doi: 10.1002/mp.13839.
- [32] Miguel Alcaraz Baños, "Bases Físicas y Biológicas del Radiodiagnóstico Médico," 2013.
- [33] I. Rojas, C. Mora, H. Javier, and H. Suarez, "Bandas de energía, origen y consecuencias," 2007.
- [34] Oficina de salud y calidad, Margarita Chemas, and Patricia Rengifo, "IPS Medical Promovida, Parque Clínico Espíritu Santo." 2023.
- [35] Oficina de salud y calidad and Margarita Chemas, "SOCIEDAD UROLÓGICA DEL CAUCA, Parque Clínico Espíritu Santo," Oct. 2023.
- [36] Oficina de salud y calidad Cirugía Ambulatoria, "Espíritu Santo Cirugía Ambulatoria SAS IPS," 2023, Accessed: Jan. 14, 2024. [Online]. Available: <http://192.168.3.10/esca/ESCA.html>
- [37] T. R. Keenan, "Gelatin," *Polymer Science: A Comprehensive Reference, 10 Volume Set*, vol. 10, pp. 237–247, Jan. 2012.
- [38] S. Benjakul and P. Kittiphattanabawon, "Gelatin," *Encyclopedia of Food Chemistry*, pp. 121–127, Jan. 2018.
- [39] Z. A. N. Hanani, "Gelatin," *Encyclopedia of Food and Health*, pp. 191–195, Sep. 2015.
- [40] Microscopio Pro, "¿Cómo Se Ve El Aluminio En Los Rayos X?" Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: [https://www.microscopio.pro/como-se-ve-el-aluminio-en-los-rayos-x/?expand\\_article=1](https://www.microscopio.pro/como-se-ve-el-aluminio-en-los-rayos-x/?expand_article=1)
- [41] Centro de Recerca Experimental Biomèdica Aplicada (CREBA), "¿Qué aporta el modelo porcino a la investigación biomédica?" Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: <https://www.creballeida.org/es/aporta-modelo-porcino-la-investigacion-biomedica/>
- [42] AdmonQuim, "PVC, EL Plástico Más Versátil." Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: <https://quimisor.com.mx/pvc-el-plastico-mas-versatil/>
- [43] Sketchfab, "Simulador de objetos en 3D."
- [44] "syngo.via." Accessed: Apr. 10, 2024. [Online]. Available: <https://www.siemens-healthineers.com/co/medical-imaging-it/clinical-imaging-applications/syngovia>
- [45] David Cancio *et al.*, "Publicación 103 Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica," 2007.
- [46] Felipe Díaz Henao, "Determinación de Niveles de Referencia en Procedimientos de Mamografía Digital Tomosíntesis," 2020.

- [47] W. Jaramillo-Garzon, J. D. J. Morales-Aramburo, and J. A. Puerta-Ortiz, "ESTIMATION OF EFFECTIVE DOSE FROM PEDIATRIC RADIOGRAPHY OF THE CHEST IN MEDELLIN-COLOMBIA," *Revista de la Facultad de Ciencias*, vol. 4, no. 1, pp. 11–16, Jan. 2015, doi: 10.15446/rev.fac.cienc.v4n1.50759.
- [48] Radiologyinfo, "Seguridad en Rayos X, Dosis de radiación." Accessed: Apr. 09, 2024. [Online]. Available: <https://www.radiologyinfo.org/es/info/safety-xray>