



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA
CARRERA DE BIOMEDICINA

**DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN MATERIALES EMPLEADOS
EN DOSIMETRÍA MEDIANTE TÉCNICA DE MONTE CARLO**

Trabajo de titulación previo a la obtención del
título de Ingeniero Biomédico

AUTOR: MARCELO SANTIAGO SANGURIMA CÁRDENAS
TUTOR: FIS. GARZÓN MUÑOZ LUIS EDUARDO, Ph.D.

Cuenca - Ecuador
2024

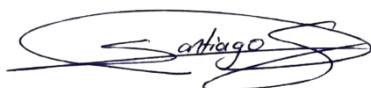
CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Marcelo Santiago Sangurima Cárdenas con documento de identificación N° 0106384589, manifiesto que:

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

Cuenca, 29 de julio del 2024

Atentamente,

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Santiago', enclosed within a large, loopy scribble.

Marcelo Santiago Sangurima Cárdenas

0106384589

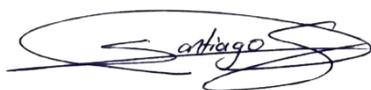
**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Yo, Marcelo Santiago Sangurima Cárdenas con documento de identificación N° 0106384589, expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del Proyecto técnico: “Determinación de la dosis absorbida en materiales empleados en dosimetría mediante técnica de Monte Carlo”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Biomédico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

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

Cuenca, 29 de julio del 2024

Atentamente,



Marcelo Santiago Sangurima Cárdenas

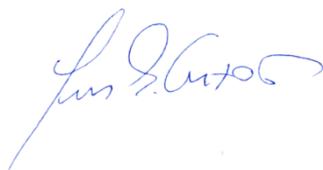
0106384589

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Luis Eduardo Garzón Muñoz con documento de identificación N° 0151388279, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN MATERIALES EMPLEADOS EN DOSIMETRÍA MEDIANTE TÉCNICA DE MONTE CARLO**, realizado por Marcelo Santiago Sangurima Cárdenas con documento de identificación N° 0106384589, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Proyecto técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 29 de julio del 2024

Atentamente,



Fis. Luis Eduardo Garzón Muñoz, Ph.D.

0151388279

Dedicatoria

Dedicado a mi Madre Carmita Cárdenas, a mis hermanas Angélica, Cristina, Emilia y a mi hermano Christian. Por el amor incondicional, el apoyo y motivación de cada día, que me ha ayudado a llegar tan lejos en esta vida. Esta tesis es tributo a la colaboración, paciencia y comprensión que me han brindado a lo largo de este viaje académico.

Agradecimientos

Quiero agradecer a Dios quien con su voluntad me ha llenado de sabiduría, me ha guiado en todo lo bueno, me dio esa fortaleza de cumplir todos mis objetivos y que también me ayuda a ser cada vez una mejor persona.

Agradezco a mi madre, a quien admiro demasiado por su valentía, su capacidad de seguir adelante y compromiso que tiene conmigo. Siempre estuvo cobijándome con su amor y cuidado, es mi motivo principal, nunca me ha dejado solo y comprendía cada cosa que me pasaba. Te amo mucho mamá, todo lo he conseguido gracias a ti y para ti.

A mis hermanos, por ser ejemplo de pasión y dedicación. Ustedes me han mostrado que los sueños se pueden alcanzar con esfuerzo y determinación. Siempre estaré orgulloso y feliz de tenerlos, espero contar con ustedes en todo momento así como yo estaré dispuesto para todos ustedes.

A mi tutor de tesis Dr. Luis Garzón, su admirable conocimiento sobre el tema ha enriquecido mi perspectiva en mi formación académica. Sus sugerencias y correcciones han sido esenciales para el desarrollo exitoso de este proyecto.

A la Lic. Kelly Rodríguez, por el apoyo, las sugerencias, el cariño y todas las cosas bonitas que ha hecho por mí. Aprecio profundamente el tiempo y la energía dedicada hacía mi en los momentos más decisivos de este proceso. Has tenido un impacto significativo en mi vida y me has enseñado la importancia de seguir mis sueños. Te quiero más de lo que te imaginas.

Finalmente a mis amigos de la universidad, Carlos, Mateo y amigos cercanos quienes son conscientes de todo mi esfuerzo y dedicación frente a este proyecto. Han sido mi refugio en momentos de estrés, su compañía fue importante para mantener esa motivación durante estos años.

ÍNDICE DE CONTENIDO

Resumen.....	10
Abstract	11
1 Introducción	12
2 Problema	13
3 Objetivos	17
3.1 Objetivo General	17
3.2 Objetivos específicos	17
4 Marco teórico	18
4.1 Efecto Compton	18
4.2 Efecto fotoeléctrico	19
4.3 Dosimetría	21
4.4 Dosis absorbida	21
4.5 Dosis efectiva	22
4.6 Dosis equivalente	22
4.7 Fluencia	23
4.8 Gray (Gy)	23
4.9 Kerma	23
4.10 Sievert	24
4.11 Técnica de Monte Carlo	24
4.12 Caracterización de materiales mediante (FTIR)	25
4.13 Base de datos NIST	26
5 Marco Metodológico	26
6 Resultados	29
6.1 Gráficas obtenidas mediante la base de datos NIST	29
6.2 Caracterización espectral de los materiales mediante FTIR antes y después de ser irradiados a baja energía.	34
6.3 Análisis de la absorción de radiación en materiales dosimétricos con Monte Carlo	43
6.3.1 Visualización del haz de fotones en polipropileno (PP)	43
6.3.2 Distribución angular de fotones en polipropileno (PP)	44
6.3.3 Energía depositada en polipropileno (PP)	46
6.3.4 Visualización del haz de fotones en ácido poliláctico (PLA)	46
6.3.5 Distribución angular de fotones en ácido poliláctico (PLA)	47
6.3.6 Energía depositada en ácido poliláctico (PLA)	48
6.3.7 Visualización del haz de fotones en acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)	49
6.3.8 Distribución angular de fotones en acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)	50
6.3.9 Energía depositada en acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)	51
7 Cronograma	53
8 Presupuesto	54
Conclusiones	55
Recomendaciones	57
Bibliografía	58

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 4.1	Diagrama esquemático del efecto Compton.....	19
Figura 4.2	Diagrama esquemático del efecto fotoeléctrico.....	21
Figura 4.3	Distribución del Espectro Electromagnético.....	25
Figura 5.1	Diagrama de flujo del proyecto técnico.....	28
Figura 6.1	A150 NIST.....	30
Figura 6.2	Acrilonitrilo Butadieno Estireno NIST.....	30
Figura 6.3	Polietileno NIST.....	31
Figura 6.4	Ácido Poliláctico NIST.....	31
Figura 6.5	Polimetilmetacrilato NIST.....	32
Figura 6.6	Polipropileno NIST.....	32
Figura 6.7	Poliestireno NIST.....	33
Figura 6.8	Agua NIST.....	33
Figura 6.9	Espectrómetro FT-IR Nicolet™ iS™10.....	34
Figura 6.10	Espectro FTIR Polipropileno.....	35
Figura 6.11	Espectro FTIR Ácido Poliláctico.....	36
Figura 6.12	Espectro FTIR Acrilonitrilo Butadieno Estireno.....	37
Figura 6.13	Equipo de Rayos X.....	38
Figura 6.14	Display de control del Equipo Rayos X.....	38
Figura 6.15	Irradiación de los polímeros.....	39
Figura 6.16	Comparación espectral del polipropileno antes y después de ser irradiado.....	40
Figura 6.17	Comparación espectral del ácido poliláctico antes y después de ser irradiado.....	41
Figura 6.18	Comparación espectral del ABS antes y después de ser irradiado.....	42
Figura 6.19	Trayectoria de fotones y puntos de interacción en polipropileno.....	44
Figura 6.20	Gráfico de ángulo vs energía de los fotones salientes en polipropileno.....	45
Figura 6.21	Distribución de la energía depositada en PP según la distancia radial y la profundidad..	46
Figura 6.22	Trayectoria de fotones y puntos de interacción en ácido poliláctico.....	47
Figura 6.23	Gráfico de ángulo vs energía de los fotones salientes en ácido poliláctico.....	48
Figura 6.24	Distribución de la energía depositada en PLA según la distancia radial y la profundidad	49
Figura 6.25	Trayectoria de fotones y puntos de interacción en acrilonitrilo butadieno estireno.....	50
Figura 6.26	Gráfico de ángulo vs energía de los fotones salientes en acrilonitrilo butadieno estireno.	51
Figura 6.27	Distribución de la energía depositada en ABS según la distancia radial y la profundidad	52

INDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1 Dosis absorbida (1)	18
Ecuación 2 Energía absorbida (2)	19
Ecuación 3 Dosis efectiva (3)	20
Ecuación 4 Dosis equivalente (4).....	21
Ecuación 5 Fluencia (5).....	22
Ecuación 6 Kerma (6).....	22
Ecuación 7 Disparidad de Longitudes de Onda en la Dispersión Compton (7)	22
Ecuación 8 Energía del fotón incidente (8).....	23
Ecuación 9 Energía Cinética del Fotoelectrón en el Efecto Fotoeléctrico (9).....	23

INDICE DE TABLAS

Tabla 6.1 Parámetros técnicos del equipo de rayos x para el polipropileno	39
Tabla 6.2 Parámetros técnicos del equipo de rayos x para el ácido poliláctico	40
Tabla 6.3 Parámetros técnicos del equipo de rayos x para el acrilonitrilo butadieno estireno	42
Tabla 7.1 Cronograma de actividades	53
Tabla 8.1 Recurso de talento humano.....	54
Tabla 8.2 Recursos de los materiales.....	54

Resumen

El uso de radiación ionizante en la medicina moderna es común para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades, siendo la mayor fuente de exposición a radiación artificial. Tecnologías como los rayos X y la tomografía computarizada han revolucionado el campo médico, aunque presentan riesgos significativos para la salud, lo que subraya la necesidad de una protección radiológica adecuada. La dosimetría es crucial para medir y minimizar estas dosis de radiación, garantizando la seguridad de pacientes y personal médico.

El proyecto aborda la construcción de una base de datos de coeficientes de atenuación (cm^2/g) de materiales usados en dosimetría, utilizando datos del NIST. Se analizaron materiales como A150, ABS, PE, PLA, PMMA, PP, PS y agua, en un rango de energía de 1 keV a 1000 MeV, con un enfoque en energías de radiodiagnóstico entre 20 keV y 150 keV. Las gráficas mostraron variaciones en los coeficientes de atenuación según la energía del fotón incidente para diferentes procesos de interacción. Además, se utilizó la técnica FTIR para identificar cambios moleculares en polímeros irradiados a baja energía. Los resultados indicaron una disminución significativa en la intensidad de los picos espectrales en PP, PLA y ABS, sugiriendo rupturas moleculares tras la exposición a radiación.

La investigación evidenció que los materiales responden de manera distinta a la irradiación, destacando la importancia de seleccionar adecuadamente los materiales para dosimetría según sus características moleculares. La base de datos creada, junto con los análisis mediante FTIR y la Técnica de Monte Carlo, proporcionaron una evaluación de la energía depositada en los materiales. Este estudio contribuye al desarrollo de estrategias innovadoras para optimizar la protección radiológica, mejorando la seguridad en el uso de la radiación ionizante en el ámbito médico. Además, el proyecto ofrece datos valiosos para la selección de materiales en dosimetría y abre nuevas vías para investigaciones futuras en radioprotección, enfocándose en la mejora continua de metodologías y tecnologías para garantizar la seguridad y eficacia en el diagnóstico y tratamiento médico con radiación ionizante.

- **Palabras claves**

Radiación Ionizante, Dosimetría, Radioprotección, Monte Carlo, Técnica FTIR

Abstract

The use of ionizing radiation in modern medicine is common for the diagnosis and treatment of diseases, being the largest source of exposure to artificial radiation. Technologies such as X-rays and computed tomography have revolutionized the medical field, although they present significant health risks, which underscores the need for adequate radiological protection. Dosimetry is crucial for measuring and minimizing these radiation doses, ensuring the safety of patients and medical personnel.

The project addresses the construction of a database of attenuation coefficients (cm^2/g) of materials used in dosimetry, using NIST data. Materials such as Al₂O₃, ABS, PE, PLA, PMMA, PP, PS, and water were analyzed in an energy range from 1 keV to 1000 MeV, with a focus on radiodiagnostic energies between 20 keV and 150 keV. The graphs showed variations in attenuation coefficients according to the energy of the incident photon for different interaction processes. Additionally, the FTIR technique was used to identify molecular changes in polymers irradiated at low energy. The results indicated a significant decrease in the intensity of spectral peaks in PP, PLA, and ABS, suggesting molecular ruptures after exposure to radiation.

The research showed that materials respond differently to irradiation, highlighting the importance of properly selecting materials for dosimetry according to their molecular characteristics. The created database, along with the analyses using FTIR and the Monte Carlo Technique, provided an assessment of the energy deposited in the materials. This study contributes to the development of innovative strategies to optimize radiological protection, improving safety in the use of ionizing radiation in the medical field. Furthermore, the project offers valuable data for the selection of materials in dosimetry and opens new avenues for future research in radioprotection, focusing on the continuous improvement of methodologies and technologies to ensure safety and efficacy in medical diagnosis and treatment with ionizing radiation.

- **Key words**

Ionizing Radiation, Dosimetry, Radiation Protection, Monte Carlo, FTIR Technique

1 Introducción

El uso de radiación ionizante para el diagnóstico y tratamiento de diversas patologías representa la mayor fuente de exposición a radiación artificial en los seres humanos. Las tecnologías que utilizan radiación ionizante, como los rayos X, tomografías computarizadas y tratamientos de radioterapia, han revolucionado la medicina moderna al proporcionar herramientas cruciales para la detección, tratamiento y seguimiento de múltiples enfermedades (Cabrera et al., 2022). No obstante, a pesar de sus indiscutibles beneficios, el uso de estas tecnologías presenta riesgos significativos para la salud humana, lo que subraya la importancia de una protección radiológica adecuada.

Estudios han revelado una falta de conocimiento entre los médicos sobre los conceptos fundamentales de este tema (Badel et al., 2018). Esta misma utilidad presenta riesgos significativos para la salud humana, lo que subraya la importancia de una protección radiológica adecuada. La dosimetría, el estudio y la medición de las dosis de radiación, se convierte en una disciplina esencial para evaluar y minimizar estos riesgos, garantizando la seguridad tanto de los pacientes como del personal expuesto a radiación ionizante.

Este trabajo de investigación propone abordar los desafíos actuales en la dosimetría, explorando nuevas metodologías y materiales que mejoren la precisión y eficacia en la medición de dosis de radiación. Con la creciente demanda de tecnologías avanzadas en radioterapia y diagnóstico por imágenes, es fundamental desarrollar estrategias innovadoras que optimicen la protección radiológica. Se explorarán diferentes enfoques para la dosimetría, analizando tanto las tecnologías existentes como las emergentes, con el objetivo de identificar soluciones que maximicen la seguridad y la eficacia en el uso de la radiación ionizante.

La importancia de la formación continua y la actualización en prácticas de protección radiológica es crucial. Es imperativo que los profesionales de la salud reciban educación constante y específica sobre los riesgos asociados a la radiación ionizante y las mejores prácticas para minimizar dichos riesgos. Esto incluye el uso de simulaciones, talleres y cursos de formación que mantengan a los profesionales al día con las últimas investigaciones y desarrollos tecnológicos en el campo de la radiación.

Además, la investigación también se enfocará en la evaluación de materiales alternativos a los tradicionales delantales de plomo utilizados para la protección contra la radiación. La incorporación de nuevos materiales y tecnologías no solo puede mejorar la protección, sino

también aumentar la comodidad y reducir el peso de los equipos de protección, beneficiando así a los profesionales que deben utilizarlos de manera rutinaria.

2 Problema

La imagen médica, sin recurrir a la cirugía abierta, permite observar estructuras y órganos internos, proporcionando información crucial para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades. Las técnicas de imagenología médica, como rayos X, tomografía computada, ecografía, endoscopia, medicina nuclear y resonancia magnética, ofrecen una ventana al interior del cuerpo humano, brindando a los médicos información precisa sobre la ubicación, tamaño y forma de órganos, tejidos y lesiones, lo que facilita la planificación de procedimientos quirúrgicos y la administración de terapias dirigidas (Tucci, 2012). Sin embargo, algunas de estas técnicas, especialmente las que utilizan radiación ionizante que en términos generales tienen un rango de energía aproximado de 20 KeV a 150 KeV, pueden tener efectos negativos en la salud, especialmente en el personal médico que las utiliza de forma regular.

La radiación ionizante es la energía liberada por los átomos en forma de ondas electromagnéticas o partículas, como resultado de la desintegración atómica, conocida como radiactividad (OMS, 2023). También se toma en cuenta que existen máquinas como fuentes que producen radiación. Los rayos “X” son ampliamente utilizados en medicina y constituyen la principal fuente de radiación producida por equipos. A nivel mundial, hay millones de sistemas de rayos X médicos en funcionamiento, y la exposición promedio a estos equipos está influenciada por el acceso a los servicios de salud (Cherry, 1998). El 98% de la dosis que la población recibe de fuentes creadas por el ser humano proviene de equipos médicos que utilizan radiaciones, como radiografías, tomografías computarizadas y tratamientos de radioterapia. Además, aunque estos dispositivos médicos representan solo una parte de la exposición total de la población a radiaciones, constituyen aproximadamente el 20% de esta exposición global. Cada año, se realizan más de 4 200 millones de pruebas de diagnóstico por imágenes, 40 millones de exámenes de medicina nuclear y se llevan a cabo 8,5 millones de tratamientos de radioterapia en todo el mundo. (OMS, 2023)

La utilización y aplicaciones de la energía ionizante están regidas por el Reglamento de Seguridad Radiológica del Ecuador, promulgado el 8 de marzo de 1979 y publicado en el Registro Oficial No. 798, el 23 de marzo de 1979. Este reglamento sigue siendo el principal documento que supervisa y controla el adecuado uso de las radiaciones ionizantes. Uno de sus

objetivos principales es salvaguardar la salud, la vida y los bienes de la comunidad, así como prevenir la contaminación ambiental causada por elementos radiactivos naturales o generados por actividades humanas (Cadenas Martínez et al., 2021). Los delantales de plomo han sido la elección predominante en términos de protección contra la radiación. No obstante, los problemas continuos relacionados con su peso y toxicidad han estimulado la investigación en busca de materiales alternativos capaces de adaptarse a los avances tecnológicos. (Ogul et al., 2024)

Según Ramos-Avasola et al. (2020), en una encuesta realizada a 139 profesionales ocupacionalmente expuestos (POEs) de ambos sexos en siete países sudamericanos (Argentina, Colombia, Chile, Honduras, México, Venezuela y Uruguay), se encontró que los elementos tradicionales de protección radiológica, como los delantales y los cuellos de plomo, son utilizados en un 99,5 % y un 98,4 % respectivamente. En cuanto al uso de dosímetros, solo un 7,9 % de los encuestados se adhiere a las normas establecidas por la Organización Internacional de Energía Atómica (OIEA). Esta información, recolectada en el año 2018, tenía como objetivo describir la disponibilidad y utilización de dispositivos de protección radiológica y la monitorización de dosis en unidades de cardiología intervencionista en hospitales de la región. El personal ocupacionalmente expuesto (POE) en el ámbito de la Cardiología Intervencionista enfrenta diversos riesgos laborales, algunos de los cuales son comunes en su práctica diaria. Entre estos, se encuentran lesiones ortopédicas derivadas del uso prolongado de delantales plomados, así como lesiones cervicales causadas por los protectores de cabeza diseñados para mitigar el riesgo de cáncer cerebral. (Ortiz, Morales, 2020)

En este sentido la afectación generada por la radiación en los órganos y tejidos está directamente relacionada con la cantidad de radiación recibida, medida en gray (Gy) (OMS, 2023). Son dos los efectos clínicos que se derivan de la exposición de la radiación, los estocásticos y determinísticos. Los efectos estocásticos se producen como consecuencia del daño en células individuales o grupos pequeños de células, lo que se conoce también como cáncer radiogénico. En contraste, los efectos determinísticos se caracterizan por la pérdida de una cantidad específica de células, que no puede ser compensada por la proliferación de células sanas. Este deterioro celular puede conducir a un grave deterioro en la función de un órgano o tejido, con manifestaciones clínicas identificables como cataratas y quemaduras causadas por la radiación. (Avasola et al., 2020)

Entre los efectos estocásticos a nivel mundial, la leucemia es una de las enfermedades que más preocupa. En un estudio, que abarcó a 308 297 trabajadores expuestos a la radiación durante su vida laboral, encontró que la exposición prolongada a dosis bajas de radiación puede aumentar el riesgo de leucemia, especialmente en hombres que representan el 87%, de las 66 632 (22%) muertes conocidas al final del seguimiento, se encontró que 19 748 se atribuían al cáncer (n=684, con leucemia) (Richardson et al., 2015). Para provocar daño detectable en el ADN la dosis mínima es de 30 Gy, y los hombres expuestos a radiación ionizante experimentan efectos negativos en la movilidad, morfología y material genético de los espermatozoides. Aunque la espermatogonia parece tener cierta resistencia al daño del ADN por la radiación, su capacidad de reparación es más lenta en comparación con las células somáticas. (Wdowiak et al., 2019)

De todos los profesionales que trabajan con radiación ionizante, los cardiólogos intervencionistas son los que más exposición anual a la misma reciben, esto se debe a que realizan procedimientos como cateterismos cardíacos y angioplastias, que requieren el uso de rayos X. Un cardiólogo intervencionista recibe una exposición anual a la radiación que varía entre 2 y 5 miliSieverts (mSv), esto equivale a unas 150 radiografías de tórax al año. En el transcurso de 30 años de trabajo, la dosis acumulada de radiación para un cardiólogo intervencionista se aproxima a 100 mSv, esta cantidad de radiación acumulada se asocia con un mayor riesgo de desarrollar cáncer, tanto mortal como no mortal. (Badel et al., 2018)

Frente a los riesgos que representa el uso de delantales plomados se observa el uso de nuevos materiales como posibles atenuadores contra la radiación, por ejemplo, polímero HDPE/WO₃, se basa en diversas proporciones y dimensiones de nanopartículas de óxido de wolframio (WO₃), ha sido sometido a pruebas de atenuación de la radiación mediante radiografía. Se ha observado que el compuesto antes indicado contenía nanopartículas más pequeñas de WO₃, por lo tanto, presentó una mejora notable en la capacidad de atenuación de la radiación, lo que indica su posible utilidad en aplicaciones de protección radiológica y diagnóstico. Sin embargo, el WO₃ en nanopartículas puede ser tóxico y se requieren estudios para determinar la toxicidad a largo plazo y los posibles efectos en la salud (Obeid et al., 2022). Manjunatha et al. (2019) realizó la comparación de diversas aleaciones de aluminio y silicio para evaluar su eficacia en el blindaje contra radiografías, radiación gamma y neutrones. Se encontró que la aleación de ferro-silicio mostró el mejor rendimiento en la absorción de radiación y protección contra neutrones, sugiriendo su conveniencia como material de blindaje, de todas maneras, se tiene en cuenta que pueden ser susceptibles a la corrosión, lo que podría afectar su durabilidad a largo

plazo y requerir medidas adicionales de protección y mantenimiento. Sharma et al. (2022) preparó muestras de polietileno de alta densidad (HDPE) dispersas con óxido de tungsteno (WO_3), trióxido de bismuto (Bi_2O_3) y sulfato de bario (BaSO_4) junto con óxido de grafeno (GO) para evaluar su eficacia como materiales de blindaje contra radiografías. Se observaron mejoras significativas en las capacidades de blindaje de radiografías con la incorporación de estos compuestos dispersos en el HDPE y estas muestras una capacidad de blindaje superior en comparación con los vidrios comerciales y el hormigón de chatarra de acero utilizado comúnmente para mitigar los efectos peligrosos de la radiación.

En su investigación Kato et al. (2021) condujo una comparación entre delantales protectores de plomo (Pb) y no plomo (no Pb) en entornos clínicos, como los procedimientos de intervención vascular (IVR), demostró que los delantales no Pb de 0,35 mm de espesor pueden ser más adecuados para proporcionar protección contra la radiación a los médicos debido a que ofrecen un buen efecto de blindaje y son más cómodos de usar, además de ser una opción más segura al no ser tóxicos y ser más livianos que los delantales de plomo. Considerando que el personal de IVR generalmente está expuesto principalmente a dosis de radiografías dispersas, los delantales no Pb representan una opción preferida para la protección radiológica en este entorno clínico. Si bien no se menciona ninguna limitación específica del estudio o de los delantales protectores no Pb, sería importante abordar posibles limitaciones, como la durabilidad de los delantales no Pb en comparación con los de Pb, su costo o cualquier otro factor que pueda influir en su efectividad o aceptación en entornos clínicos. Mahmoud et al. (2020) examinó 11 variantes de vidrio con distintas proporciones de CdO (Óxido de Cadmio), oscilando entre el 0% y el 10%. A través de simulaciones, se estudió la interacción de la radiación con dichos vidrios en un espectro de energías de rayos gamma. Se realizaron cálculos de diversos parámetros para evaluar la eficacia del vidrio como protector contra la radiación. Los resultados indicaron una parcial mejora en la capacidad de atenuación de la radiación al agregar CdO, teniendo en cuenta que este material solo se enfoca en el estudio de protección contra la radiación en gafas.

Esta propuesta busca beneficiar a trabajadores expuestos a radiaciones ionizantes de baja energía en diferentes ámbitos que viene incluido el personal médico como radiólogos, técnicos de radiología, cardiólogos intervencionistas quienes son los que están en mayor exposición a estas radiaciones y personal de investigación, que generalmente están trabajando con equipos

de rayos X. Esta propuesta permitirá desarrollar protocolos de radioprotección y conocimiento de materiales que pueden ser empleados para dicho propósito.

Esta investigación se centra en la necesidad de comprender y abordar adecuadamente los efectos negativos de la radiación ionizante en los trabajadores expuestos. Es crucial evaluar la eficacia de los materiales de blindaje disponibles actualmente y la capacidad que tienen estos de atenuar la dosis de radiación absorbida, esto permitirá identificar posibles mejoras en los materiales existentes o desarrollar nuevos materiales con propiedades de blindaje más efectivas. Además, se hace cada vez más urgente la investigación e implementación de estrategias innovadoras y materiales avanzados que ofrezcan una mejor protección contra la radiación ionizante. Esto debe considerar los desafíos únicos asociados en los diferentes entornos laborales.

Es cierto que, a pesar del notable avance en los equipos de imagenología RX, los equipos de radioprotección no han experimentado el mismo ritmo de innovación. Esto se debe a una combinación de factores, entre ellos la complejidad de la dosimetría en RX, la falta de estandarización, limitaciones en los filtros de modulación, las prioridades en investigación y desarrollo, y los costos y la complejidad de la implementación. La exploración de propuestas alternativas, como modelos computacionales más sofisticados, dosímetros basados en nuevos materiales y métodos de dosimetría, podría contribuir a superar estos desafíos y mejorar tanto la precisión como la eficiencia de la dosimetría en RX.

3 Objetivos

3.1 Objetivo General

Determinar la respuesta dosimétrica en materiales mediante Técnica de Monte Carlo.

3.2 Objetivos específicos

- Construir una base de datos fotón /electrón de materiales empleados en dosimetría empleando la base NIST.
- Caracterizar espectralmente mediante Fourier Transformed Infrared (FTIR) materiales antes y después de ser irradiados a baja energía.
- Ejecutar simulaciones utilizando la técnica de Monte Carlo para determinar la dosis absorbida a distintas profundidades en materiales dosimétricos.
- Evaluar las diferencias obtenidas entre la técnica espectral y simulaciones realizadas.

4 Marco teórico

4.1 Efecto Compton

La dispersión Compton, también conocida como dispersión inelástica o no clásica, es la interacción principal entre los fotones de rayos X y gamma y el tejido blando en el rango de energía utilizado para diagnóstico (Bushberg, 2012). Este efecto es resultado de la interacción de un fotón incidente de energía $h\nu$ con un electrón débilmente ligado a un átomo. Cuando el fotón se dispersa con un ángulo θ y una energía $h\nu'$, el electrón, inicialmente en reposo, gana energía cinética al absorber una porción de la energía del fotón incidente. La diferencia entre las longitudes de onda del fotón incidente y del dispersado se define por:

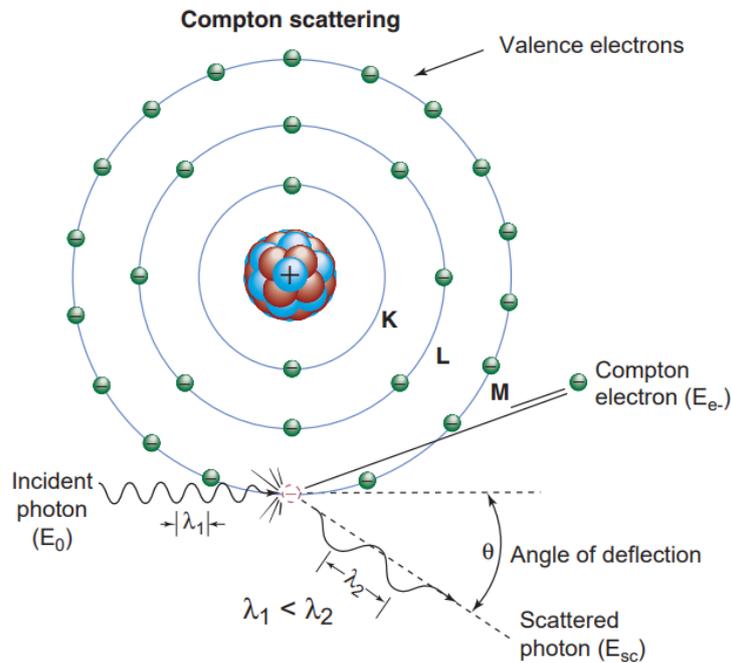
$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta) \quad (1)$$

donde λ y λ' representan las longitudes de onda de los fotones incidente y dispersado, respectivamente. Además, h denota la constante de Planck, m la masa del electrón y c la velocidad de la luz. (Hernández, 2018).

Esta dispersión predomina no solo en energías diagnósticas por encima de los 26 keV en el tejido blando, sino que también sigue siendo dominante hasta aproximadamente 30 MeV. Es más probable que esta interacción ocurra entre los fotones y los electrones de la capa externa. Durante este proceso, el electrón es expulsado del átomo y el fotón dispersado se emite con una energía menor que la del fotón incidente. (Bushberg, 2012)

Figura 4.1

Diagrama esquemático del efecto Compton



Nota: Este gráfico esquematiza el proceso en donde el fotón incidente y el electrón libre interactúan. Obtenido de The essential physics of medical imaging, por Bushberg (2012), *Diagrama esquemático del efecto Compton*, <https://doi.org/10.1118/1.4811156>

Como en todas las interacciones, se debe conservar tanto la energía como el momento. Por lo tanto, la energía del fotón incidente (E_0) es igual a la suma de la energía del fotón dispersado (E_{sc}) y la energía cinética del electrón expulsado (E_{e-}), como se indica en la Ecuación (2). La energía de enlace del electrón expulsado es relativamente pequeña y puede ser ignorada. (Bushberg, 2012)

$$E_0 = E_{sc} + E_{e-} \quad (2)$$

La dispersión Compton ioniza el átomo y divide la energía del fotón incidente entre el fotón dispersado y el electrón eyectado. El fotón dispersado puede interactuar adicionalmente o atravesar el medio, y su energía depende del ángulo de dispersión y la energía del fotón incidente. (Bushberg, 2012)

4.2 Efecto fotoeléctrico

Durante este proceso, un fotón que llega colisiona con un electrón que está unido a un átomo. El fotón es absorbido por el electrón, y como resultado, el electrón es liberado con una energía

cinética, representada como E_k . Tomando en cuenta que $h\nu$ representa la energía del fotón incidente y E_B la energía de enlace del electrón al núcleo atómico, podemos observar cómo estos parámetros influyen en la interacción mencionada. (Hernández, 2018)

$$E_k = h\nu - E_B \quad (3)$$

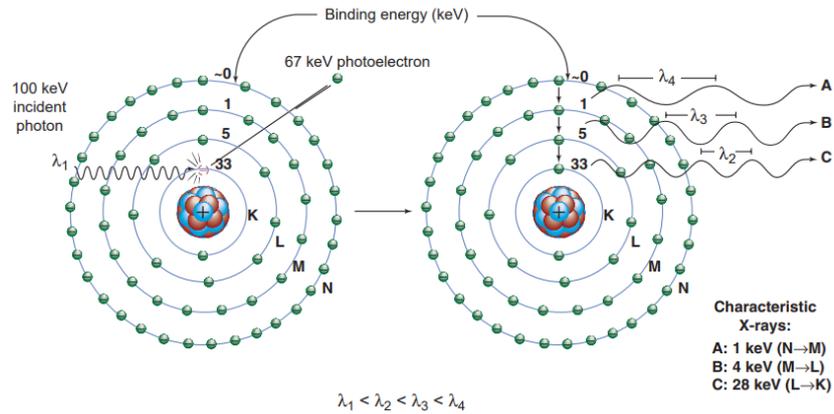
El electrón liberado comúnmente se conoce como fotoelectrón. Además, en este proceso de interacción, la ausencia de este fotoelectrón es ocupada por otro electrón proveniente de un nivel superior, y el excedente de energía se libera en forma de rayos X. (Hernández, 2018)

Para que ocurra la absorción fotoeléctrica, la energía del fotón incidente debe ser al menos igual a la energía de enlace del electrón eyectado. Este electrón eyectado es generalmente el que tiene una energía de enlace más cercana pero menor a la del fotón incidente. En casos donde la energía del fotón supera la energía de enlace de la capa K , las interacciones con electrones de la capa K son más probables, ionizando el átomo y dejando una vacante que es llenada por electrones de capas con menor energía de enlace, liberando la diferencia de energía como rayos X característicos o electrones Auger. (Bushberg, 2012)

La probabilidad de emitir rayos X característicos disminuye con el número atómico del material absorbente, siendo menos común en tejidos blandos para energías fotónicas de diagnóstico. El efecto fotoeléctrico también ocurre en electrones de la capa de valencia, como en los materiales del fotocátodo de un tubo fotomultiplicador (ej. cesio, rubidio y antimonio), los cuales tienen electrones débilmente ligados y liberan electrones fácilmente al ser iluminados, sin producir cascadas de electrones en capas internas ni rayos X característicos. (Bushberg, 2012)

Figura 4.2

Diagrama esquemático del efecto fotoeléctrico



Nota: Este gráfico esquematiza el proceso en donde el fotón incidente se absorbe por completo y el electrón expulsado del átomo. Obtenido de The essential physics of medical imaging, por Bushberg (2012), *Diagrama esquemático del efecto Compton*, <https://doi.org/10.1118/1.4811156>

En el lado izquierdo el diagrama ilustra un fotón de 100 keV que está experimentando absorción fotoeléctrica con un átomo de yodo. En este proceso, un electrón de la capa *K* es expulsado con una energía cinética de 67 keV, que es la diferencia entre la energía del fotón incidente (100 keV) y la energía de enlace de la capa *K* (33 keV). Derecha. La vacante creada en la capa *K* provoca la transición de un electrón de la capa *L* a la capa *K*. La diferencia en sus energías de enlace (33 keV y 5 keV) produce un rayo X característico *Kα* de 28 keV. Esta cascada de electrones continuará, generando otros rayos X característicos con energías más bajas.

4.3 Dosimetría

La dosimetría es el campo que se encarga de medir la dosis absorbida, que se refiere a la cantidad de energía radiante que un punto específico del cuerpo absorbe durante un examen médico, como una exploración con rayos X (Zubeldia, 2012). Esta medida es fundamental para evaluar y controlar la exposición del paciente a la radiación, garantizando que se mantenga dentro de los niveles seguros establecidos.

4.4 Dosis absorbida

La dosis absorbida se representa de la siguiente manera:

$$D = d\epsilon/dm \quad (4)$$

Donde ϵ es igual a:

$$\epsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_{ch} - (R_{out})_{ch} + \sum Q \quad (5)$$

La energía absorbida en un volumen finito V de masa m se representa como ϵ . R corresponde a la energía "radiante", que excluye la energía en reposo. Los subíndices *in* y *out* indican si la energía entra o sale del volumen V , respectivamente. Los términos *u* y *ch* se refieren a partículas sin carga y con carga, respectivamente. Finalmente, $\sum Q$ representa la energía neta resultante de la conversión de masa en energía (+) y de energía en masa (-). (Fernández & Ignacio, 2012)

4.5 Dosis efectiva

La suma ponderada por tejido de las dosis equivalentes en todos los tejidos y órganos especificados del cuerpo se expresa mediante la fórmula:

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (6)$$

donde $w_R D_{T,R}$ es la dosis equivalente en un tejido u órgano, T y w_T es el factor de ponderación del tejido. La unidad para la dosis efectiva es la misma que para la dosis absorbida, $J kg^{-1}$, y su nombre especial es sievert (Sv). (Valentin, 1991)

Esta fórmula es fundamental para evaluar el riesgo radiológico total para el cuerpo humano, considerando no solo la cantidad de radiación absorbida, sino también la sensibilidad relativa de los diferentes tejidos y órganos a la radiación. De esta manera, se obtiene una medida integral del impacto biológico de la exposición a la radiación, permitiendo establecer estándares de protección y seguridad radiológica. (Valentin, 1991)

4.6 Dosis equivalente

La dosis de un tejido u órgano dada por:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (7)$$

$D_{T,R}$ es la dosis absorbida debido al tiempo de radiación (R) y w_R es el factor de ponderación de la radiación, que ajusta la dosis absorbida para reflejar los diferentes efectos biológicos de distintos tipos de radiación. Esta fórmula permite cuantificar la dosis equivalente,

proporcionando una medida que considera tanto la cantidad de radiación absorbida como su impacto biológico relativo en el tejido u órgano en cuestión. (Valentin, 1991)

4.7 Fluencia

El cociente de dN por da representa el número de partículas incidentes sobre una pequeña área de sección transversal, esta relación se utiliza para describir la fluencia de partículas, que es una medida de la densidad de partículas que atraviesan una superficie (Valentin, 1991). Y se representa de la siguiente manera:

$$\phi = \frac{dN}{da} \quad (8)$$

Donde ϕ es la fluencia, dN es el número de partículas incidentes y da es la pequeña área de sección transversal considerada. Esta expresión es fundamental en el estudio de la interacción de radiación con la materia, ya que permite cuantificar la cantidad de partículas que impactan una superficie específica. (Valentin, 1991)

4.8 Gray (Gy)

El gray (Gy) es la unidad específica del Sistema Internacional de Unidades (SI) utilizada para medir la dosis absorbida de radiación ionizante. Esta unidad lleva el nombre del físico británico Louis Harold Gray. La dosis absorbida se refiere a la cantidad de energía depositada por la radiación en un material por unidad de masa, y se expresa en grays (Gy). Un gray equivale a la absorción de un joule de energía por kilogramo de material. Esta medida es fundamental en campos como la radioterapia y la protección radiológica, ya que permite cuantificar con precisión la energía transferida a los tejidos irradiados, proporcionando una base para evaluar los efectos físicos y biológicos de la radiación. (Valentín, 1991)

4.9 Kerma

La energía liberada por unidad de masa de un material específico en un pequeño volumen irradiado se refiere a la cantidad de energía que el haz de rayos X transfiere a este material. Esta medida se expresa en Gray (Gy), donde un gray equivale a un joule (J) de energía por kilogramo de materia. (Ogden, Dixon, 2016)

$$E_0 = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (9)$$

El kerma se caracteriza como una cantidad no estocástica, donde dE_{tr} representa el valor esperado de la suma de las energías cinéticas, de todas las partículas cargadas que son liberadas por partículas neutras en una masa dm de un material, por la masa dm del mismo material.

4.10 Sievert

La unidad especial del Sistema Internacional de Unidades (SI) que se utiliza para medir la dosis equivalente, la dosis efectiva y otras magnitudes operacionales relacionadas con la radiación es el sievert (Sv). Esta unidad, que lleva el nombre del físico sueco Rolf Sievert, es fundamental para evaluar el impacto biológico de la radiación ionizante en los tejidos vivos. Introducida formalmente por Valentín en 1991, el sievert permite una evaluación precisa y estandarizada de los riesgos radiológicos, considerando no solo la cantidad de radiación, sino también el tipo de radiación y su efecto relativo en diferentes órganos y tejidos.

4.11 Técnica de Monte Carlo

El método de Montecarlo es una técnica numérica que ofrece soluciones aproximadas a través de iteraciones, cuya precisión está vinculada al número de aproximaciones realizadas. Este enfoque es versátil y aplicable en diversos campos; por ejemplo, en el ámbito matemático, se utiliza para estimar constantes o parámetros, en estadística para analizar distribuciones en muestras, y en la lógica matemática para abordar problemas complejos mediante la modelización de sistemas. Esta flexibilidad lo convierte en una herramienta invaluable para resolver una amplia gama de problemas. (Otamendi, 2000)

Es esencial destacar que este método se utiliza para simular el transporte de radiación, ya que este proceso se caracteriza por su naturaleza aleatoria (Vassiliev, 2017). El transporte de radiación aborda la propagación de la energía radiante a través de la materia, permitiendo estimar su interacción y efectos. En el contexto del transporte de radiación, el recorrido de una partícula puede verse como una serie de eventos aleatorios. Durante este recorrido, la partícula cambia su posición, dirección y energía, deposita energía en el medio y genera partículas secundarias. Las ecuaciones que describen el camino libre de las partículas y determinan sus ángulos y energías pueden transformarse para obtener funciones de distribución acumulada, permitiendo el uso de números aleatorios para derivar estos datos. (Massa et al., 2005)

Para obtener resultados precisos que reflejen un procedimiento de irradiación real, es esencial modelar una gran cantidad de trayectorias de partículas. La cantidad de historias, tanto de las partículas iniciales como de las secundarias generadas, varía según la energía inicial de las

partículas y el tipo de radiación utilizada. Esto implica realizar numerosos cálculos para cada interacción y usar una vasta cantidad de números aleatorios para simular estas interacciones. (Massa et al., 2005).

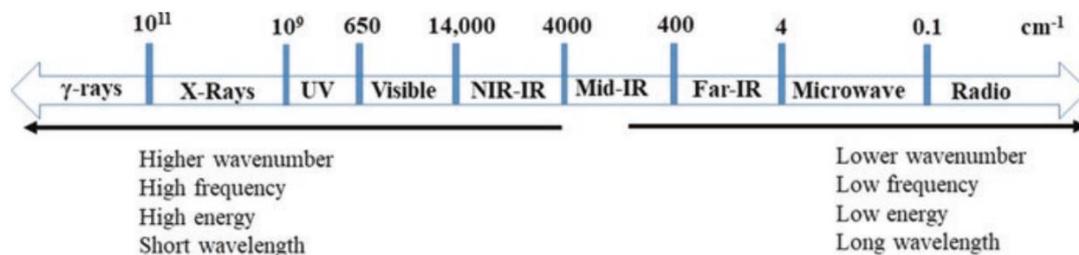
Sus aplicaciones son variadas, desde el blindaje solar en naves espaciales hasta la terapia contra el cáncer con rayos de protones. En este contexto, el método de Montecarlo destaca como la herramienta más eficiente gracias a su capacidad para modelar geometrías complejas y su simplicidad de implementación. (Gray et al., 2019)

4.12 Caracterización de materiales mediante (FTIR)

La "Transformada de Fourier", una técnica matemática que lleva el nombre de J.B.J. Fourier, permite descomponer cualquier señal variable en sus componentes de frecuencia (Jaggi & Vij, 2007). La espectroscopía infrarroja (IR) se centra en el estudio de cómo la energía electromagnética infrarroja interactúa con la materia, posibilitando tanto mediciones cualitativas como cuantitativas en diversas muestras. El IR se encuentra en el espectro electromagnético entre la luz visible y las microondas (Figura 4.3). Para el análisis químico, la región más relevante del IR es el infrarrojo medio, que abarca de 4000 cm^{-1} a 400 cm^{-1} . Por otro lado, la región del infrarrojo lejano, que se extiende de 400 cm^{-1} a 10 cm^{-1} , es particularmente útil para analizar moléculas con átomos pesados, como los compuestos inorgánicos. (Abidi, 2021)

Figura 4.3

Distribución del Espectro Electromagnético



Nota: Este gráfico muestra el espectro electromagnético, que es el rango completo de todas las ondas electromagnéticas. Obtenido de FTIR Microspectroscopy: Selected Emerging Applications, por Abidi (2021), *Espectro electromagnético que muestra la ubicación de la luz infrarroja*, <https://link.springer.com/10.1007/978-3-030-84426-4>

La espectroscopia FTIR aprovecha la energía del infrarrojo medio para analizar muestras. Opera mediante la modulación de la luz infrarroja, que es absorbida en frecuencias específicas

relacionadas con las energías de enlace vibratorio entre átomos en las moléculas. Cada tipo de enlace vibratorio absorbe diferentes longitudes de onda de radiación infrarroja, lo que resulta en un espectro distintivo para cada molécula. Esta técnica es ampliamente utilizada en la industria y en entornos académicos para comprender la estructura molecular de los materiales y la composición de mezclas moleculares. (Urban, 1989)

La espectroscopía y la imagenología FTIR han demostrado ser herramientas valiosas en el campo de la ingeniería de tejidos, proporcionando datos detallados sobre la composición y estructura de los materiales estudiados. El uso del infrarrojo medio ha sido fundamental para la caracterización de biomateriales, andamios, y la matriz extracelular (ECM). Un estudio realizado por Kim et al. ejemplifica esta aplicación, donde utilizaron la imagenología FTIR para evaluar la reparación temprana de defectos osteocondrales en un modelo animal de conejo, demostrando así la eficacia de esta técnica en la monitorización y análisis de procesos de regeneración tisular. (Kim et al., 2010)

4.13 Base de datos NIST

Esta página web presenta valores fundamentales relacionados con la atenuación y absorción de energía de la radiación en una amplia variedad de materiales, desde elementos individuales hasta compuestos y mezclas de interés radiológico. Estos valores, incluyendo coeficientes de atenuación de masa y coeficientes de absorción de energía, se ofrecen para energías de fotones que van desde 1 keV hasta 100 MeV. La presentación de estos datos preliminares en forma de tablas y gráficos busca proporcionar una base sólida para la comprensión y aplicación de los fenómenos de interacción radiación-materia. Se alienta a los expertos a contribuir con comentarios, correcciones y sugerencias para mejorar la calidad y utilidad de este trabajo en su etapa provisional. (Hubbell & Seltzer, 2009)

5 Marco Metodológico

El estudio empleará la Técnica de Monte Carlo que es específicamente para el estudio del transporte de radiación dentro del ámbito de la física médica, en el cual se realizará las simulaciones computacionales para analizar la dosimetría en diversas circunstancias clínicas. Este enfoque permitirá determinar las dosis de radiación absorbida por diferentes materiales utilizados en dosimetría, considerando distintas proporciones de densidad (ρ), variados espesores y diversas técnicas de medición radiológica. Posteriormente se evaluarán los

materiales potenciales para usarlos como posibles blindajes, abordando la necesidad de reducir los efectos de la radiación ionizante de baja energía en trabajadores expuestos.

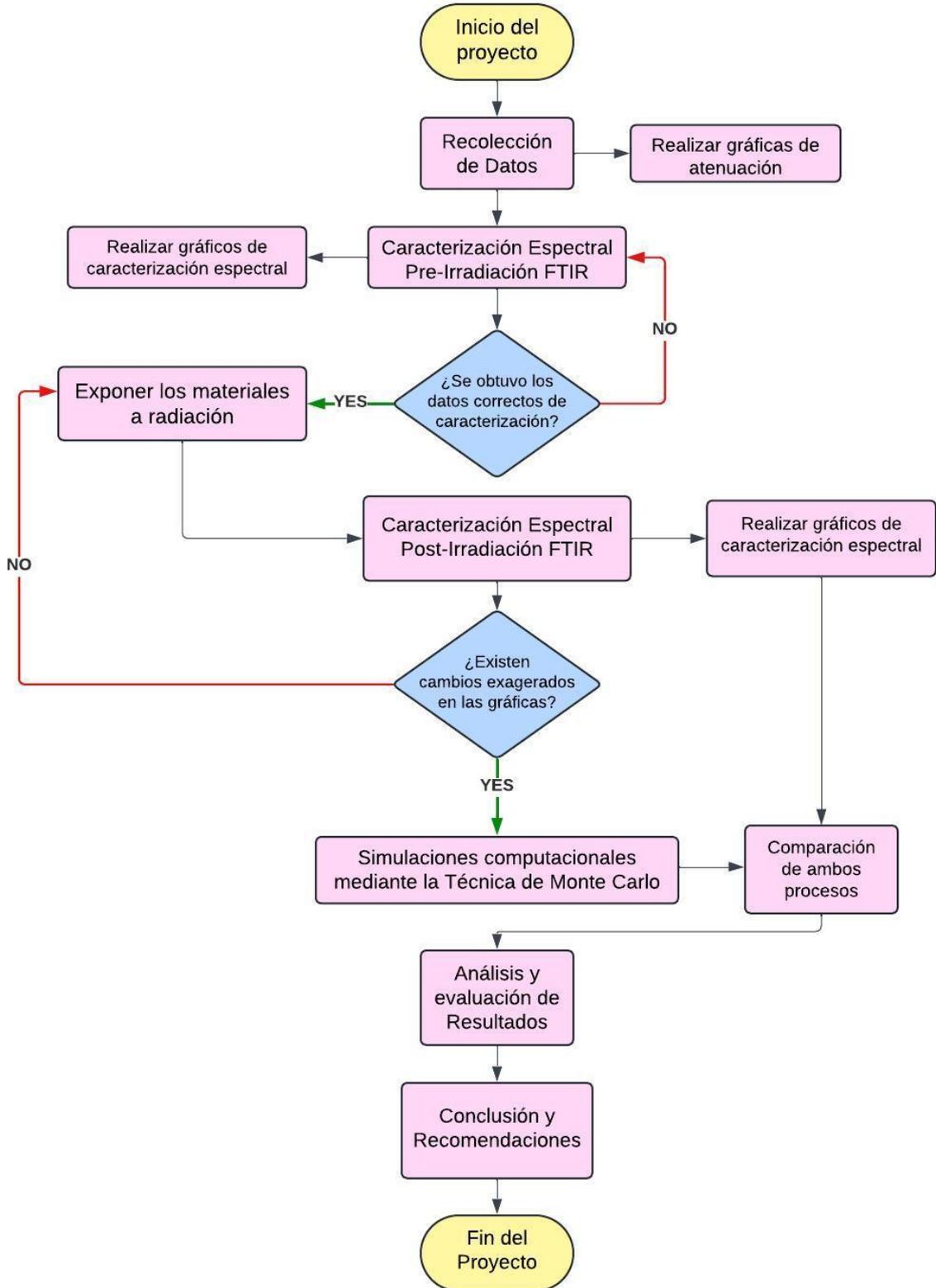
Se analizará el comportamiento de estos materiales como atenuadores y se medirá la dosis absorbida en el material. Esto permitirá seleccionar los materiales más adecuados para reducir la dosis absorbida de radiación, lo que resultará una protección más efectiva para los trabajadores expuestos. Al mejorar las medidas de protección se puede reducir el riesgo de efectos adversos para la salud y aumentar la seguridad en el lugar de trabajo. Esto se centrará en 2 ecuaciones fundamentales: fotoeléctrica y Compton que son fundamentales en el estudio del transporte de la radiación en la energía establecida en este trabajo. Además, se emplearán bases de datos y se aplicarán procesos de filtrado y tratamiento de datos para obtener resultados precisos y confiables.

Esta investigación se enmarca en un diseño experimental computacional que se centra en comparar los resultados de la dosis absorbida en materiales empleados en dosimetría utilizando dos técnicas diferentes: la Técnica de Monte Carlo y FTIR. Para ello, se recopilarán datos sobre materiales comúnmente utilizados en dosimetría, así como información específica relevante para el estudio. Esto implica el analizar la dosis absorbida en estos materiales, considerando variables clave como el tipo de material, la energía de radiación y la geometría del haz de radiación.

Al comparar los resultados obtenidos mediante ambas técnicas, se buscará entender cómo estas variables influyen en la cantidad de radiación absorbida por los materiales. Este enfoque permitirá una evaluación objetiva y cuantificable de la eficacia y confiabilidad de los materiales utilizados en dosimetría, proporcionando información valiosa para futuros desarrollos en este campo.

Figura 5.1

Diagrama de flujo del proyecto técnico



6 Resultados

6.1 Gráficas obtenidas mediante la base de datos NIST

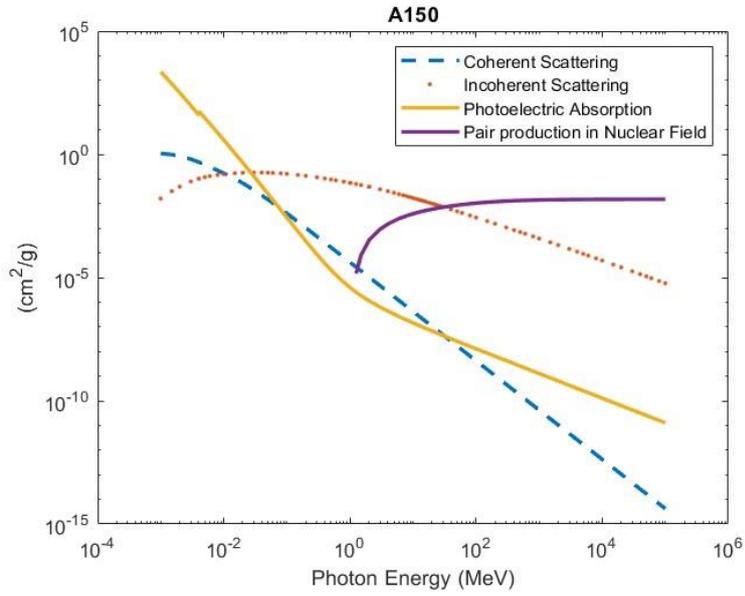
Las siguientes gráficas muestran cómo los coeficientes másicos de atenuación (cm^2/g) varían en función de la energía del fotón incidente (MeV) para diferentes procesos de interacción: dispersión coherente, dispersión incoherente, absorción fotoeléctrica y producción de pares en campo nuclear. Los materiales analizados son: A150, ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno), PE (Polietileno), PLA (Ácido Poliláctico), PMMA (Polimetilmetacrilato), PP (Polipropileno), PS (Poliestireno) y Agua.

Las curvas indican los diferentes procesos de interacción:

- **Dispersión Coherente:** Línea discontinua azul.
- **Dispersión Incoherente:** Línea discontinua roja.
- **Absorción Fotoeléctrica:** Línea continua amarilla.
- **Producción de Pares en Campo Nuclear:** Línea morada.

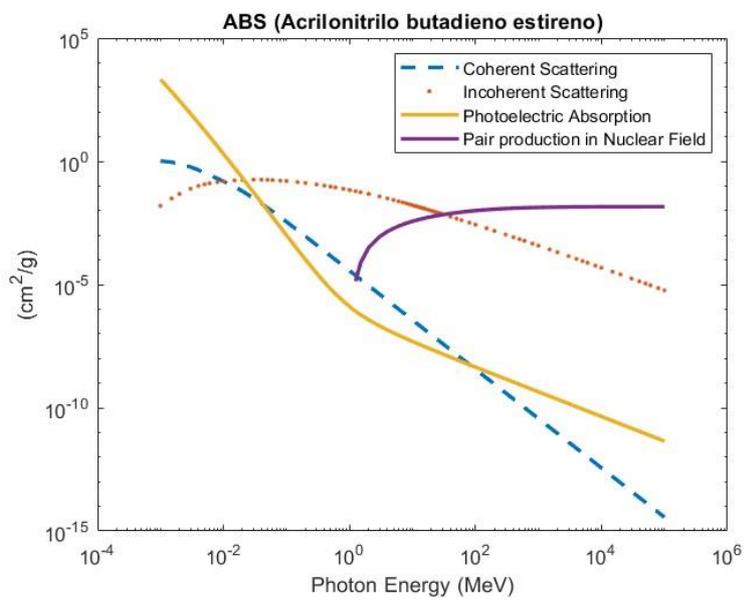
Las gráficas obtenidas mediante la base de datos NIST están en la escala de energía que va desde 1 keV hasta 1000 MeV. Sin embargo, nuestro rango de estudio se centrará en el intervalo de energía que utilizan comúnmente los equipos de radiodiagnóstico, el cual abarca desde 20 keV hasta 150 keV.

Figura 6.1
A150 NIST



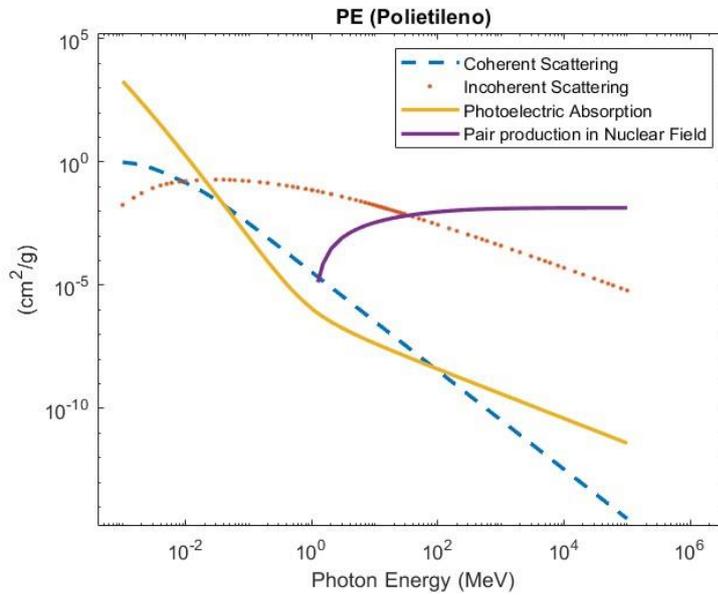
Nota: En la Figura 6.1, se observa la dependencia del coeficiente de atenuación del A150 con respecto a la energía del fotón.

Figura 6.2
Acrilonitrilo Butadieno Estireno NIST



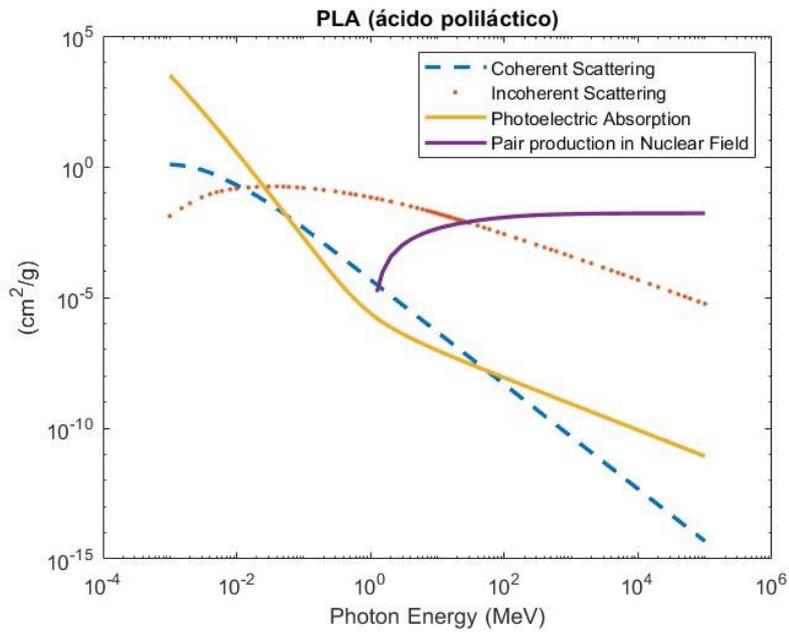
Nota: En la Figura 6.2, se observa la dependencia del coeficiente de atenuación del ABS con respecto a la energía del fotón.

Figura 6.3
Polietileno NIST



Nota: En la Figura 6.3, se observa la dependencia del coeficiente de atenuación del PE con respecto a la energía del fotón.

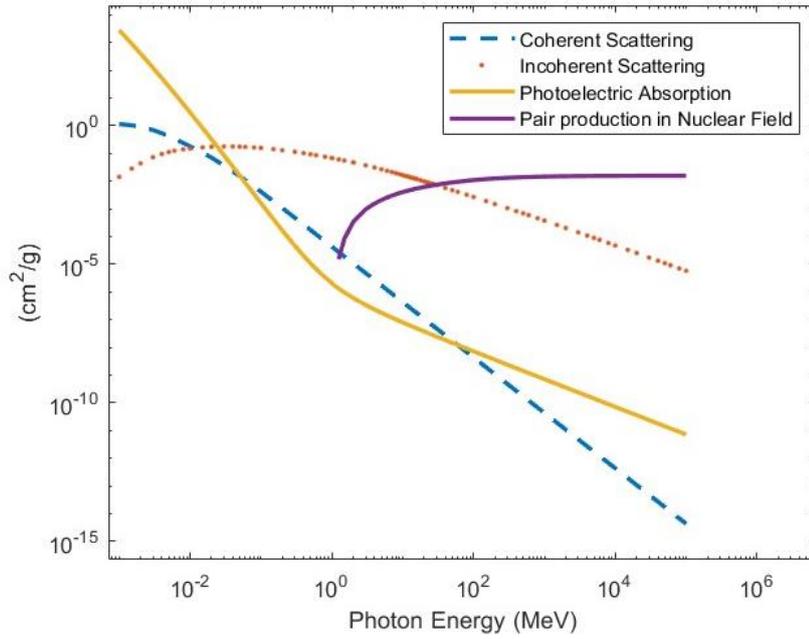
Figura 6.4
Ácido Poliláctico NIST



Nota: En la Figura 6.4, se observa la dependencia del coeficiente de atenuación del PLA con respecto a la energía del fotón.

Figura 6.5

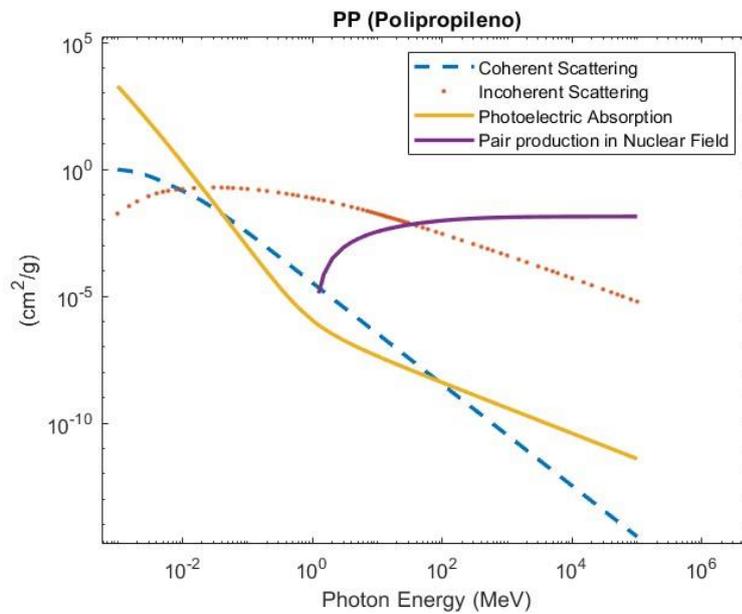
Polimetilmetacrilato NIST



Nota: En la Figura 6.5, se observa la dependencia del coeficiente de atenuación del PMMA con respecto a la energía del fotón.

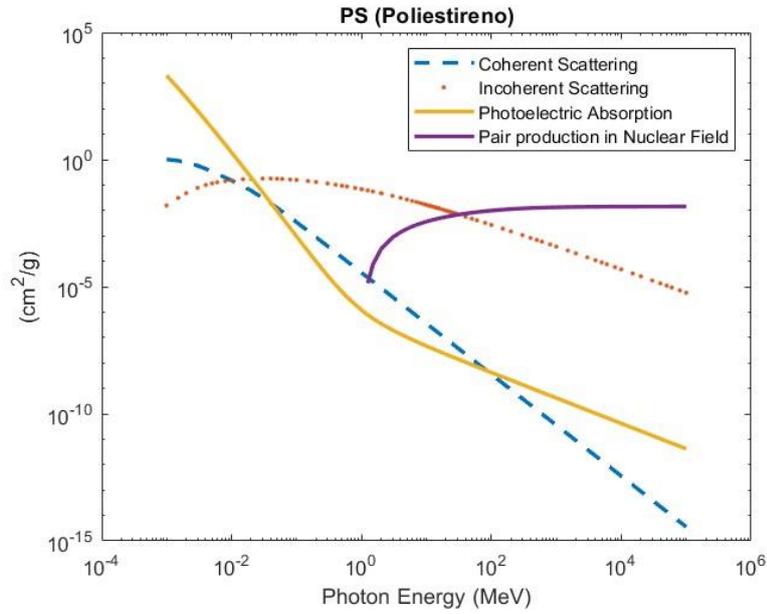
Figura 6.6

Polipropileno NIST



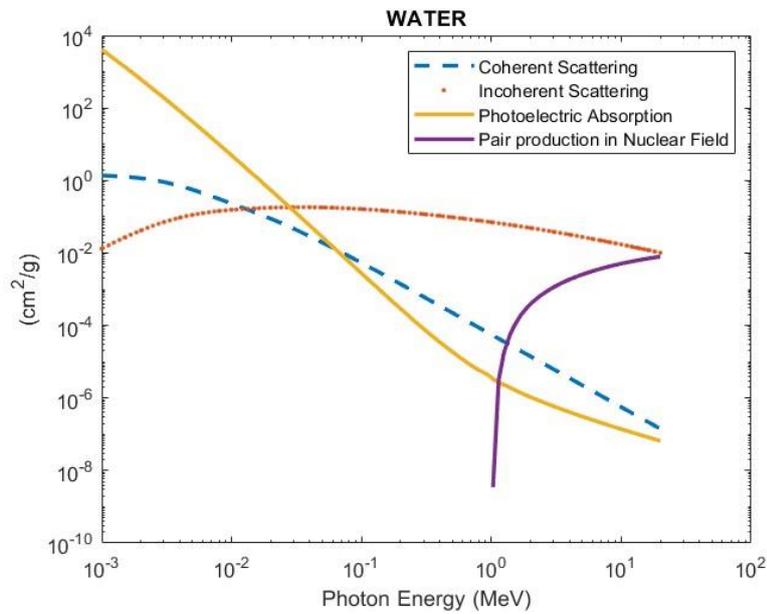
Nota: En la Figura 6.6, se observa la dependencia del coeficiente de atenuación del PP con respecto a la energía del fotón.

Figura 6.7
Poliestireno NIST



Nota: En la Figura 6.7, se observa la dependencia del coeficiente de atenuación del PS con respecto a la energía del fotón.

Figura 6.8
Agua NIST



Nota: En la Figura 6.8, se observa la dependencia del coeficiente de atenuación del Agua con respecto a la energía del fotón.

Estas gráficas permiten comparar los diferentes comportamientos de los materiales frente a la interacción con fotones en un rango de energías. Con estos datos, se ha construido una base de datos detallada de los coeficientes másicos de atenuación de fotones para estos materiales, utilizando la base de datos NIST como referencia. Esta base de datos es una herramienta valiosa para aplicaciones en dosimetría y en la planificación de tratamientos de radioterapia, proporcionando información precisa sobre cómo interactúan los materiales con la radiación.

6.2 Caracterización espectral de los materiales mediante FTIR antes y después de ser irradiados a baja energía.

En esta sección se presentan los resultados obtenidos en relación con la caracterización de los siguientes materiales: PP (Polipropileno), PLA (Ácido Poliláctico), ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno). Para llevar a cabo este proceso, se empleó la técnica de espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR) para caracterizar los materiales seleccionados. Esta técnica permitió obtener los espectros infrarrojos de los materiales antes y después de ser irradiados a baja energía, proporcionando información sobre los cambios moleculares inducidos por la radiación.

El primer paso en la obtención de un espectro FTIR es la preparación adecuada de la muestra. Para polímeros como el polipropileno (PP), el ácido poliláctico (PLA) y el acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), esto puede implicar la formación de pellets o el uso de una pequeña cantidad de polvo. La muestra se coloca en el portamuestras del espectrofotómetro FTIR, asegurando que esté en una posición adecuada para la medición.

Figura 6.9

Espectrómetro FT-IR Nicolet™ iS™10



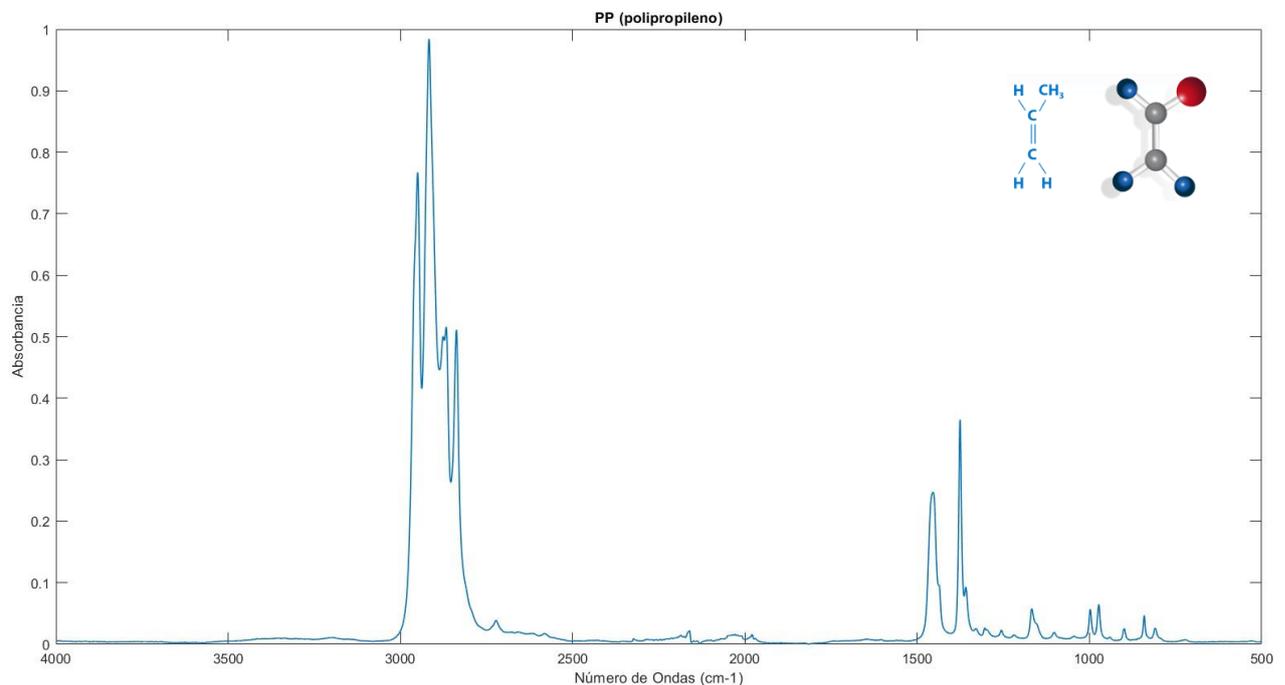
Nota: Equipo utilizado para realizar el análisis espectral mediante Fourier Transformed Infrared (FTIR) junto con el software de espectroscopia “OMNIC spectra” potente con una base de datos integral y herramientas de búsqueda avanzadas.

Una vez que la muestra está preparada y colocada en el equipo, se emite un haz de luz infrarroja que pasa a través de ella. La radiación infrarroja abarca una gama de longitudes de onda que interactúan con las moléculas de la muestra. Este haz de luz contiene una mezcla de frecuencias que permiten analizar las diferentes vibraciones moleculares presentes en el material.

A continuación, se pueden observar las gráficas generadas por el equipo FTIR. Este equipo no solo proporcionó las gráficas, sino también los datos necesarios para un análisis más profundo. Estos datos fueron posteriormente transferidos al software MATLAB, donde se llevaron a cabo procesos de visualización e interpretación. Esta herramienta permitió descomponer y examinar las ondas espectrales de cada material empleado con mayor precisión, facilitando una comprensión detallada de sus características moleculares y vibracionales.

Figura 6.10

Espectro FTIR Polipropileno



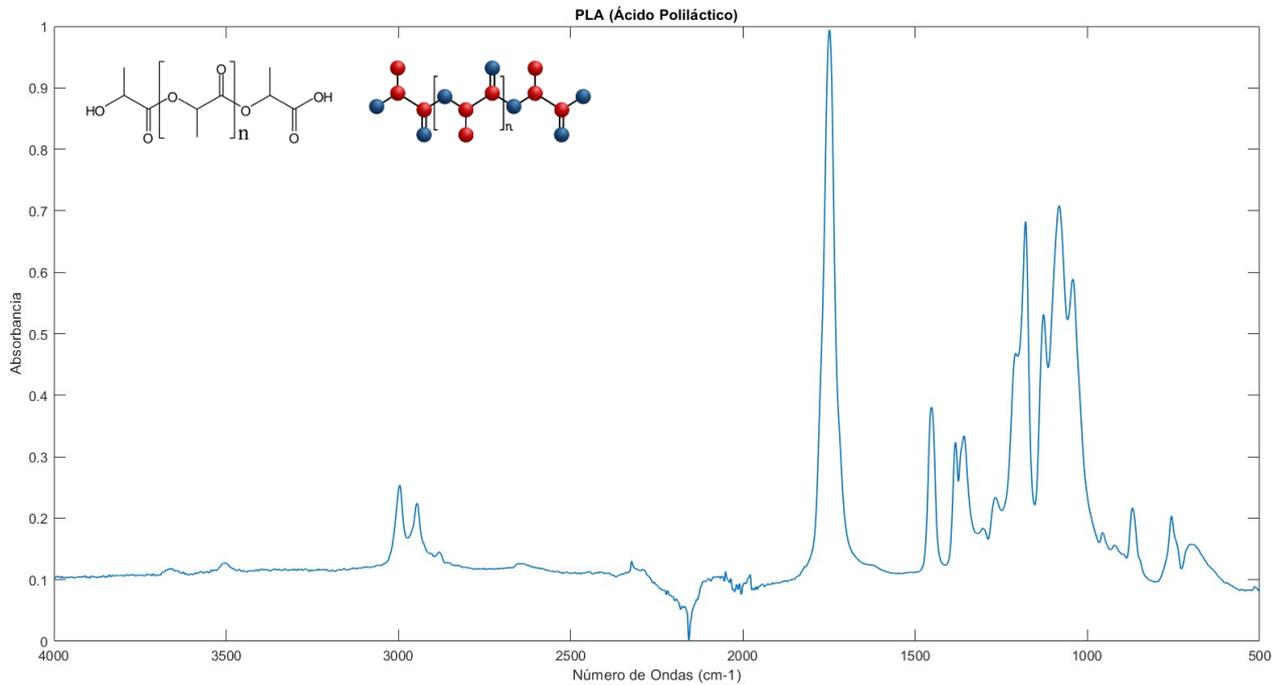
Nota: En el polipropileno los picos significativos se encuentran en el rango de 2800-3000 cm⁻¹

La radiación infrarroja interactúa con las moléculas de la muestra, como el polipropileno (PP), ácido poliláctico (PLA) y acrilonitrilo butadieno estireno (ABS). Cada uno de estos polímeros tiene una estructura molecular única que determina cómo absorben la luz infrarroja. Diferentes

grupos funcionales dentro de las moléculas absorben diferentes longitudes de onda, lo que se traduce en vibraciones específicas.

Figura 6.11

Espectro FTIR Ácido Poliláctico

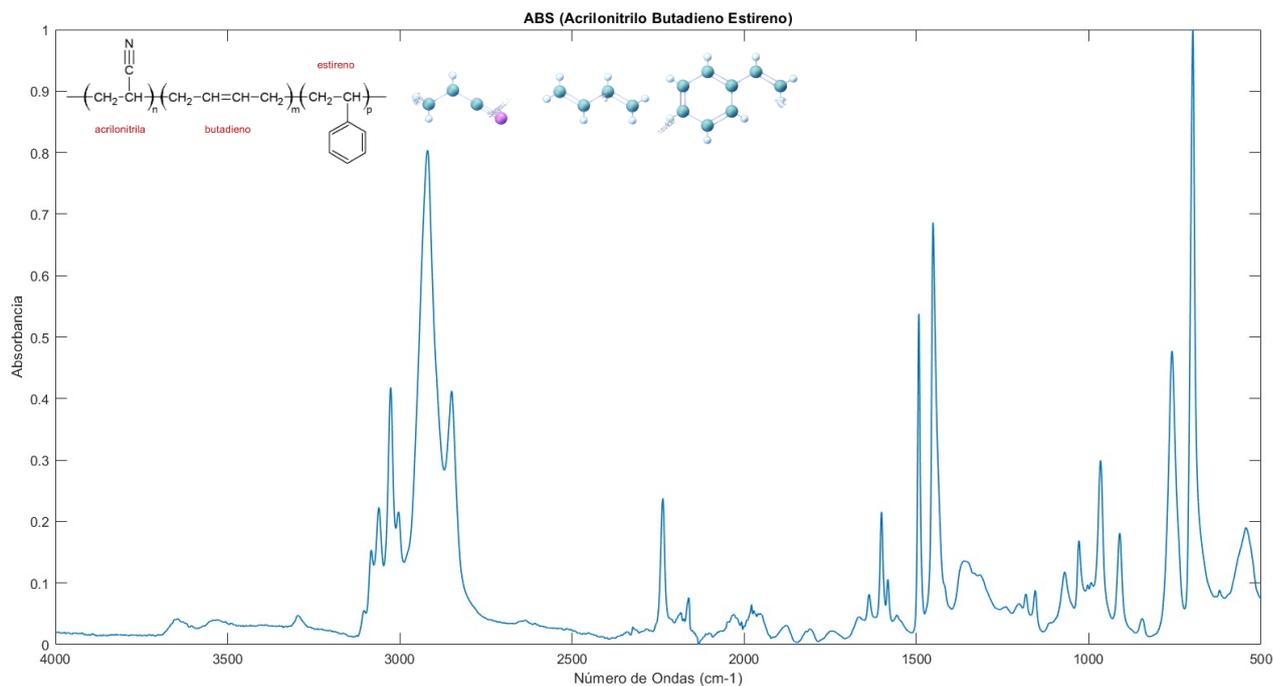


Nota: En el ácido poliláctico los picos significativos de absorción se localizaban alrededor de 1750 cm⁻¹

El detector del FTIR mide la cantidad de luz que ha sido absorbida en cada longitud de onda. Este proceso produce un espectro de absorción que muestra picos correspondientes a las vibraciones moleculares de la muestra. Cada pico en el espectro representa una frecuencia de vibración específica de los enlaces moleculares presentes en el polímero.

Figura 6.12

Espectro FTIR Acrilonitrilo Butadieno Estireno



Nota: En el ABS los picos más pronunciados se identificaron en el rango aproximado de 1600 cm⁻¹.

Una vez recopiladas y analizadas las gráficas generadas por el equipo FTIR, las cuales claramente corresponden a polímeros en estado puro, el siguiente paso consiste en exponer estos materiales a una radiación controlada. Esta exposición tiene como objetivo evaluar cómo las estructuras moleculares de los polímeros se ven afectadas por la radiación.

En el marco de esta investigación, los polímeros serán expuestos a diferentes disparos de radiación bajo condiciones controladas que simulan un escenario de radiodiagnóstico en pacientes. El objetivo de este procedimiento es evaluar los posibles cambios en las propiedades moleculares de los polímeros como consecuencia de la exposición a la radiación.

Los efectos de la radiación sobre los polímeros se monitorizarán mediante espectroscopia infrarroja con transformada de Fourier (FTIR). Se compararán los espectros de absorción obtenidos antes y después de la irradiación para identificar alteraciones en la estructura molecular de los materiales.

Figura 6.13
Equipo de Rayos X



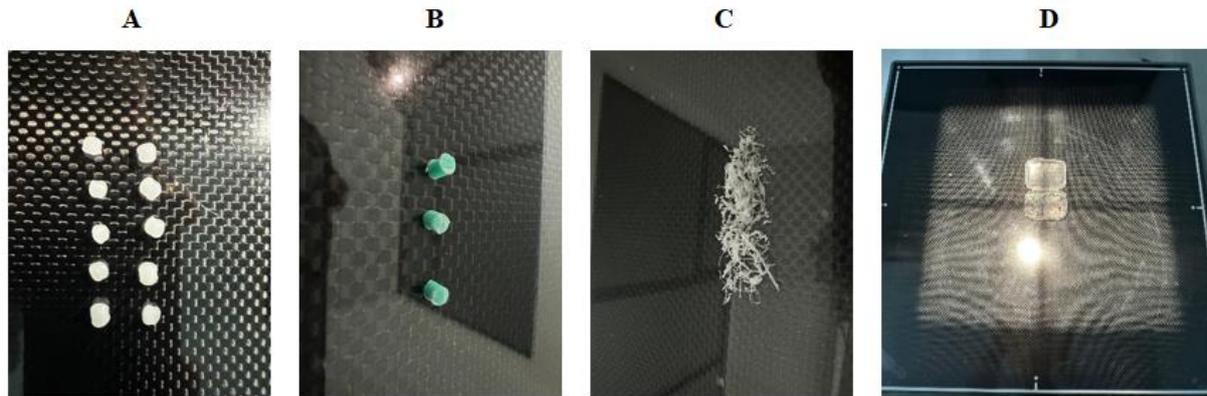
Figura 6.14
Display de control del Equipo Rayos X



Nota: Parámetros que han sido configurados en el equipo de rayos x para realizar los disparos en los diferentes materiales.

Figura 6.15

Irradiación de los polímeros



Nota: En la figura 6.4 se ilustra la configuración experimental para la irradiación de cada uno de los polímeros. A) Pellets de polipropileno con una geometría esférica. B) Pellets de ABS con una geometría similar a un cilindro. C) Pequeña muestra en polvo que se realizó en base a un pellet de PLA. D) Geometría de luz y posición de los materiales en relación con la fuente de radiación

Este análisis permitirá identificar cualquier alteración en los enlaces moleculares, proporcionando información crucial sobre la estabilidad y resistencia de los polímeros bajo condiciones de radiación. Así, se podrán determinar las posibles aplicaciones de estos materiales en entornos que impliquen exposición a radiación, así como la aplicación en equipos de radioprotección.

Los materiales fueron expuestos a la radiación en dos ocasiones. Es importante que todos los materiales sean sometidos a las mismas condiciones, sin modificar ningún parámetro del equipo de rayos X. Esto garantiza que el análisis sea consistente y paralelo entre los diferentes materiales, permitiendo una comparación precisa de los cambios en los espectros generados por la radiación.

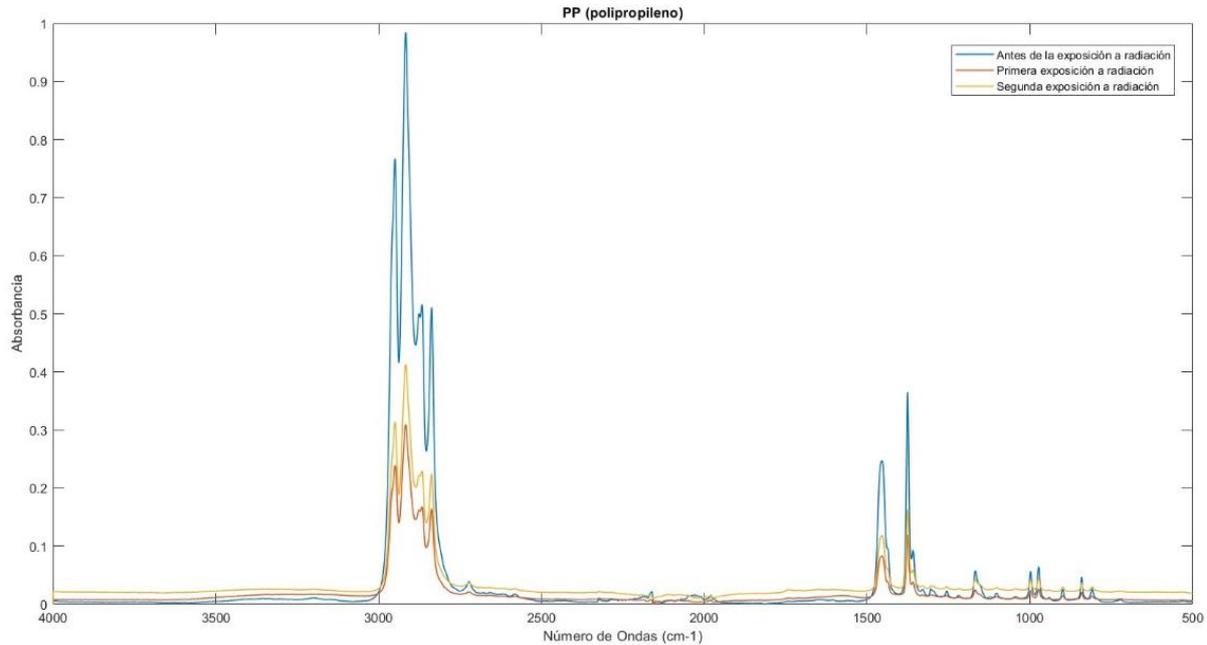
Tabla 6.1

Parámetros técnicos del equipo de rayos x para el polipropileno

PARAMETROS CONFIGURADOS EN EL EQUIPO DE RAYOS X			
KV	mA	Tiempo de exposición (s)	Exposición
85 KV	500 mA	1 s	83.57 mR

Figura 6.16

Comparación espectral del polipropileno antes y después de ser irradiado



El análisis de los diferentes espectros revela que la radiación afecta significativamente la estructura molecular del polipropileno. La disminución en la intensidad de los picos en las regiones clave de 2800-3000 cm⁻¹ y 800-1500 cm⁻¹ indica la ruptura de enlaces moleculares. En la región de 2800-3000 cm⁻¹, se observa una disminución en la intensidad de los picos, lo que sugiere el rompimiento de los enlaces C-H en los grupos metilo (CH₃) y metileno (CH₂). En esta región, la intensidad disminuye aproximadamente un 30% tras la primera exposición y un 50% tras la segunda exposición.

Los cambios en la región de 800-1300 cm⁻¹ sugieren alteraciones en la estructura del polímero, como la formación de radicales libres, entrecruzamientos o el debilitamiento de la cadena polimérica. La disminución en la intensidad de los picos en esta región es de aproximadamente un 25% tras la primera exposición y un 40% tras la segunda exposición.

Asimismo, la disminución en la intensidad de los picos en la región de 1400-1500 cm⁻¹ muestra el debilitamiento progresivo de los grupos metilo (CH₃). En esta región, la disminución en la

intensidad es de alrededor de un 20% tras la primera exposición y un 35% tras la segunda exposición.

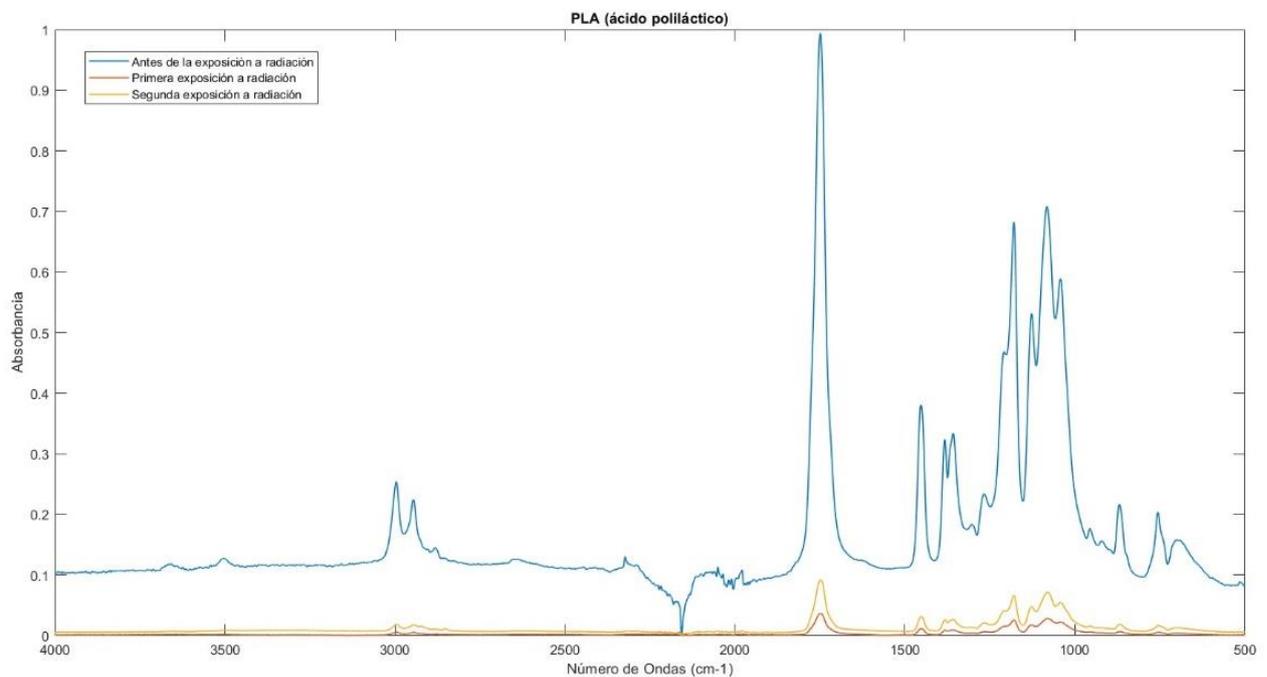
Tabla 6.2

Parámetros técnicos del equipo de rayos x para el ácido poliláctico

PARAMETROS CONFIGURADOS EN EL EQUIPO DE RAYOS X			
KV	mA	Tiempo de exposición (s)	Exposición
85 KV	500 mA	1 s	79.71 mR

Figura 6.17

Comparación espectral del ácido poliláctico antes y después de ser irradiado



En el PLA, la reducción de la intensidad de los picos en la región de $2800-3000\text{ cm}^{-1}$ sugiere la ruptura de los enlaces C-H en los grupos metilo (CH_3) y metileno (CH_2). La intensidad en esta región disminuye aproximadamente un 35% tras la primera exposición y un 60% tras la segunda exposición. Los cambios en la región de $1000-1300\text{ cm}^{-1}$ indican alteraciones en los enlaces C-O y C-C dentro de la estructura del material. La disminución en la intensidad de los picos en

esta región es de aproximadamente un 40% tras la primera exposición y un 65% tras la segunda exposición.

De igual modo, la disminución en la intensidad de los picos en la región de 1700-1800 cm^{-1} indica el rompimiento de los enlaces C=O en los grupos éster, característicos del PLA. En esta región, la disminución en la intensidad es de alrededor de un 30% tras la primera exposición y un 55% tras la segunda exposición.

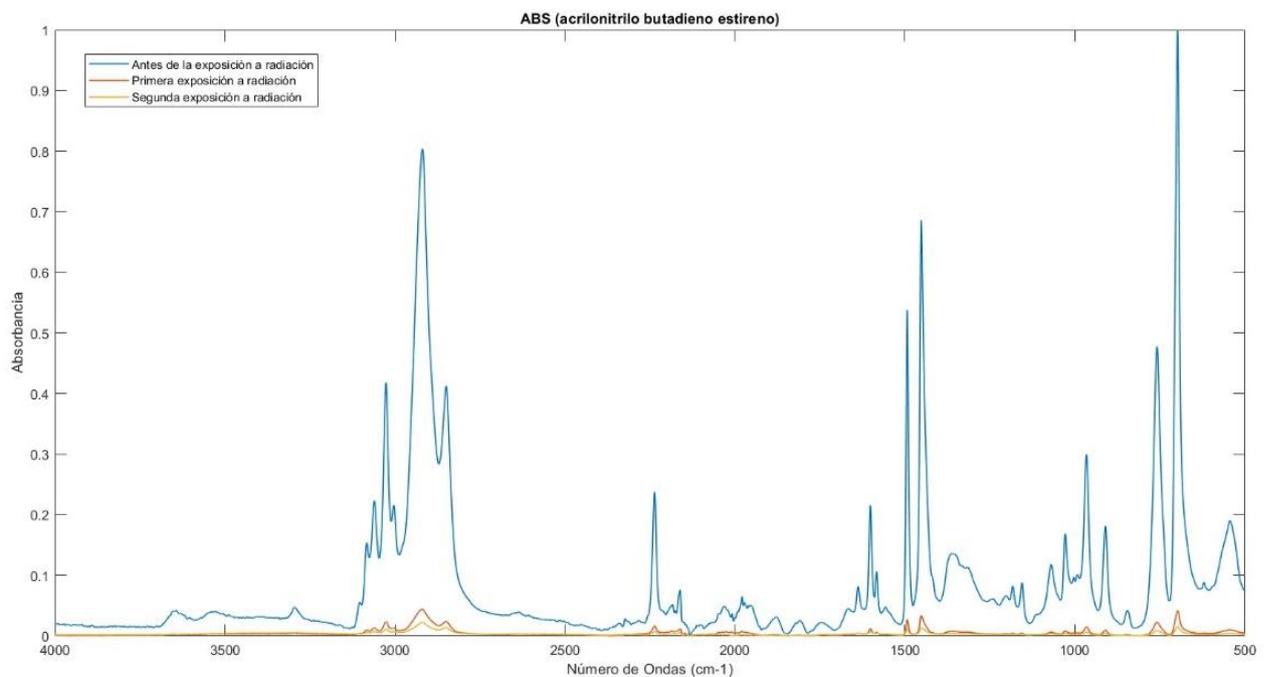
Tabla 6.3

Parámetros técnicos del equipo de rayos x para el acrilonitrilo butadieno estireno

PARAMETROS CONFIGURADOS EN EL EQUIPO DE RAYOS X			
KV	mA	Tiempo de exposición (s)	Exposición
85 KV	500 mA	1 s	82.41 mR

Figura 6.18

Comparación espectral del ABS antes y después de ser irradiado



En el ABS, la región de 2800-3000 cm^{-1} presenta una disminución en la intensidad de los picos, lo que asimila el rompimiento de los enlaces C-H en los grupos metilo (CH_3) y metileno (CH_2). La intensidad en esta región disminuye aproximadamente un 40% tras la primera exposición y un 65% tras la segunda exposición.

En la región de 1000-1300 cm^{-1} , los cambios reflejan alteraciones en los enlaces C-O y C-C dentro de la estructura del polímero, sugiriendo alteraciones en la estructura polimérica que afectan la integridad del material. La disminución en la intensidad de los picos en esta región es de aproximadamente un 35% tras la primera exposición y un 60% tras la segunda exposición.

Finalmente, la disminución de los picos en la región de 2200-2300 cm^{-1} refleja el rompimiento de los enlaces $\text{C}\equiv\text{N}$, característicos del componente acrilonitrilo en el ABS. En esta región, la disminución en la intensidad es de alrededor de un 30% tras la primera exposición y un 55% tras la segunda exposición.

6.3 Análisis de la absorción de radiación en materiales dosimétricos con Monte Carlo

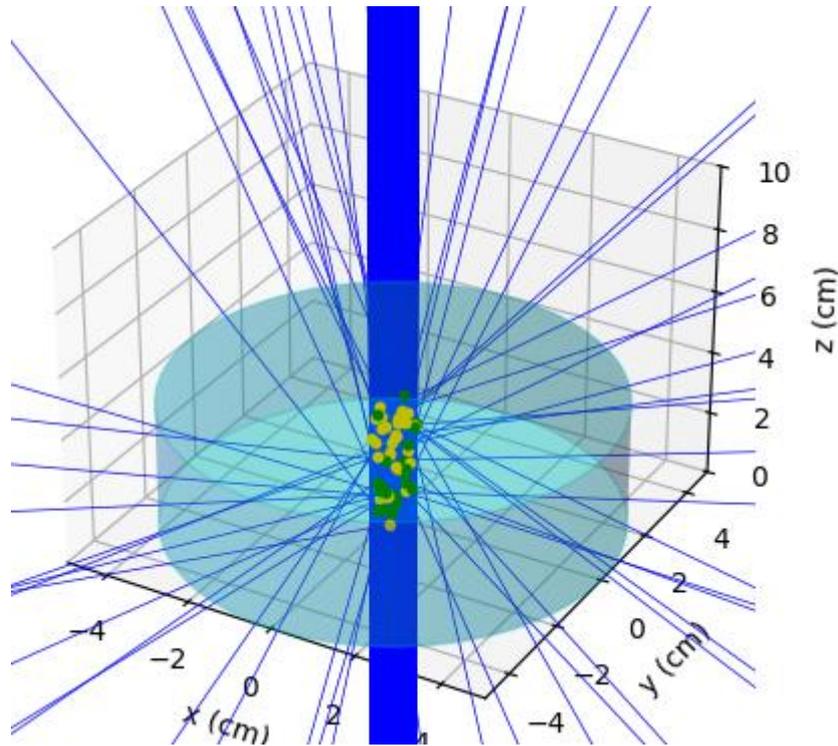
La simulación se llevará a cabo utilizando un código de transporte de partículas Monte Carlo. El código calculará la trayectoria de cada fotón a medida que interactúa con el material, considerando procesos como la dispersión y la absorción. Los resultados de la simulación permitirán analizar la distribución espacial de los fotones depositados en el cilindro, así como la fracción de fotones absorbidos o dispersados. Para realizar estas simulaciones, se utilizó el código de Python llamado LegPy (Arqueros & Montesinos, 2003), el cual fue de gran ayuda en este proceso.

6.3.1 Visualización del haz de fotones en polipropileno (PP)

Para el primer caso el escenario de simulación se compone de un cilindro de polipropileno de 10 cm de diámetro y 4 cm de altura. Los fotones inciden en el cilindro en forma de haz paralelo con un diámetro de 1 cm, dirección zenital y azimutal de 0 grados. Esto significa que los fotones inciden perpendicularmente a la base superior del cilindro. El espectro de energía de los fotones es exponencial, con una energía mínima de 0.1 MeV, máxima de 0.5 MeV, y energía característica de 0.3 MeV. Esto indica que la mayoría de los fotones tendrán energías cercanas a 0.3 MeV.

Figura 6.19

Trayectoria de fotones y puntos de interacción en polipropileno



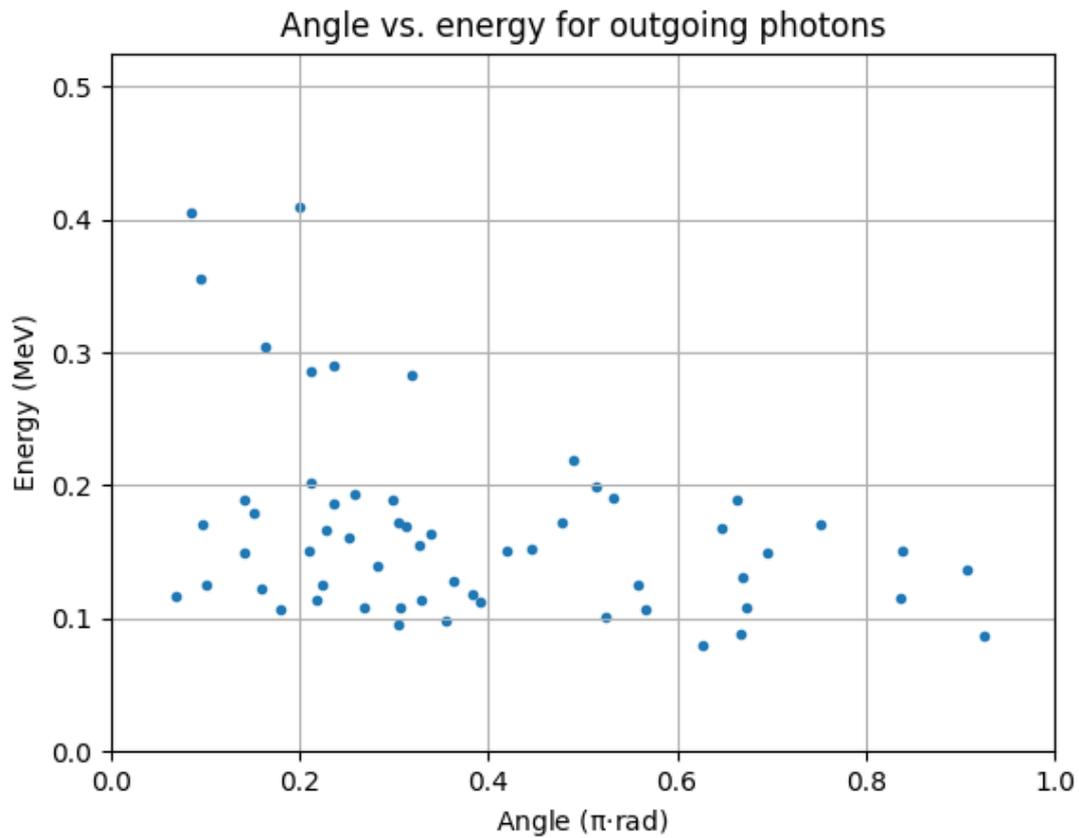
La Figura 6.19 representa la trayectoria de los fotones a medida que atraviesan un cilindro de polipropileno. Las líneas en la gráfica simbolizan las trayectorias de los fotones, donde se observa que muchos se desplazan en línea recta, mientras que otros son desviados debido a interacciones con el medio. Estas desviaciones indican procesos de dispersión, un fenómeno esperado en materiales como el polipropileno, donde los fotones pueden interactuar con los átomos del material, modificando su dirección.

6.3.2 Distribución angular de fotones en polipropileno (PP)

La Figura 6.20 presentada muestra la relación entre el ángulo y la energía de los fotones salientes tras interactuar con el medio de polipropileno. A partir de esta gráfica, se puede concluir que la mayoría de los fotones dispersados tienden a tener ángulos menores a 90 grados, lo que indica que estos fotones no se desvían significativamente de su trayectoria original. La menor cantidad de puntos a mayores ángulos sugiere que pocos fotones son dispersados en direcciones casi opuestas a la incidencia.

Figura 6.20

Gráfico de ángulo vs energía de los fotones salientes en polipropileno



Este comportamiento puede ser explicado considerando las interacciones típicas de los fotones con la materia, donde los fotones suelen ser desviados con ángulos relativamente pequeños respecto a su dirección original. La energía de los fotones también juega un papel importante en estas interacciones, los fotones con energías más altas tienden a mantener su dirección original con más facilidad, mientras que los de menor energía son más propensos a ser desviados.

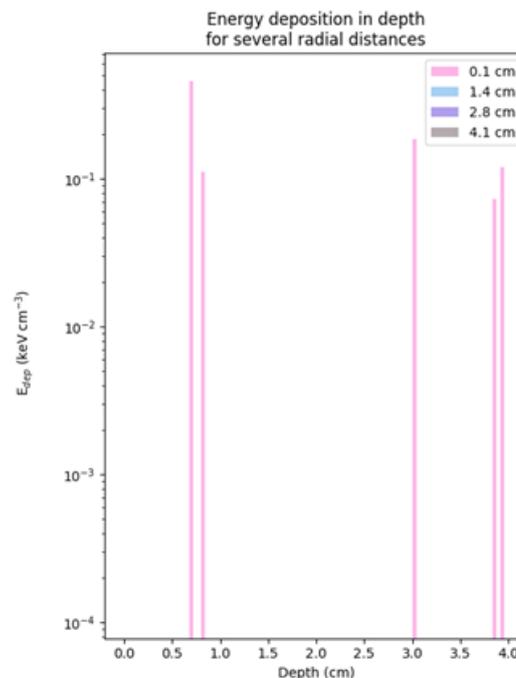
Al comparar esta gráfica con la Figura 6.19, se puede observar una correlación clara en el comportamiento direccional de los fotones. La Figura 6.19 proporciona una visión más detallada de las trayectorias y las diferentes direcciones de dispersión que los fotones pueden tomar tras interactuar con el polipropileno.

6.3.3 Energía depositada en polipropileno (PP)

Los fotones interactúan con el material del PP, y la Figura 6.21 representa la distribución espacial de la energía depositada. Para determinar la dosis absorbida mediante simulaciones con el método de Monte Carlo, se considerará un rango de energías entre 100 KeV y 500 KeV, utilizando un total de aproximadamente 10^5 partículas. Las distancias radiales consideradas son 0.1 cm, 1.4 cm, 2.8 cm y 4.1 cm. La energía depositada se expresa en keV/cm^3 .

Figura 6.21

Distribución de la energía depositada en PP según la distancia radial y la profundidad



Nota: Este gráfico refleja tanto la información sobre la energía depositada en función de la distancia radial como la profundidad en el polipropileno.

Al analizar los datos, se encontró que los valores iniciales de la dosis absorbida por unidad de volumen dentro del material alcanzan un máximo de $1 \text{ keV}/\text{cm}^3$. A medida que aumenta la distancia radial desde el punto de incidencia, la energía depositada disminuye. Los valores más altos se encuentran cerca de la superficie (0.1 cm radial).

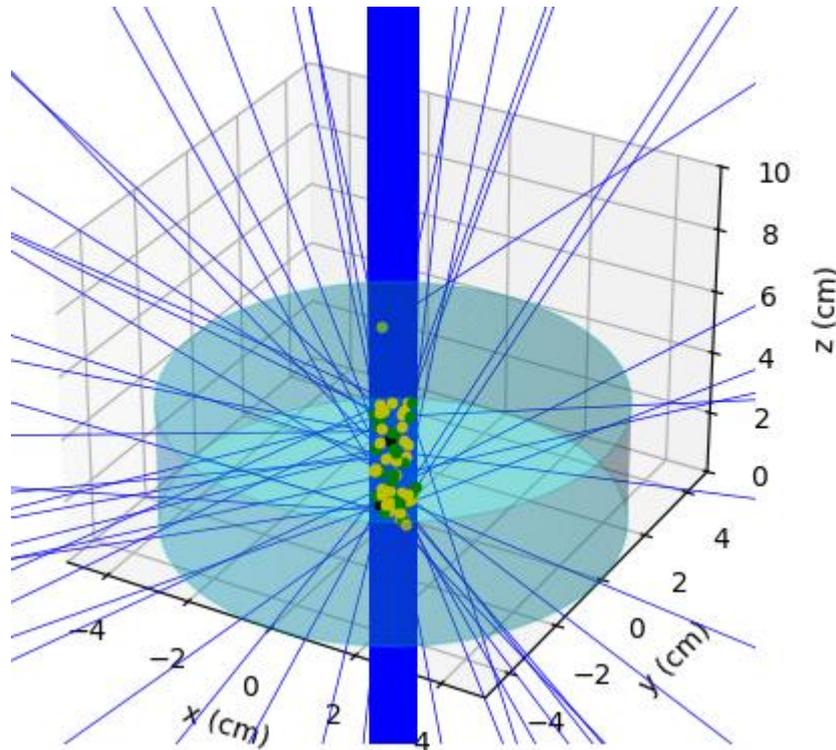
6.3.4 Visualización del haz de fotones en ácido poliláctico (PLA)

Para la segunda simulación, se utiliza PLA como material, conservando la misma configuración y parámetros de simulación empleados en el caso del PP. En donde contamos con un cilindro de ácido poliláctico (PLA) con dimensiones de 10 cm de diámetro y 4 cm de altura. Los fotones

se proyectan en forma de un haz paralelo, con un diámetro de 1 cm y ángulos de incidencia zenital y azimutal de 0 grados, el espectro de energía de los fotones se distribuye de manera exponencial, con una energía mínima de 0.1 MeV, máxima de 0.5 MeV, y una energía característica de 0.3 MeV.

Figura 6.22

Trayectoria de fotones y puntos de interacción en ácido poliláctico



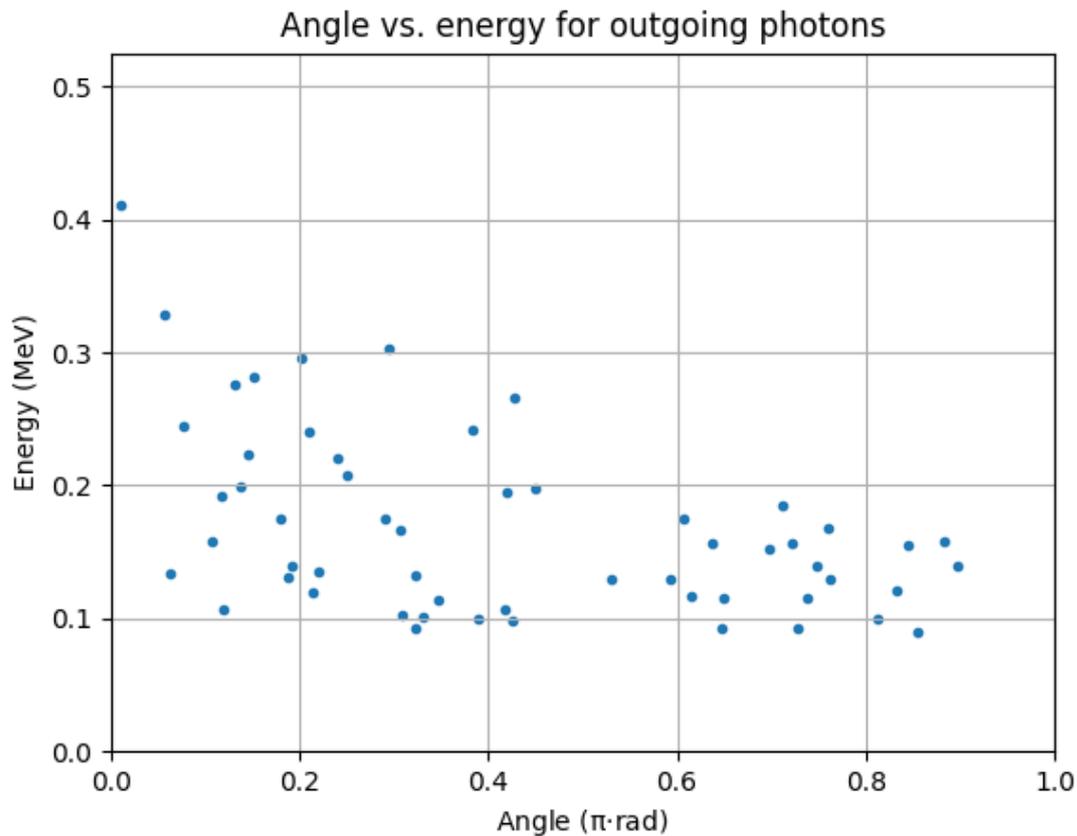
La Figura 6.22 como ya muy bien se sabe, muestra el recorrido de los fotones mientras atraviesan el cilindro de PLA. Las líneas dibujadas representan las trayectorias de los fotones, y se puede observar que, aunque muchos fotones mantienen un trayecto recto, otros cambian su dirección debido a interacciones con el material. Estas desviaciones son resultado de procesos de dispersión, típicos en medios como el PLA.

6.3.5 Distribución angular de fotones en ácido poliláctico (PLA)

El segundo resultado genera una distribución angular de los fotones que atraviesan el medio. Aquí se utilizan nuevamente 100,000 partículas, pero se pone énfasis en el ángulo de salida de los fotones después de interactuar con el medio.

Figura 6.23

Gráfico de ángulo vs energía de los fotones salientes en ácido poliláctico



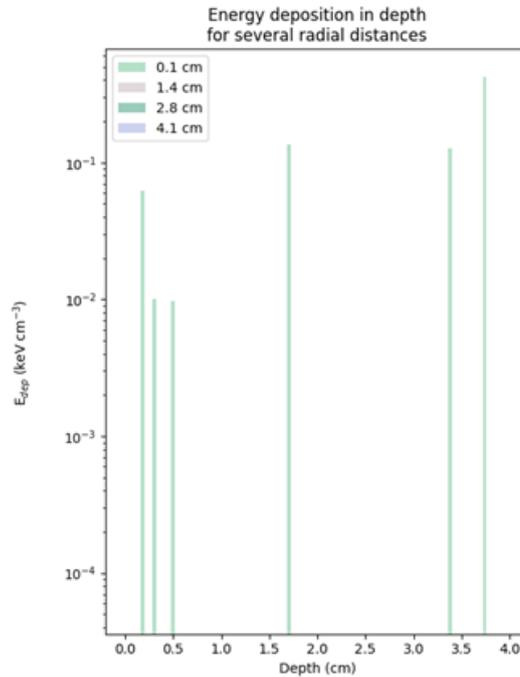
La Figura 6.23 muestra cómo se relacionan el ángulo y la energía de los fotones que han interactuado con el PLA sin mayor diferencia a los resultados obtenidos con el PP. Entonces la mayoría de los fotones dispersados presentan ángulos menores a 90 grados, indicando que no se desvían mucho de su trayectoria original y la menor cantidad de fotones a ángulos mayores proponen que pocos se dispersan en direcciones casi opuestas. Aquí igual se puede visualizar con mayor facilidad la Figura 6.22 del PLA, en donde se observa un patrón similar en el comportamiento direccional de los fotones.

6.3.6 Energía depositada en ácido poliláctico (PLA)

La Figura 6.24 muestra la energía depositada en función de la profundidad en un cilindro de ácido poliláctico (PLA) para varias distancias radiales. Las distancias radiales consideradas son 0.1 cm, 1.4 cm, 2.8 cm y 4.1 cm. La energía depositada se expresa en keV/cm^3 .

Figura 6.24

Distribución de la energía depositada en PLA según la distancia radial y la profundidad



Nota: Este gráfico refleja tanto la información sobre la energía depositada en función de la distancia radial como la profundidad en el ácido poliláctico.

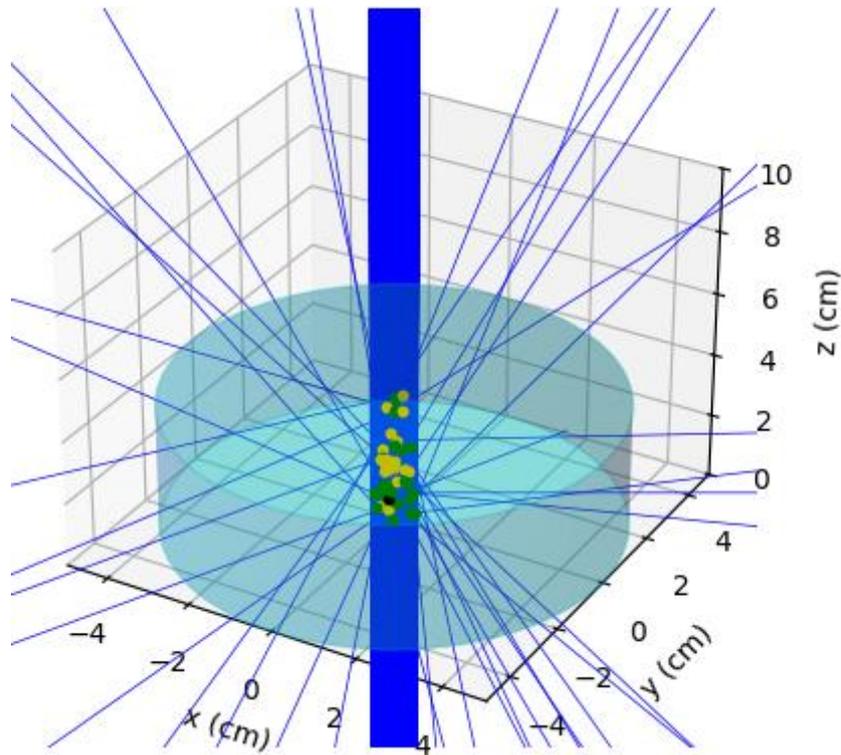
La Figura 6.24 muestra la distribución espacial de la energía depositada por los fotones tras su interacción con el material. Se observa que la energía máxima depositada se mantiene en 0.1 KeV/cm³ a medida que aumenta la distancia radial desde el punto de incidencia. Esta tendencia se evidencia en las líneas correspondientes a las distancias radiales de 0.1 cm. Es importante destacar que la energía depositada en la superficie (0.1 cm radial) es la única visible en comparación con las mayores distancias radiales.

6.3.7 Visualización del haz de fotones en acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)

Para este último caso la simulación realizada con el ABS al igual que en los anteriores polímeros, utiliza un cilindro con dimensiones de 10 cm de diámetro y 4 cm de altura. Los fotones incidieron en forma de haz paralelo, perpendicular a la base superior del cilindro, con un espectro de energía exponencial entre 0.1 MeV y 0.5 MeV, centrado en 0.3 MeV.

Figura 6.25

Trayectoria de fotones y puntos de interacción en acrilonitrilo butadieno estireno



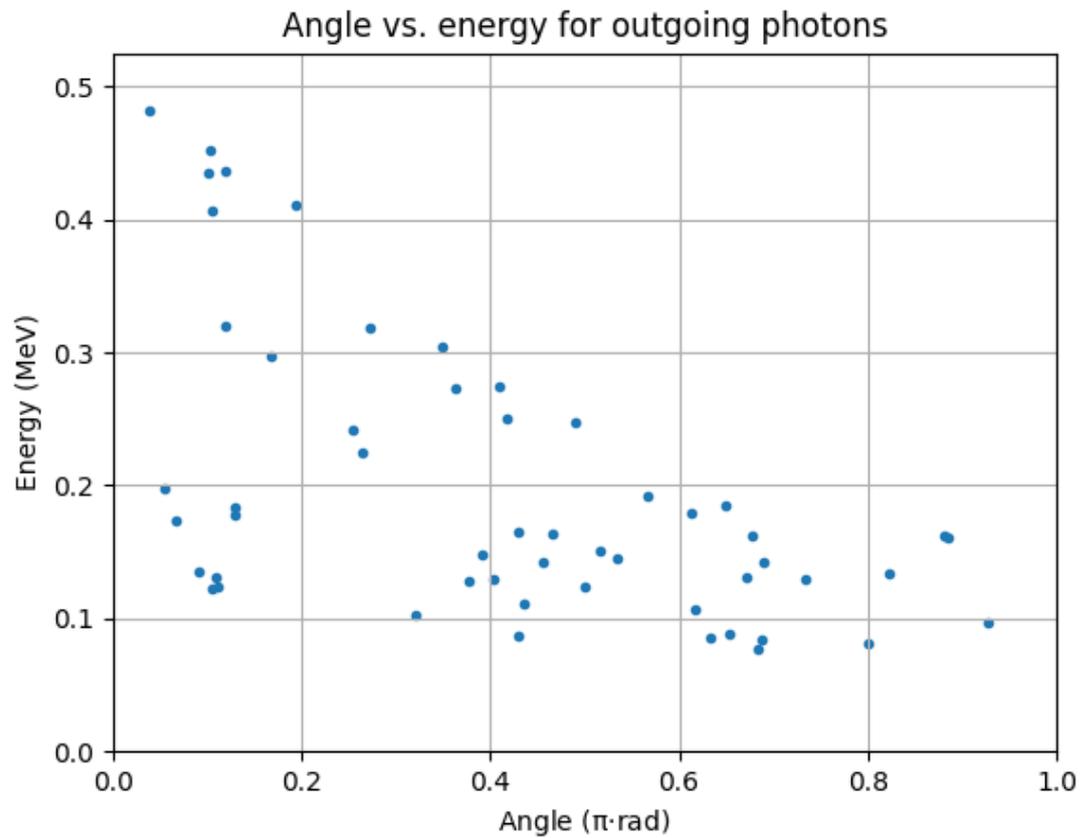
Aquí se tiene los fotones atravesando el cilindro de ABS, las trayectorias de los fotones igual representadas por líneas, muestran una combinación de trayectorias rectas y desviadas. La dispersión es evidente, lo cual refleja interacciones significativas entre los fotones y el material, resultando en cambios de dirección.

6.3.8 Distribución angular de fotones en acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)

La Figura 6.26 muestra la distribución angular de los fotones tras su interacción con el ABS. Se observa que la mayoría de los fotones emergen con ángulos menores a 90 grados, especialmente en el caso de fotones de mayor energía, lo que indica desviaciones relativamente pequeñas de su trayectoria original.

Figura 6.26

Gráfico de ángulo vs energía de los fotones salientes en acrilonitrilo butadieno estireno

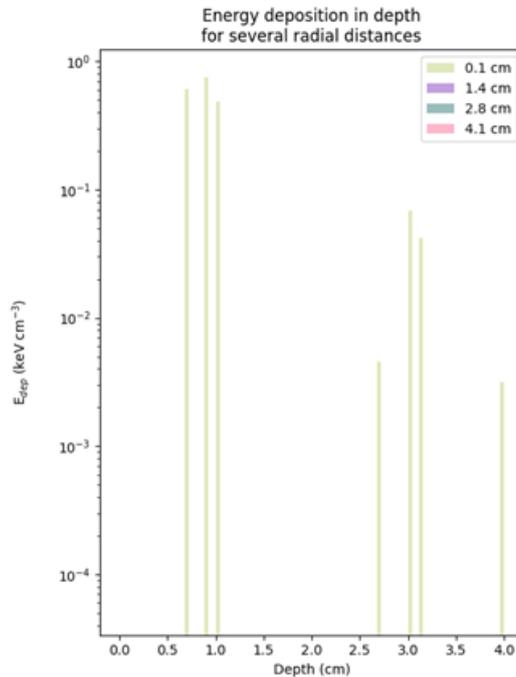


6.3.9 Energía depositada en acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)

Como ultimo la Figura 6.27 que se muestra, ilustra la distribución espacial de la energía depositada por los fotones tras su interacción con el material (ABS). Las cuatro líneas de la gráfica corresponden a diferentes distancias radiales (0.1 cm, 1.4 cm, 2.8 cm y 4.1 cm).

Figura 6.27

Distribución de la energía depositada en ABS según la distancia radial y la profundidad



Nota: Este gráfico refleja tanto la información sobre la energía depositada en función de la distancia radial como la profundidad en el acrilonitrilo butadieno estireno.

Se observa una caída rápida en la energía depositada a medida que aumenta la profundidad, esta tendencia se evidencia en las líneas de la gráfica, que se inclinan bruscamente hacia abajo a medida que se alejan del origen. Esto se debe a que los fotones tienen una mayor probabilidad de interactuar con los átomos del material en las regiones cercanas al punto de impacto, ya que la trayectoria recorrida dentro del material es menor. Como consecuencia, la energía depositada en la superficie (0.1 cm radial) es notablemente más alta en comparación con las mayores distancias radiales

La aparente escasez de puntos de datos observada en profundidades y distancias radiales mayores dentro de la gráfica podría atribuirse a limitaciones en la resolución o sensibilidad de la simulación para registrar bajas energías depositadas. Esto significa que el modelo computacional empleado podría tener dificultades para capturar con precisión la distribución de la energía depositada en regiones alejadas del punto de incidencia, especialmente cuando las energías involucradas son bajas.

7 Cronograma

En la Tabla 7.1 se describe las actividades a desarrollar en un tiempo de 240 según la malla curricular establecida.

Tabla 7.1

Cronograma de actividades

		CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES																				HORAS					
		MARZO				ABRIL				MAYO				JUNIO				JULIO					AGOSTO				
		Semanas				Semanas				Semanas				Semanas				Semanas					Semanas				
Actividades		1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4		
Primera revisión de la propuesta de tesis																										40	
Segunda revisión de la propuesta de tesis																											
Tercera revisión de la propuesta de tesis																											
Cuarta revisión de la propuesta de tesis																											
Entrega del informe Anteproyecto																											
Objetivos	Actividades																										
Construir una base de datos fotón /electrón de materiales empleados en dosimetría empleando la base NIST.	Visitar y utilizar las páginas web: https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html y https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ta_b4.html . Con el fin de construir la base de datos para fotones y electrones cuando interactúan con el material.																										20
	Caracterizar espectralmente mediante Fourier Transformed Infrared (FTIR) materiales antes y después de ser irradiados a baja energía.	Utilizar probetas de polipropileno, polietileno, PLA, PLA reforzado con nanotubos de carbono, ABS.																									
	Caracterizar espectralmente los materiales antes y después de someterlos a la energía de rayos X																										30
	Prentar primer avance del proyecto de titulación																										
Ejecutar simulaciones utilizando la técnica de Monte Carlo para determinar la dosis absorbida a distintas profundidades en materiales dosimétricos.	Definir el material usado para la simulación.																										60
	Definir la geometría del medio material. Definir la geometría del Haz de radiación Presentación del segundo avance del proyecto de titulación																										
Evaluar las diferencias obtenidas entre la técnica espectral y simulaciones realizadas.	Analizar resultados espectrales y obtenidos por simulación, posteriormente evaluar correlaciones																										60
	Revisión del documento final de titulación con antiplagio (29 de julio)																										
		TOTAL																						240			

Nota: En esta tabla se observa el cronograma de actividades a desarrollar según los objetivos a cumplir dentro de las 240 horas.

8 Presupuesto

En la tabla 8.1 se ilustra un presupuesto estimado para el desarrollo de este proyecto.

Tabla 8.1

Recurso de talento humano

	Costo de hora	Total de horas	Costo total
Tutor	40 USD	40	1 600 USD
Autor	15 USD	200	3 000 USD

Nota: Presupuesto estimado de los encargados para la elaboración del proyecto de titulación.

Presupuesto de materiales

En la tabla 3 se detalla, costo del uso de la computadora, debido a la necesidad de adquirir un software especializado. De igual manera el uso de un equipo especializado para las pruebas de rayos X y FTIR.

Tabla 8.2

Recursos de los materiales

	Cantidad	Costo unitario	Costo total
Computadora	1	1 200 USD	1 200 USD
Equipo especializado (FTIR – RAYOS X)	2	40 USD/HORA	80 USD/HORA

Nota: Se presenta el costo que tiene el uso de la computadora y los equipos especializados para la caracterización de los materiales.

Conclusiones

La base de datos fotón/electrón de materiales empleados en dosimetría ha sido construida exitosamente utilizando la base NIST. Los coeficientes másicos de atenuación (cm^2/g) se han analizado en función de la energía del fotón incidente (MeV) para diversos procesos de interacción, incluyendo dispersión coherente, dispersión incoherente, absorción fotoeléctrica y producción de pares en campo nuclear. Los materiales estudiados incluyen A150, ABS, PE, PLA, PMMA, PP, PS y Agua. Las gráficas obtenidas reflejan las variaciones en los coeficientes de atenuación dentro de un rango de energía de 1 keV a 1000 MeV, destacando que el rango de estudio se centra en las energías utilizadas en radiodiagnóstico 20 keV a 150 keV.

La técnica FTIR permitió identificar con precisión los cambios moleculares en los polímeros después de la irradiación a baja energía. Los resultados mostraron que la irradiación afecta significativamente la estructura molecular de estos materiales, causando la ruptura de los enlaces. Específicamente, en el polipropileno (PP), se observó una disminución en la intensidad de los picos en las regiones clave de aproximadamente un 30% tras la primera exposición y un 55% tras la segunda exposición.

En el ácido poliláctico (PLA), la intensidad en las regiones afectadas disminuyó en un 35% y 60% tras la primera y segunda exposición, respectivamente. Para el acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), la disminución fue de un 40% y 65% en las mismas condiciones. Estos resultados resaltan la importancia de considerar las características moleculares individuales de cada material al evaluar su comportamiento bajo condiciones de radiación, ya que cada polímero respondió de manera diferente a la irradiación, con alteraciones específicas en sus espectros de absorción.

Las simulaciones en el ABS revelaron que, aunque todos los materiales presentaron patrones de dispersión y absorción similares, cada uno mostró características únicas en la interacción con los fotones, como por ejemplo número atómico. Estas diferencias se atribuyen a las propiedades moleculares y estructurales específicas de cada material. La determinación de la dosis absorbida mediante simulación por método de Monte Carlo para el rango de energías entre 100 KeV a 500 KeV y con un número de partículas en el orden 10^5 se pudo constatar que en los primeros valores en la profundidad del material presenta valores máximos $1\text{KeV}/\text{cm}^3$, reduciéndose paulatinamente conforme aumenta su profundidad.

En el análisis del PLA, se observó que en los primeros 5 cm de profundidad del material, los valores se mantienen constantes en 0.1 KeV/cm^3 , considerando el mismo rango de energía y el número de partículas. En el PP se evidenció un resultado similar al ABS, presentando una energía máxima de 1 KeV/cm^3 en sus primeros valores de profundidad que posteriormente se reducen a medida que su profundidad aumenta.

El análisis combinado de FTIR y las simulaciones mediante la técnica de Monte Carlo ha permitido establecer una clara correlación entre la ruptura molecular y la absorción de energía en los materiales estudiados. Para el material ABS, se observó una disminución significativa de hasta un 65% en la intensidad de los picos en el FTIR tras la segunda exposición. Esta ruptura puede explicarse por la absorción máxima de energía de 1 KeV/cm^3 en las primeras capas, que disminuye con la profundidad. La mayor absorción en las capas superficiales genera una ruptura más intensa de enlaces moleculares, lo que coincide con los cambios observados en el FTIR.

En el caso del PP, los resultados son similares, con una alta absorción de energía en las primeras capas que disminuye con la profundidad. Esto se manifiesta en una disminución observable en las intensidades de FTIR, aunque con menor intensidad que en el ABS, lo que sugiere una mayor resistencia a la ruptura. Para el PLA, aunque la dosis absorbida se mantuvo constante en 0.1 KeV/cm^3 en los primeros 5 cm, se observó una disminución en las intensidades de FTIR, pero menos pronunciada comparada con el ABS y el PP. Esta estabilidad en la absorción de energía puede explicar la menor ruptura molecular, indicando que el PLA es menos susceptible a la ruptura de enlaces bajo las mismas condiciones.

Recomendaciones

Utilizar los hallazgos para mejorar la formulación de materiales dosimétricos, enfocándose en aquellos que muestran mayor capacidad de atenuación o eficiencia en la absorción de radiación.

Usar la técnica espectral FTIR para identificar polímeros y su estructura molecular para su posible uso en radiodiagnóstico.

Realizar estudios adicionales para explorar la interacción de diferentes tipos de radiación, partículas cargadas, con los materiales estudiados, ampliando el conocimiento sobre su comportamiento y aplicabilidad.

Considerar la viabilidad económica y el impacto ambiental de los materiales.

Bibliografía

- Abidi, N. (2021). *FTIR Microspectroscopy: Selected Emerging Applications*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-84426-4>
- Alvaro Tucci R. (2012). *Radiodiagnóstico y Radioterapia*. Lulu.com.
- Arqueros, F., & Montesinos, G. D. (2003). A simple algorithm for the transport of gamma rays in a medium. *American Journal of Physics*, 71(1), 38-45.
<https://doi.org/10.1119/1.1509416>
- Badel, A. E., Rico-Mesa, J. S., Gaviria, M. C., Arango-Isaza, D., & Hernández Chica, C. A. (2018). Radiación ionizante: Revisión de tema y recomendaciones para la práctica. *Revista Colombiana de Cardiología*, 25(3), 222-229.
<https://doi.org/10.1016/j.rccar.2017.10.008>
- Bushberg, J. T. (Ed.). (2012). *The essential physics of medical imaging* (3rd ed). Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins. <https://doi.org/10.1118/1.4811156>
- Cabrera Pinto, V. G., Navarrete-Arboleda, E. D., Vega-Falcón, V., & Viteri-Rodríguez, J. (2022). Identificación de riesgo físico basado en dosimetría termoluminiscente del personal ocupacionalmente expuesto en hospital ecuatoriano. *Revista Arbitrada Interdisciplinaria de Ciencias de la Salud. Salud y Vida*, 6(2), Article 2.
<https://doi.org/10.35381/s.v.v6i2.2040>
- Cadenas Martínez, R., Sornoza Mieles, S., & Torres Puentes, J. (2021). *Uso de radiaciones ionizantes en estudios de diagnóstico en una institución de salud de Ecuador*.
<https://doi.org/10.15568/am.2021.812.or02>
- Cherry, R. N. (1998). RADIACIONES IONIZANTES. *Enciclopedia de salud y seguridad en el trabajo*, 2(48).
<https://www.insst.es/documents/94886/162520/Cap%C3%ADtulo%2048.%20Radiaci>

ones%20ionizantes.pdf/45ac8cb5-5e10-402f-bf7c-
d1aa8e0ced8d?version=1.0&t=1526457588660&download=true

Efectos en la salud de las radiaciones ionizantes. (2023, julio 27). Organización Mundial de la Salud. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-and-health-effects>

Fernández, D., & Ignacio, P. (2012). *Optimización de la dosis absorbida en las exploraciones simples de diagnóstico por imagen con equipos digitalizados de rayos X mediante el control y el ajuste del control automático de exposición.*
<https://repositorio.unican.es/xmlui/handle/10902/1229>

Gray, A., Davis, A., & Patelli, E. (2019). *Towards an interval particle transport monte carlo method.* <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.11968.38406>

Hubbell, J., & Seltzer, S. (2009). X-Ray Mass Attenuation Coefficients. *NIST.*
<https://dx.doi.org/10.18434/T4D01F>

Jaggi, N., & Vij, D. R. (2007). *FOURIER TRANSFORM INFRARED SPECTROSCOPY* (pp. 411-450). https://doi.org/10.1007/0-387-37590-2_9

Kato, M., Chida, K., Munehisa, M., Sato, T., Inaba, Y., Suzuki, M., & Zuguchi, M. (2021). Non-Lead Protective Aprons for the Protection of Interventional Radiology Physicians from Radiation Exposure in Clinical Settings: An Initial Study. *Diagnostics, 11*(9), Article 9. <https://doi.org/10.3390/diagnostics11091613>

Kim, M., Foo, L. F., Uggen, C., Lyman, S., Ryaby, J. T., Moynihan, D. P., Grande, D. A., Potter, H. G., & Pleshko, N. (2010). Evaluation of Early Osteochondral Defect Repair in a Rabbit Model Utilizing Fourier Transform–Infrared Imaging Spectroscopy, Magnetic Resonance Imaging, and Quantitative T2 Mapping. *Tissue Engineering Part C: Methods, 16*(3), 355-364. <https://doi.org/10.1089/ten.tec.2009.0020>

- Mahmoud, K. A., El-Agwany, F. I., Rammah, Y. S., & Tashlykov, O. L. (2020). Gamma ray shielding capacity and build up factors of CdO doped lithium borate glasses: Theoretical and simulation study. *Journal of Non-Crystalline Solids*, *541*, 120110. <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2020.120110>
- Manjunatha, H. C., Sathish, K. V., Seenappa, L., Gupta, D., & Cecil Raj, S. A. (2019). A study of X-ray, gamma and neutron shielding parameters in Si- alloys. *Radiation Physics and Chemistry*, *165*, 108414. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.108414>
- Massa, J. M., Wainschenker, R., Doorn, J. H., & Caselli, E. (2005). *Cálculo de dosis absorbida en radioterapia*. <https://sedici.unlp.edu.ar/handle/10915/21078>
- Montenegro Hernandez, J. A. (2018). *Geometrías antropomórficas en Geant4*. <https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/63361>
- Obeid, A., Balaa, H. E., Samad, O. E., Awad, R., & Badawi, M. S. (2022). Attenuation parameters of HDPE filled with different nano-size and bulk WO₃ for X-ray shielding applications. *The European Physical Journal Plus*, *137*(11), Article 11. <https://doi.org/10.1140/epjp/s13360-022-03361-8>
- Ogden, K. M., & Dixon, R. G. (2016, agosto). *A Field Guide to Radiation Safety Terminology*. Endovascular Today; Bryn Mawr Communications. <https://evtoday.com/articles/2016-aug/a-field-guide-to-radiation-safety-terminology>
- Ogul, H., Gultekin, B., Yildiz, H., Us, H., & Bulut, F. (2024). Novel 3D-Printed lead-free radiation protection apron in the medical X-ray and thermal neutron energy range. *Radiation Physics and Chemistry*, *219*, 111686. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.111686>

Otamendi. (2000). *Historia de la Probabilidad y de la Estadística (III)*. Delta Publicaciones.

<https://books.google.com.ec/books?id=V6wdBQ2RaS0C&pg=PA117&dq=metodo+Montecarlo&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjnnoa0167pAhUMh-AKHWwxDVQQ6AEIOTAC#v=onepage&q=metodo%20Montecarlo&f=false>

Puerta-Ortiz, J. A., & Morales-Aramburo, J. (2020). Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes. *Suplemento de Radioprotección*, 27, 61-71.

<https://doi.org/10.1016/j.rccar.2020.01.005>

Ramos-Avasola, S., Uribe, J., Orsi, F., Alarcón, T., Álvarez, J., Angelis, F. de, Gamarra, J., Mora, A., Prieto, A., Godoy, M., León, B., Tapia, A., Robles, I., Arredondo, V., Aguilar, T., Vergara, F., Sabini, D., Ramos-Avasola, S., Uribe, J., ... Sabini, D.

(2020). Descripción de elementos de radioprotección y dosimetría en Unidades de Cardiología Intervencionista Sudamericanas: Un estudio piloto. *Revista chilena de cardiología*, 39(2), 105-113. <https://doi.org/10.4067/S0718-85602020000200105>

Richardson, D. B., Cardis, E., Daniels, R. D., Gillies, M., O'Hagan, J. A., Hamra, G. B., Haylock, R., Laurier, D., Leuraud, K., Moissonnier, M., Schubauer-Berigan, M. K., Thierry-Chef, I., & Kesminiene, A. (2015). Risk of cancer from occupational exposure to ionising radiation: Retrospective cohort study of workers in France, the United Kingdom, and the United States (INWORKS). *BMJ*, 351, h5359.

<https://doi.org/10.1136/bmj.h5359>

Sharma, A., Nazrin, S. N., Humaira, S. A., Boukhris, I., & Kebaili, I. (2022). Impact of neodymium oxide on optical properties and X-ray shielding competence of Nd₂O₃-TeO₂-ZnO glasses. *Radiation Physics and Chemistry*, 195, 110047.

<https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2022.110047>

Urban, M. W. (1989). Recent advances in coatings characterization by photoacoustic FT-IR spectroscopy. *Progress in Organic Coatings*, 16(4), 321-353.

[https://doi.org/10.1016/0033-0655\(89\)80002-0](https://doi.org/10.1016/0033-0655(89)80002-0)

Valentin, J. (1991). The 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Journal of Radiological Protection*, 11(3), 199-203.

<https://doi.org/10.1088/0952-4746/11/3/006>

Vassiliev, O. N. (2017). *Monte Carlo Methods for Radiation Transport*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-44141-2>

Wdowiak, A., Skrzypek, M., Stec, M., & Panasiuk, L. (2019). Effect of ionizing radiation on the male reproductive system. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine: AAEM*, 26(2), 210-216. <https://doi.org/10.26444/aaem/106085>

Zubeldia, F. F. (2012). *Protección en radiología odontológica*. Edicions Universitat Barcelona.

<https://books.google.com.ec/books?id=yGkXo8utRTMC&printsec=frontcover&hl=es&source=gbs#v=onepage&q&f=false>