



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

Simulación Monte Carlo de Radiografía de antebrazo con maniquí para el estudio de absorción de dosis de radiación en los diferentes tejidos.

Tesis presentada al

Colegio de Física

como requisito parcial para la obtención del grado de

LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

por

Roberto Tadeo Olea Reyes

Asesorado por

Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández

Puebla Pue.
4 de septiembre de 2025



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

Simulación Monte Carlo de Radiografía de antebrazo con
maniquí para el estudio de absorción de dosis de radiación
en los diferentes tejidos.

Tesis presentada al

Colegio de Física

como requisito parcial para la obtención del grado de

LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

por

Roberto Tadeo Olea Reyes

Asesorado por

Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández

Puebla Pue.
4 de septiembre de 2025

Título: Simulación Monte Carlo de Radiografía de antebrazo con maniquí para el estudio de absorción de dosis de radiación en los diferentes tejidos.

Estudiante: ROBERTO TADEO OLEA REYES

COMITÉ

Eduardo Moreno Barbosa
Presidente

Lucio Fidel Rebolledo Herrera
Secretario

Javier Miguel Hernández López
Vocal

Fernando Moreno Barbosa
Vocal

Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández
Asesor

Índice general

1. Introducción y marco teórico	1
1.1. Antecedentes	1
1.2. Generación de rayos X	2
1.2.1. Rayos X Característicos	4
1.2.2. Rayos X de Frenado (Bremsstrahlung)	7
1.3. Interacción de fotones con la materia	7
1.3.1. Efecto Thomson	7
1.3.2. Efecto Compton	8
1.3.3. Efecto fotoeléctrico	9
1.3.4. Creación de pares	10
1.3.5. Desintegración Fotónica	11
1.4. Radiología	12
1.4.1. Especificaciones para toma de radiografía	15
1.4.2. El haz de rayos x	17
1.4.3. Detección de rayos X	18
1.5. Objetivos	19
1.5.1. Objetivo general	19
1.5.2. Objetivos específicos	19
2. Metodología	21
2.1. TOPAS	21
2.2. Simulación de un antebrazo	22
2.3. Simulación de la fuente	23
2.4. Simulación de los detectores	24
2.5. Creación de graficas e histogramas	27
3. Resultados y análisis	29
4. Conclusiones y discusión	37
Bibliografía	39

Capítulo 1

Introducción y marco teórico

1.1. Antecedentes

Estudios realizados en Latinoamérica a personas adultas, tales como “Public perception of radiation-related risks of imaging studies” [1] muestran que ante la pregunta de los daños eventuales a la salud que podría producir una radiografía, “el 75 % eligió alguna consecuencia grave (alteración de la visión, infertilidad, malformación y otros)”, lo cual muestra una percepción desproporcionada de los riesgos reales. Además, el mismo estudio destaca que “más de un tercio de los encuestados poseen tres o más exámenes en radiología”, lo cual evidencia la gran demanda de estos tratamientos.

Otro de los resultados del mismo estudio destaca que “Al 90,6 % de los encuestados le gustaría recibir mayor información sobre el tema” y resalta el desconocimiento general de la población acerca del funcionamiento de los tratamientos con rayos X, lo cual no hace más que confirmar la importancia de estudiar como interaccionan los rayos X con el cuerpo humano y generar datos fáciles de entender para la población general.

Existen numerosos artículos científicos y estudios que exploran el uso de simulaciones de Monte Carlo en el estudio con rayos X. Esta técnica computacional ha demostrado ser una herramienta valiosa para modelar de manera precisa la interacción de la radiación con la materia, lo que permite obtener una mejor comprensión de los procesos físicos involucrados en la adquisición de imágenes radiográficas y optimizar diversos aspectos de este tipo de exámenes.

“Density and spatial resolutions of proton radiography using a range modulation technique”[2] realiza un estudio de la calidad de imagen de radiografías de protones utilizando el método de modulación de energía del haz usando MCNPX. “Characteristic evaluation of photoneutron in radiotherapy room using MCNPX”[3] estudia la distribución de dosis de fotoneutrones emitidos desde un acelerador lineal utilizando el código MCNPX. “Dose-image quality study in digital chest radiography using Monte Carlo simulation”[4] investiga cómo la calidad de la imagen y la dosis en la radiografía de tórax digital varían con el voltaje del tubo. “Sensitivity study of proton radiography and comparison with kV and MV x-ray imaging using GEANT4 Monte Carlo simulations”[5] estudia la sensibilidad de la imagen de la radiografía de protones usando GEANT4.

Con el software TOPAS, artículos como “Evaluating TOPAS for the calculation of backscatter factors for low energy x-ray beams”[6] analizan la dispersión de radiación en el aire durante los tratamientos médicos. También hay análisis acerca del daño inducido por la radiación a estructuras biológicas de tamaño nanométrico, por ejemplo “Monte Carlo simulations of energy deposition and DNA damage using TOPAS-nBio”[7].

Las simulaciones realizadas previamente son acerca de depósito de dosis en tórax o dispersión de radiación en el aire. No se encontraron artículos específicos sobre la simulación de radiografías de antebrazo o alguna extremidad. Dichas simulaciones fueron realizadas principalmente usando MCNPX y Geant 4. Todos los artículos estudiados ofrecen datos y graficas con términos muy

técnicos y difíciles de comprender para la población general, centrándose en reportar sus avances a otros especialistas e imposibilitando que el grueso de la población comprenda la realidad detrás de los tratamientos radiológicos desde el enfoque riguroso de la ciencia.

En contraposición, los medios de información sobre tratamientos radiológicos más accesibles a la población en general son las páginas de internet o las noticias. Las páginas de internet suelen ofrecer datos variables, muchas veces contradictorios con los de otras páginas web, cargados de datos vagos y con comparaciones inexactas a la realidad de los tratamientos radiológicos. Por su parte, las noticias suelen presentar titulares dramáticos, más orientados a vender que a ofrecer una imagen acertada sobre los tratamientos.

En 2001 el “Journal of Radiological Protection” publicó en su volumen 21 un informe de reunión titulada “Social and Political Implications of Communicating Radiation Risk Daresbury, Warrington, 20 June 2001”[8]. Entre los puntos discutidos en dicha reunión podemos destacar “La necesidad de que la protección radiológica abarcara plenamente los aspectos de las ciencias sociales de la comunicación del riesgo”. Se destaca que en el pasado era suficiente que la ciencia calculara las cifras correctamente y comunicara a la gente el resultado. Pero los tiempos habían cambiado y la gente quería saber cómo y sobre qué base se habían obtenido las cifras. Era imperativo hacer partícipe a la población sobre el proceso de los tratamientos. También se describió como la comunicación se veía afectada por los niveles de ansiedad de la población y la poca confianza en el comunicador. La percepción del riesgo por parte de la gente podía estar determinada por la confianza en la organización, más que por el peligro real. En este aspecto, la confianza en las instituciones que ofrecen tratamientos radiológicos es baja, pues la percepción general es que las instituciones buscan vender sus tratamientos más que comunicar el riesgo real de los mismos.

Otro punto destacado en esta reunión fue la baja fiabilidad de los medios de comunicación masiva para comunicar el proceso de los tratamientos y su nivel de riesgo real. Para dichos medios, la comunicación no se trata de comunicar noticias, sino de obtener ganancias. Los titulares dramáticos venden más que las buenas noticias. Es importante comprender esta perspectiva al comunicarse con la prensa. Es poco probable que la información científica sea de interés periodístico a menos que suceda algo malo.

Esta reunión se llevó a cabo hace más de dos décadas. A pesar de eso, sus conclusiones siguen vigentes en un entorno donde las publicaciones científicas sobre los tratamientos no hacen partícipe a la población sobre el proceso de dichos tratamientos, y los medios de comunicación masiva priorizan el sensacionalismo de las malas noticias, antes que la divulgación del proceso de los tratamientos radiológicos y su nivel de riesgo real.

Entre las conclusiones del informe de reunión se destacaba la necesidad de ser accesibles tanto con nuestro lenguaje como con nuestro enfoque. Ser claros con el propósito que se quiere comunicar y adaptar la comunicación a las circunstancias y las necesidades de la audiencia. Por lo tanto, la principal motivación del presente trabajo fue, a través de simulaciones, obtener datos fiables y acordes con los tratamientos de rayos x, pero también fáciles de visualizar y comprender para la población en general. Para lo cual se usó el software TOPAS para simular una radiografía de antebrazo.

1.2. Generación de rayos X

La radiación es la transferencia de energía. La materia que interacciona con la radiación, absorbiendo parte de ella o toda en el proceso, se denomina expuesta o irradiada.

Cada fotón lleva consigo una cantidad específica de energía, y esta cantidad depende del tipo de radiación.

1. Radiación de Radiofrecuencia

Rango de Longitud de Onda: Aproximadamente de 1 mm a 100 km.

Rango de Energía: Aproximadamente de 12.4 feV a 1.24 meV (femtoelectronvoltio (feV) = $\times 10^{-15}$ eV, milielectronvoltio (meV) = $\times 10^{-3}$ eV).

Rango de Frecuencia: Aproximadamente de 3 kHz a 300 GHz.

2. Radiación de Microondas

Rango de Longitud de Onda: Aproximadamente de 1 mm a 30 cm.

Rango de Energía: Aproximadamente de 1.24 meV a 1.24 μ eV (microelectronvoltio = $\times 10^{-6}$ eV).

Rango de Frecuencia: Aproximadamente de 1 GHz a 300 GHz.

3. Radiación Infrarroja

Rango de Longitud de Onda: Aproximadamente de 700 nm a 1 mm.

Rango de Energía: Aproximadamente de 1.24 meV a 1.7 eV.

Rango de Frecuencia: Aproximadamente de 300 GHz a 430 THz

4. Radiación Visible

Rango de Longitud de Onda: Aproximadamente de 400 nm a 700 nm.

Rango de Energía: Aproximadamente de 1.7 eV a 3.1eV.

Rango de Frecuencia: Aproximadamente de 430 THz a 750 THz.

5. Radiación Ultravioleta

Rango de Longitud de Onda: Aproximadamente de 10 nm a 400 nm.

Rango de Energía: Aproximadamente de 3.1 eV a 124 eV.

Rango de Frecuencia: Aproximadamente de 750 THz a 30 PHz.

6. Rayos X

Rango de Longitud de Onda: Aproximadamente de 0.01nm a 10 nm.

Rango de Energía: Aproximadamente de 0.12 keV a 120 keV.

Rango de Frecuencia: Aproximadamente de 30 PHz a 30 EHz.

7. Rayos Gamma

Rango de Longitud de Onda: Menor de 0.01 nm.

Rango de Energía: Mayor de 120 keV, y pueden llegar a valores del orden de MeV o más.

Rango de Frecuencia: Mayor de 30 EHz.

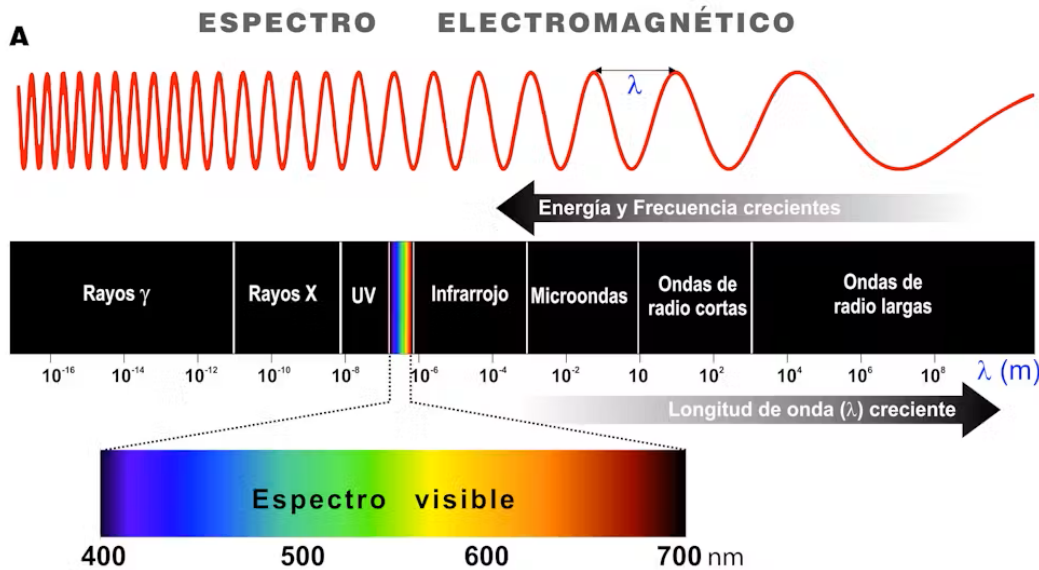


Figura 1.1: División del espectro electromagnético. Tomado de [10]

Un haz de rayos X es una radiación electromagnética de alta energía que se produce cuando electrones de alta velocidad chocan contra un material, generalmente un metal de alto número atómico como el tungsteno. Este haz está compuesto principalmente por los siguientes dos tipos de radiación.

1.2.1. Rayos X Característicos

Los rayos X característicos se producen cuando un electrón de alta energía impacta un átomo y expulsa un electrón interno de una de sus capas. Como resultado, un electrón de una capa superior cae para llenar el vacío, liberando energía en forma de un fotón de rayos X. Dicho fotón tiene una energía específica, característica del elemento.

La energía de los rayos X característicos es específica y depende de la diferencia de energía entre las capas electrónicas del átomo. Por ejemplo, en la transición E_{K_α} , un electrón de la capa L cae a la capa K, emitiendo un fotón, cuya energía es:

$$E_{K_\alpha} = E_L - E_K \quad (1.1)$$

donde:

- E_{K_α} es la energía del fotón emitido en la transición K_α ,
- E_L es la energía del nivel electrónico L,
- E_K es la energía del nivel electrónico K.

La energía de los rayos X característicos depende del número atómico del material, ya que los niveles de energía de los electrones están determinados por dicho número atómico y son exclusivos para ese elemento químico. Dado que los rayos X característicos tienen energías definidas y discretas, se puede formar un espectro de líneas llamado “espectro de rayos X característicos” y que consiste en líneas discretas (por ejemplo, K_α , K_β , L_α , etc.), que son únicas para cada elemento químico.

Para el caso específico del Tungsteno, que es el material más usado en blancos de tubos de rayos X para radiografías de extremidades, existen 6 capas de electrones, que son las capas K, L, M, N, O y P, siendo la capa K la más cercana al núcleo y la capa P la capa de valencia. Cada capa organiza cierto número de electrones en subcapas de energía específica.

Las distintas configuraciones que se pueden obtener de la caída de un electrón de una capa y subcapa específica a un hueco dejado por un electrón de una capa inferior, dan como resultado para el Tungsteno un espectro de 15 líneas de energía diferentes, tal como se muestra en la figura 1.2 y cuyas energías se muestran en la tabla 1.1.

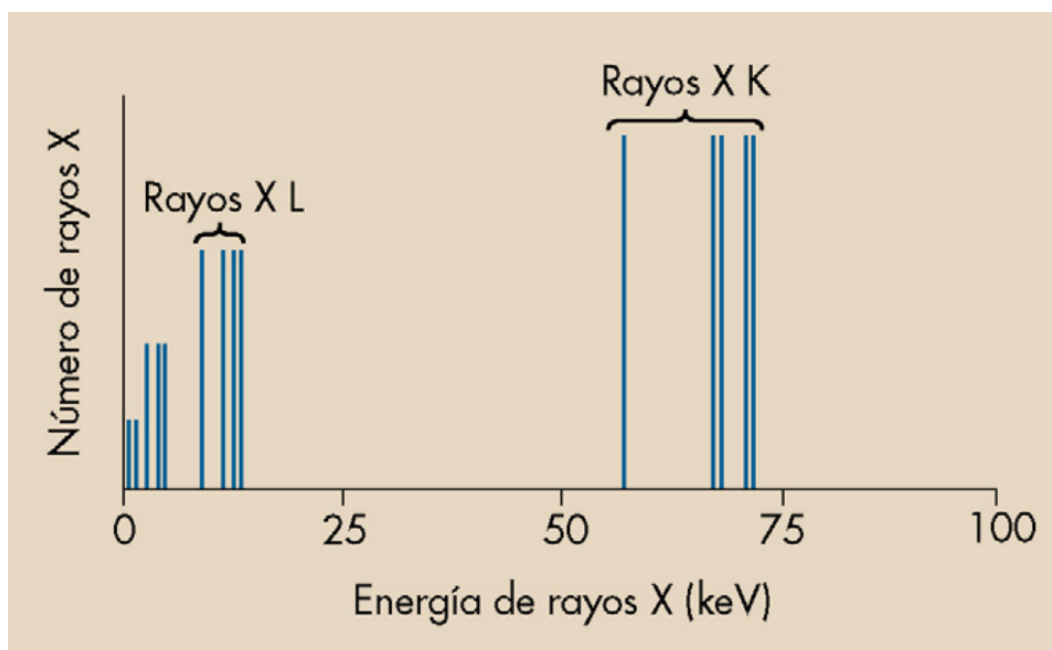


Figura 1.2: Espectro de emisión de rayos X característicos para el tungsteno. Tomado de [9]

Capa con electron faltante	Capa L	Capa M	Capa N	Capa O	Capa P
K	57.4 keV	66.7 keV	68.9 keV	69.4 keV	69.5 keV
L		9.3 keV	11.5 keV	12 keV	12.1 keV
M			2.2 keV	2.7 keV	2.8 keV
N				0.52 keV	0.6 keV
O					0.08 keV

Tabla 1.1: Energías de los rayos X característicos del Tungsteno, según la capa desde la que caen a una capa inferior.

Cuando un electrón de una capa cercana al núcleo es expulsado, un electrón de una capa superior o más alejada del núcleo cae para ocupar su lugar, emitiendo un rayo X característico y dejando un hueco en su propia capa, lo cual a su vez provocara que otro electrón de una capa superior caiga, generando un efecto en cascada de generación de rayos X característicos, tal y como se muestra en el diagrama de la figura 1.3.

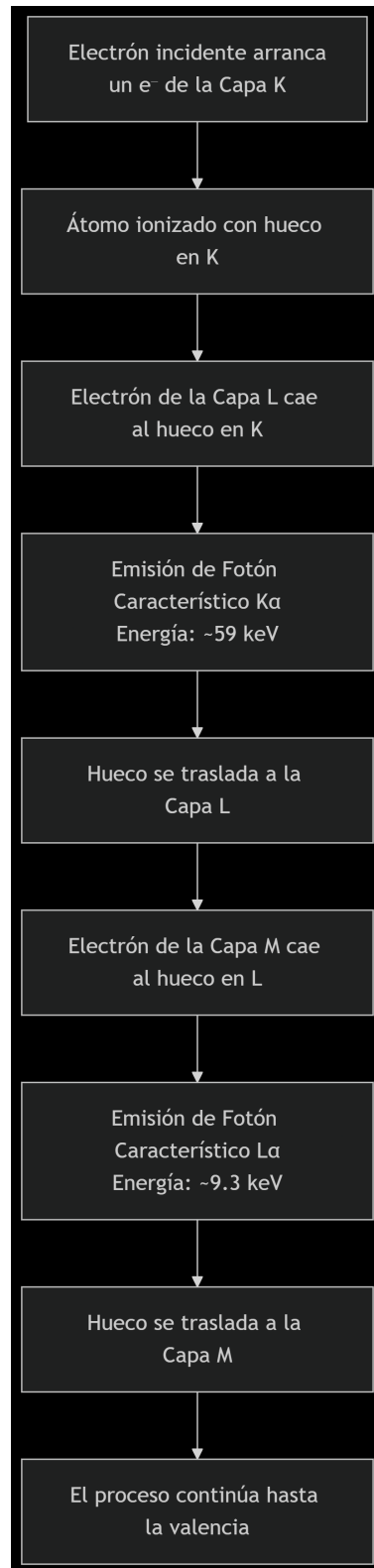


Figura 1.3: Diagrama del efecto cascada en la generación de rayos X característicos para átomos pesados

1.2.2. Rayos X de Frenado (Bremsstrahlung)

Los rayos X de frenado, también llamados rayos X Bremsstrahlung porque esta palabra en alemán significa radiación de frenado", se producen cuando un electrón de alta energía pasa cerca de un núcleo atómico y es desviado por el campo eléctrico del núcleo. Durante esta desviación, el electrón pierde energía, que se emite en forma de un fotón de rayos X.

A diferencia de los rayos X característicos, los rayos X de frenado tienen un espectro continuo de energías, que va desde cero hasta la energía máxima del electrón incidente. La energía máxima de los rayos X de frenado está dada por:

$$E_{\text{máx}} = \frac{hc}{\lambda_{\text{mín}}} \quad (1.2)$$

donde:

- $E_{\text{máx}}$ es la energía máxima del fotón de rayos X,
- h es la constante de Planck ($h \approx 6,626 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$),
- c es la velocidad de la luz en el vacío ($c \approx 3 \times 10^8 \text{ m/s}$),
- $\lambda_{\text{mín}}$ es la longitud de onda mínima de los rayos X producidos.

Los rayos X de frenado son la principal fuente de rayos X en equipos médicos (como los tubos de rayos X) y en aplicaciones industriales, como la radiografía.

Además de los rayos X característicos o los rayos X de frenado, existen otros tipos de radiación electromagnética con aplicación a la medicina, por ejemplo, los fotones producidos en la aniquilación electrón-positrón. Estos fotones no entran en las categorías tradicionales de rayos X característicos o rayos X de frenado (Bremsstrahlung).

El espectro de estos fotones es discreto, ya que siempre tienen una energía de 511 keV, que corresponde a la energía en reposo del electrón (o positrón). Esto los diferencia de los rayos X de frenado, que tienen un espectro continuo, y de los rayos X característicos, que tienen líneas espectrales específicas para cada elemento. Los fotones de 511 keV son rayos gamma debido a su alta energía y su origen único. Estos fotones son ampliamente utilizados en aplicaciones como la Tomografía por Emisión de Positrones (PET), donde su energía fija y su dirección opuesta permiten reconstruir imágenes precisas del cuerpo humano, pero no son importantes ni se presentan en la generación de imágenes por rayos X.

1.3. Interacción de fotones con la materia

La interacción de los fotones con la materia es un tema fundamental en la física, y abarca una variedad de procesos mediante los cuales la radiación interactúa con los átomos y moléculas del material que atraviesa.

1.3.1. Efecto Thomson

El efecto Thomson es un fenómeno clásico, también conocido como dispersión coherente, que describe la dispersión elástica de un fotón tras interactuar con un electrón libre o con un átomo. En dicha dispersión no hay cambio en la energía del fotón, solo en su dirección. Este efecto es una aproximación clásica y no tiene en cuenta los efectos cuánticos.

Cuando un fotón interactúa con un electrón libre, el campo electromagnético del fotón hace que el electrón oscile. Este electrón oscilante emite radiación electromagnética con la misma energía

del fotón con el que interacciona. La intensidad de la radiación dispersada depende del ángulo de dispersión y está dada por la fórmula de Thomson:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \left(\frac{e^2}{4\pi\epsilon_0 m_e c^2} \right)^2 \frac{1 + \cos^2 \theta}{2} \quad (1.3)$$

donde:

- $\frac{d\sigma}{d\Omega}$ es la sección eficaz diferencial, que describe la probabilidad de que un fotón sea dispersado en un ángulo sólido $d\Omega$,
- e es la carga del electrón ($e \approx 1,602 \times 10^{-19}$ C),
- ϵ_0 es la permitividad del vacío ($\epsilon_0 \approx 8,854 \times 10^{-12}$ F/m),
- m_e es la masa del electrón ($m_e \approx 9,109 \times 10^{-31}$ kg),
- c es la velocidad de la luz en el vacío ($c \approx 3 \times 10^8$ m/s),
- θ es el ángulo de dispersión, que define la dirección en la que se dispersa el fotón.

Durante la dispersión coherente no hay cambio en la energía del fotón, solo en su dirección. Dado que el fotón no pierde energía durante la interacción, no hay ionización de la materia, por lo cual, en caso de interactuar con tejidos biológicos, la dispersión coherente no provoca depósito de dosis radiológica. El efecto Thomson es válido solo para fotones de baja energía, donde los efectos cuánticos son despreciables. El efecto Thomson es una manifestación clásica de la interacción entre la radiación electromagnética y la materia. Aunque es una aproximación limitada, proporciona una base para entender fenómenos más complejos, como el efecto Compton.

1.3.2. Efecto Compton

El efecto Compton es un fenómeno que describe la dispersión inelástica de un fotón al interactuar con un electrón libre. Este fenómeno fue descubierto por Arthur H. Compton en 1923 y es una de las evidencias más importantes de la naturaleza corpuscular de la luz. Este fenómeno también es conocido como dispersión Compton

Cuando un fotón de alta energía, como los rayos X o los rayos gamma, incide sobre un electrón libre, transfiere parte de su energía y momento al electrón, lo que resulta en un fotón dispersado con menor energía y mayor longitud de onda, y un electrón que adquiere energía cinética. La relación entre la longitud de onda del fotón incidente (λ) y la del fotón dispersado (λ') está dada por la fórmula de Compton:

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \theta) \quad (1.4)$$

donde:

- $\Delta\lambda$ es el cambio en la longitud de onda del fotón dispersado,
- λ' es la longitud de onda del fotón después de la dispersión,
- λ es la longitud de onda del fotón antes de la dispersión,
- h es la constante de Planck ($h \approx 6,626 \times 10^{-34}$ J · s),
- m_e es la masa del electrón ($m_e \approx 9,109 \times 10^{-31}$ kg),
- c es la velocidad de la luz en el vacío ($c \approx 3 \times 10^8$ m/s),
- θ es el ángulo de dispersión, que define la dirección en la que se dispersa el fotón.

Durante la dispersión Compton, el fotón dispersado tiene una longitud de onda mayor que el fotón incidente, lo que indica que ha perdido energía. El cambio en la longitud de onda depende del ángulo de dispersión θ . Para $\theta = 0^\circ$, no hay cambio en la longitud de onda, mientras que para $\theta = 180^\circ$, el cambio es máximo.

Parte de la energía del fotón se transfiere al electrón, que sale despedido con una energía cinética que depende del ángulo de dispersión. A dicho electrón desplazado se le conoce como electrón Compton. Tanto el electrón desplazado como el fotón dispersado pueden presentar la energía suficiente para realizar más interacciones ionizantes antes de perder toda su energía.

Dado que la dispersión Compton es un fenómeno donde los fotones pierden parte de su energía y se produce ionización de la materia, al producirse fenómenos de dispersión Compton sobre tejido biológico si hay depósito de dosis radiológicas sobre el tejido, lo cual marca una clara diferencia con el efecto de dispersión Thomson.

La probabilidad de que un rayo X sufra dispersión por efecto Compton es una función compleja de la energía del rayo X incidente y la densidad del material. Para tejidos biológicos la probabilidad de depósito de dosis radiológica por dispersión Compton es mínima para energías muy bajas (menores a 20 keV) donde dominan fenómenos como la dispersión coherente, que no produce depósito de dosis, o el efecto fotoeléctrico, pero crece a medida que aumenta la energía de los rayos X.

El efecto Compton confirmó la naturaleza cuántica de la radiación electromagnética y proporcionó evidencia adicional de la dualidad onda-partícula. Además, demostró que los fotones tienen momento, lo que es consistente con la teoría de la relatividad de Einstein.

1.3.3. Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es un fenómeno cuántico en el que los fotones, al incidir sobre un material, generalmente un metal, transfieren su energía a los electrones del material, lo que resulta en la emisión de estos electrones si la energía del fotón es suficiente. Este efecto fue explicado por Albert Einstein en 1905, basándose en la cuantización de la luz propuesta por Max Planck. La energía del fotón incidente está dada por la ecuación de Planck:

$$E = h\nu \tag{1.5}$$

donde:

- E es la energía del fotón,
- h es la constante de Planck ($h \approx 6,626 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$),
- ν es la frecuencia de la radiación.

Cuando un fotón con energía E incide sobre un material, puede interactuar con un electrón ligado a un átomo. Si la energía del fotón es mayor que la energía de enlace del electrón, la cual es también conocida como función de trabajo (ϕ), el electrón es emitido del material.

La energía cinética máxima (K_{max}) de los electrones emitidos en el efecto fotoeléctrico está dada por la ecuación:

$$K_{\text{max}} = h\nu - \phi \tag{1.6}$$

donde:

- h es la constante de Planck,
- ν es la frecuencia de la radiación incidente,
- ϕ es la función de trabajo del material.

Esta ecuación es conocida como la ecuación del efecto fotoeléctrico y muestra que la energía cinética de los electrones emitidos depende linealmente de la frecuencia de la radiación incidente, pero no de su intensidad. La intensidad de la radiación solo afecta el número de electrones emitidos, no su energía.

Para que ocurra la emisión de electrones, la frecuencia de la radiación incidente debe superar un valor mínimo, conocido como frecuencia umbral (ν_0), que está relacionada con la función de trabajo del material ($\phi = h\nu_0$). La emisión de electrones ocurre casi instantáneamente después de que la luz incide sobre el material, lo que sugiere que la energía se transfiere en paquetes discretos (fotones) y no de manera continua.

El efecto fotoeléctrico fue crucial para el desarrollo de la teoría cuántica, ya que demostró que la luz tiene propiedades tanto de onda como de partícula, demostrando la dualidad onda-partícula. Además, confirmó que la energía está cuantizada, es decir, que solo puede transferirse en cantidades discretas.

Para tejidos biológicos, el efecto fotoeléctrico es la principal causa de depósito de dosis en energías muy bajas (de unos pocos keV), pero el porcentaje de dosis depositada por efecto fotoeléctrico disminuye a medida que la energía de los rayos X aumenta, hasta prácticamente desaparecer en energías superiores a un MeV.

1.3.4. Creación de pares

La creación de pares es un fenómeno en el que un fotón de alta energía se convierte en un par partícula-antipartícula, generalmente un electrón y un positrón. Para que un fenómeno de creación de pares se lleve a cabo, es necesario que el rayo X pase lo suficientemente cerca del núcleo de un átomo y sea influenciado por el campo magnético nuclear. La interacción entre el rayo X y el campo magnético nuclear provocara la desaparición del rayo X y la aparición del electrón y el positrón. El campo magnético nuclear absorberá el exceso de momento para conservar el momento total del sistema. Este proceso es una manifestación directa de la equivalencia entre masa y energía descrita por la teoría de la relatividad de Einstein.

Para que ocurra la creación de pares, la energía del fotón debe ser al menos igual a la energía en reposo de las partículas creadas. Para un par electrón-positrón, la energía mínima requerida es:

$$E_{\text{mín}} = 2m_e c^2 \approx 1,022 \text{ MeV} \quad (1.7)$$

donde:

- $E_{\text{mín}}$ es la energía mínima necesaria para crear un par electrón-positrón,
- m_e es la masa del electrón ($m_e \approx 9,109 \times 10^{-31} \text{ kg}$),
- c es la velocidad de la luz en el vacío ($c \approx 3 \times 10^8 \text{ m/s}$),
- $2m_e c^2$ es la energía en reposo de un par electrón-positrón.

Después de la creación de pares, el electrón resultante de la producción de pares pierde energía por excitación e ionización y finalmente ocupa una vacante en la capa externa de algún átomo. El positrón se une a un electrón libre, aniquilándose ambas partículas en el proceso y la masa de ambas partículas se convierte en energía en un proceso que se denomina radiación por aniquilación.

Debido a que la producción de pares implica únicamente a rayos X con energías superiores a 1,02 MeV, no es importante para la realización de imágenes con rayos X pero es de vital importancia para la obtención de imágenes mediante tomografía por emisión de positrones (PET, positron emission tomography) en medicina nuclear.

La creación de pares es una prueba directa de la conversión de energía en masa y viceversa, confirmando la teoría de la relatividad de Einstein. Además, es un ejemplo de la simetría entre materia y antimateria.

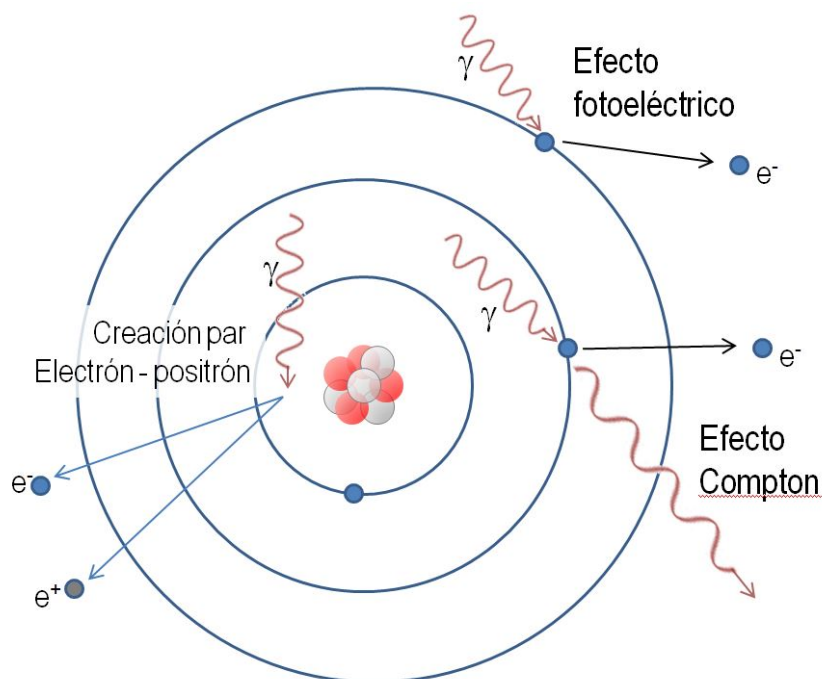


Figura 1.4: Representación de 3 de los efectos producidos por la interacción de la radiación con un átomo: Efecto Compton, Efecto fotoeléctrico y Creación de pares. Tomado de [10]

1.3.5. Desintegración Fotónica

La desintegración fotónica, también conocida como fotodesintegración, es un proceso en el que un núcleo atómico absorbe un fotón de alta energía y se descompone en partículas más ligeras, como protones, neutrones o núcleos más pequeños. Cuando un fotón de alta energía, generalmente rayos gamma, interactúa con un núcleo, puede transferir suficiente energía para romper los enlaces nucleares. En este caso, el núcleo pasa a un estado de excitación, y de forma instantánea, emite un fragmento nuclear. Dependiendo de la energía del fotón, el núcleo puede emitir protones, neutrones o núcleos de átomos más pequeños. El proceso se puede representar como:



donde:

- γ representa el fotón incidente de alta energía (generalmente un rayo gamma),
- A es el núcleo atómico inicial,
- B, C, \dots son los productos de la desintegración, que pueden incluir núcleos más ligeros, protones, neutrones u otras partículas.

La fotodesintegración es un ejemplo de cómo la radiación electromagnética puede inducir cambios en la estructura de la materia a nivel nuclear. Este fenómeno es fundamental para entender las interacciones entre la radiación y los núcleos atómicos.

1.4. Radiología

Durante la toma de una radiografía, los rayos x provienen de un tubo de rayos X. Para que un tubo de rayos X proporcione un haz de rayos X con el que se puedan obtener imágenes, se debe suministrar un alto voltaje y suficiente corriente eléctrica. Los voltajes de rayos X se miden en picos de kilovoltios (kVp). Un kilovoltio equivale a 1000 V de potencial eléctrico. El amperio (A) es la medida de la corriente eléctrica. Las corrientes de rayos X se miden en miliamperios (mA).

La radiología hace uso de términos y expresiones propias, entre ellas, unidades empleadas para medir la radiación. A continuación, se mencionan las más importantes:

- **Afluencia:** Es un concepto puramente físico que describe la cantidad de partículas que atraviesan un área determinada. En el caso de la radiología, mide el número de rayos X que atraviesan cierta área. La afluencia solo contempla en numero total de rayos X, pero no toma en cuenta la energía que llevan esos fotones.

La afluencia de partículas, Φ , se define como:

$$\Phi = \frac{N}{A}$$

donde:

Φ es la afluencia (fluence), medida en m^{-2} o cm^{-2} .

N es el número de partículas que inciden sobre una seccion transversal al haz de particulas.

A es el área de la sección transversal.

Un concepto derivado y muy importante es la Afluencia Energética Ψ , que incluye la energía de los fotones y se define como:

$$\Psi = \frac{E_{fl}}{A}$$

donde:

Ψ es la afluencia energética

E_{fl} es la suma de las energías de todas las partículas que inciden sobre una seccion transversal al haz de particulas.

A es el área de la sección transversal.

- **Roentgen (R):** “El Roentgen es igual a la intensidad de radiación que crearían $2,08 \times 10^8$ pares de iones en 1 centímetro cubico de aire.^{es} decir:

$$1 \text{ R} = 2,08 \times 10^8 \frac{\text{pares de iones}}{\text{cm}^3} \quad (1.9)$$

Esta unidad mide la cantidad de ionización producida por los rayos X o gamma en el aire. Es decir, mide la capacidad de una radiación para ionizar átomos en el aire. Sin embargo, su uso ha sido prácticamente abandonado debido a su limitación a la ionización en el aire y a la introducción de unidades más generales.

- **Kerma (K):** Acrónimo de “Kinetic Energy Released per unit Mass”, es una medida de la energía cinética transferida de los fotones de rayos X a los electrones secundarios (involucrados en los efectos Compton, fotoeléctrico, etc.) por unidad de masa de un material. Formalmente el kerma, K , se define como:

$$K = \frac{E_{tr}}{m}$$

donde:

K es el kerma, medido en gray (Gy).

E_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por fotones en un material.

m es la masa del material en el que se liberan estas partículas cargadas.

El Kerma en Aire (Air Kerma) es la magnitud fundamental utilizada para calibrar y caracterizar los equipos de rayos X. Se mide en el aire (de ahí su nombre) y es la base para el cálculo de otras magnitudes.

- **Dosis Absorbida:** Es la cantidad de energía efectivamente depositada y absorbida por una unidad de masa de tejido debido a la radiación ionizante.

La dosis absorbida, D , se define como:

$$D = \frac{\varepsilon}{m}$$

donde:

D es la dosis absorbida, medida en gray (Gy).

ε es la energía media impartida por la radiación ionizante a la materia en un elemento de volumen.

m es la masa de la materia en ese elemento de volumen.

La conexión fundamental entre Kerma y dosis absorbida es:

$$D = K \cdot (1 - g)$$

donde:

D es la dosis absorbida.

g es la fracción de energía de los electrones que se pierde como radiación de frenado (bremsstrahlung).

En la práctica clínica de radiodiagnóstico (rayos X de energías médicas), g es muy pequeña (menor al 1%), por lo que Kerma y Dosis Absorbida son numéricamente casi iguales y a menudo se usan indistintamente, aunque conceptualmente son diferentes.

- **Rad:** Esta unidad mide la cantidad de energía absorbida por un material, específicamente 100 ergios por gramo de material. Aunque ya no se utiliza en el Sistema Internacional de Unidades (SI)
- **Gray (Gy):** El Gray es la unidad SI de dosis absorbida. Representa la energía absorbida por un kilogramo de material. Un Gray equivale a 1 Joule por kilogramo.
- **Sievert (Sv):** El Sievert es la unidad SI de dosis equivalente. Se utiliza para expresar el efecto biológico de la radiación en el tejido humano. La dosis equivalente tiene en cuenta tanto la dosis absorbida como el tipo de radiación y el tejido irradiado.
- **Rem:** Es una unidad de dosis equivalente, aunque ya no se utiliza en el SI. 1 rem equivale a 0.01 sievert.

A continuación, se muestran las equivalencias entre distintas unidades de medida.

- $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.
- $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$.

- $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$.
- Para rayos X y gamma en tejidos blandos, se puede considerar aproximadamente que 1 Roentgen equivale a 1 rad. Sin embargo, esta equivalencia es aproximada y depende del tipo de tejido y de la energía de la radiación.
- Para casos específicos de rayos X y gamma en tejidos blandos un Sievert es equivalente a un Gray.

Existen diferentes fuentes de radiación ionizante, pero se pueden dividir en dos categorías:

- Radiación ambiental natural, compuesta por rayos cósmicos, radiación terrestre y radionúclidos depositados al interior de organismos vivos.
- Radiación producida por el hombre. Los rayos X diagnósticos constituyen la mayor fuente de radiación de este tipo. También se incluye en este tipo a las plantas de energía nuclear y a otras industrias.

La radiación natural genera una dosis anual aproximada de 300 milirem (3 mSv).

La radiación producida por el hombre genera aproximadamente una dosis de 60 milirem (0.6 mSv)

Un tratamiento de radiografía de extremidad para un adulto da una dosis de radiación efectiva aproximada de 0.001 mSv o 0.000001 Gy.

Los tratamientos de radiografía de extremidad se realizan con emisiones de haces de rayos X cuyas energías máximas van de los 30 keV a los 50 keV aproximadamente. En estos rangos de energía, los fenómenos de ionización que se presentan son principalmente el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton. El porcentaje de depósito de energía y dosis que realiza cada uno de estos efectos a los tejidos biológicos cambia en relación con la energía de los rayos X primarios. A energías más bajas, el efecto fotoeléctrico es responsable de un mayor porcentaje de dosis, pero a medida que la energía de los rayos X aumenta, crece el porcentaje de energía depositada por efecto Compton. La tabla 1.2 muestra algunos de los porcentajes de dosis depositada por los fenómenos fotoeléctrico y Compton para tres energías de rayos X.

Energía (en keV)	Efecto fotoeléctrico	Efecto Compton
20	90 %	10 %
30	70 %	30 %
50	40 %	60 %

Tabla 1.2: Porcentajes de energía depositada por efecto fotoeléctrico y efecto Compton según la energía de los rayos X primarios.

Fenómenos como la creación de pares o la desintegración fotónica solo se presentan en rangos de energía muy grandes, del orden de MeV, por lo que su contribución a depósito de dosis en tratamientos con energías de decenas de keV es inexistente.

La relación entre el porcentaje de energía depositada por ionización de material biológico y la energía de los rayos X para los fenómenos fotoeléctrico, Compton y creación de pares se puede observar de forma gráfica en la imagen 1.5.

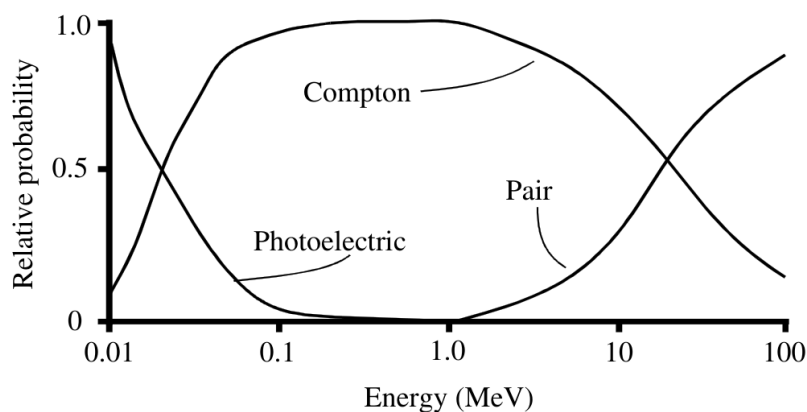


Figura 1.5: Relación entre el porcentaje de energía depositada por ionización de material biológico y la energía de los rayos X. Tomado de [11]

1.4.1. Especificaciones para toma de radiografía

Durante la toma de una radiografía se deben de considerar diferentes aspectos técnicos, como el tipo de tubo de rayos X, el tipo de radiografía que se pretende obtener, o la distancia entre el tubo de rayos X y el paciente.

Tubos de rayos X Los tubos de rayos X se pueden clasificar en dos categorías principales:

Tubos de blanco fijo. Es el tipo de tubo más común en equipos de radiografía convencional y en algunos tubos de rayos X industriales y médicos. En este caso, un filamento emite electrones que impactan sobre un blanco fijo, generando la emisión de rayos X. Los materiales más comunes en estos tubos son:

- Tungsteno (W). Se usa ampliamente debido a su alto número atómico, lo que mejora la producción de rayos X, y su alto punto de fusión, de aproximadamente 3,422 °C, lo que permite resistir altas temperaturas sin dañarse.
- Molibdeno (Mo). Se usa en mamografía porque produce rayos X de baja energía, de entre 17 y 20 keV, ideales para el contraste de tejidos blandos.
- Rodio (Rh). también utilizado en mamografía, genera un espectro de rayos X ligeramente más energético que el molibdeno.

Tubos de blanco rotatorio. Este tipo de blanco se utiliza en tubos de rayos X de alta potencia, como los usados en tomografía computarizada (TC) y radiología intervencionista. En este diseño, el blanco gira a altas velocidades de entre 3,000 y 10,000 rpm, lo que permite distribuir el calor generado por el impacto de los electrones en una mayor área, evitando el sobrecalentamiento. Los materiales más comunes en estos tubos son:

- Tungsteno con una base de raneo (Re) y molibdeno (Mo). La adición de raneo mejora la resistencia mecánica del blanco y ayuda a reducir el agrietamiento térmico.
- Aleaciones con grafito. Se utilizan para mejorar la disipación del calor.

Colimación del haz

La colimación es el proceso de darle forma y tamaño al haz de rayos X para que incida exclusivamente sobre el área de interés (el tumor o la lesión) y proteja al máximo los tejidos sanos que la rodean. El colimador es un dispositivo físico, casi siempre hecho de plomo (esto debido a su alta densidad y capacidad para absorber radiación), que se coloca en el camino del haz de rayos X. Consta de bloques o láminas independientes que se mueven para crear una abertura del tamaño y la forma deseados. Dependiendo del aparato de rayos X puede estar conformado por una o dos partes.

- Colimador Primario: Dentro de la cabeza del equipo, define el haz máximo circular.
- Colimador Secundario: Este es el más importante para el tratamiento. Consiste en decenas o incluso más de un centenar de pequeños "dedos" láminas de plomo (cada uno de varios centímetros de grosor) que pueden moverse de forma individual y automatizada mediante motores controlados por computadora.

La colimación del haz cumple diferentes funciones, entre las cuales se destacan:

- Protección de Órganos de Riesgo: Este es el objetivo principal. Al moldear el haz se evita que radiación innecesaria llegue a órganos críticos cercanos (como la médula espinal, el corazón, los pulmones, los ojos, etc.), minimizando sus efectos secundarios.
- Dosificación Precisas: Al irradiar solo el volumen objetivo, se puede administrar una dosis más alta, que de otra manera sería intolerable para el cuerpo si se irradiara un área más grande.
- Reducción de la Dosis Dispersa: La radiación que interactúa con los colimadores y el paciente se dispersa en todas direcciones. Un campo de tratamiento más pequeño genera menos dispersión, lo que significa una dosis general más baja e innecesaria para todo el cuerpo del paciente.

Eficiencia de un tubo de rayos X

Los equipos de rayos x con blanco fijo pueden llegar a operar a energías máximas de la entre 10 a 15 mA. Para una radiografía de 50 kV, el amperaje habitual es de entre uno a 5 mA, con exposiciones que van de 0.1 a 0.5 segundos, dependiendo de las características específicas del equipo.

En el caso específico del tubo de rayos X "Dunlee PX-40MF" que utiliza un ánodo de tungsteno puro y es usado en equipos médicos para generación de radiografías de extremidades, el funcionamiento para una radiografía a 50 kV, se usa una corriente de 4 mA, bajo tiempos de exposición de 0.2 segundos.

Tomando en cuenta que

$$E = \text{Voltaje}(V) * \text{Corriente}(I) * \text{tiempo}$$

$$E = 50000V * 0,004A * 0,2seg = 40J$$

La energía empleado en cada radiografía es de 40 J.

Pero los aparatos de rayos X son máquinas terriblemente ineficientes. De toda la energía empleada por un tubo de rayos X, solo entre el 1% y el 0.01% se convierte en rayos X útiles. Esto

significa que, de esos 40 J de energía, solo entre 0.4 J y 0.004 J se convertirán en rayos X útiles. La energía restante se perderá, principalmente en forma de calor.

Este porcentaje de rayos útiles se puede reducir aun mas dependiendo del filtrado y la colimación del haz.

Ley de la inversa del cuadrado

Cuando la radiación es emitida desde una fuente, su intensidad disminuye rápidamente con la distancia desde la fuente, ya que con el aumento de la distancia la radiación se dispersa sobre un área cada vez mayor. La ley del inverso cuadrado nos dice que “La intensidad de la energía electromagnética es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia desde la fuente”. Dicha ley se expresa con la siguiente ecuación:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2} \quad (1.10)$$

donde:

- I_1 es la intensidad de la radiación a la distancia d_1 desde la fuente,
- I_2 es la intensidad de la radiación a la distancia d_2 desde la fuente,
- d_1 y d_2 son las distancias desde la fuente de radiación.

La mayoría de los tubos de rayos X para radiografía están diseñados para que el paciente se coloque a una distancia de un metro.

1.4.2. El haz de rayos x

Un haz de rayos X es una radiación electromagnética de alta energía que se produce cuando electrones de alta velocidad chocan contra un material, generalmente un metal de alto número atómico como el tungsteno. Este haz está compuesto principalmente por dos tipos de radiación: Rayos X Característicos y Rayos X de Frenado.

El tungsteno es el material más utilizado como blanco en los tubos de rayos X para radiografías debido a sus propiedades. Puede soportar las altas temperaturas generadas por el impacto de los electrones. Produce una gran cantidad de rayos X, tanto característicos como de frenado. Disipa el calor generado de manera eficiente.

Para producir los rayos X, dentro del tubo de rayos X de tungsteno, un filamento de tungsteno se calienta hasta emitir electrones por emisión termoiónica. Los electrones son acelerados hacia el blanco de tungsteno por una alta diferencia de potencial. Al chocar con el blanco, los electrones pierden energía, produciendo tanto rayos X característicos como de frenado. El haz de rayos X producido es filtrado y colimado para obtener un haz enfocado y con el espectro deseado.

El mayor número de rayos X se emiten con una energía de aproximadamente un tercio de la energía máxima. El número de rayos X emitidos decrece rápidamente a energías muy bajas.

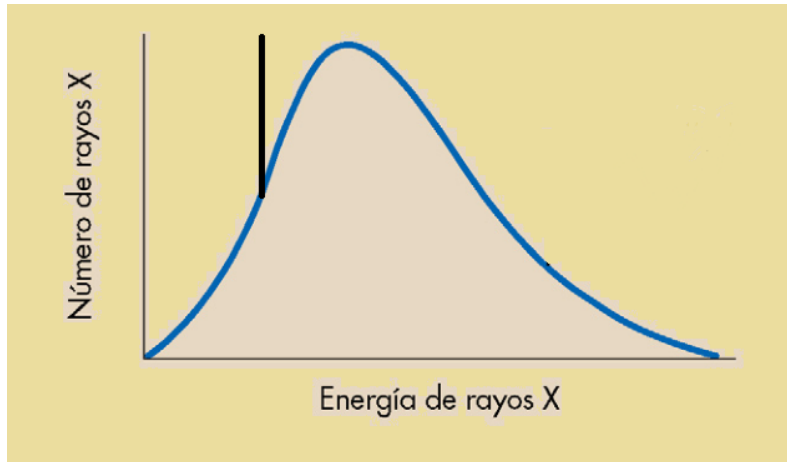


Figura 1.6: Forma general de un espectro de emisión de rayos X. Tomado de [9],

Los rayos X característicos del tungsteno son los más útiles para la obtención de imágenes. Sus energías de enlace efectivas están en 12 keV y 69 keV.

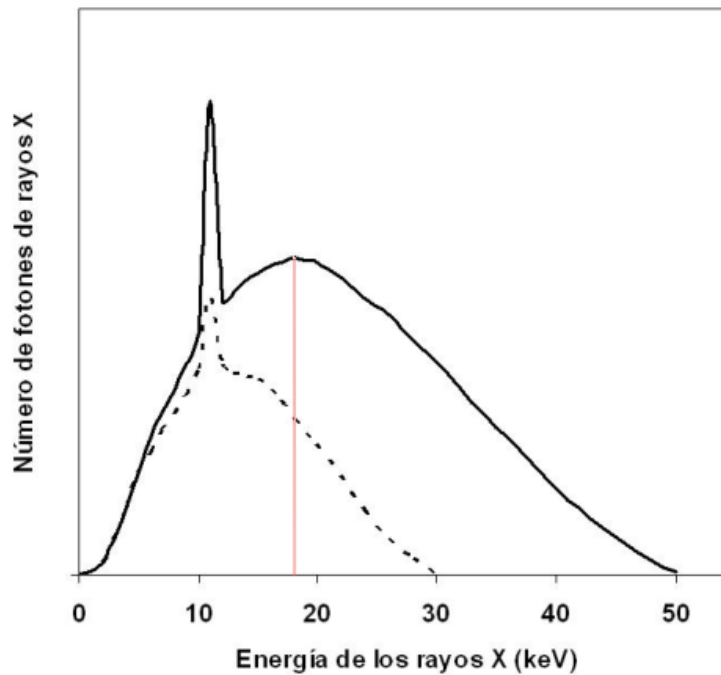


Figura 1.7: Espectro general de radiación de un tubo de rayos X con blanco de tungsteno para energías de 30 keV y 50 keV. Tomado de [10],

1.4.3. Detección de rayos X

Después de atravesar el cuerpo, los rayos X llegan a un sistema detector, que puede ser analógico (radiografía convencional) o digital.

En la captura de Imagen Convencional se usa una Película y una Pantalla Intensificadora. La

película radiográfica es una lámina sensible a la radiación que contiene una emulsión de haluros de plata y que se oscurece en las zonas donde los rayos X la han incidido. La pantalla intensificadora es una pantalla fluorescente que contiene fósforos como el tungstato de calcio o el oxisulfuro de gadolinio, los cuales absorben los rayos X y emiten luz visible, lo que aumenta la eficiencia de la película.

Los rayos X que atraviesan el cuerpo exponen la película, creando una imagen en negativo: las zonas más densas del cuerpo (como los huesos) absorben más radiación y aparecen blancas en la película, mientras que las zonas menos densas (como los tejidos blandos) permiten el paso de más rayos X y aparecen más oscuras. La película expuesta debe ser sometida a un proceso químico de revelado y fijado para hacer la imagen visible y permanente. Este proceso implica una serie de baños químicos que transforman las sales de plata de la emulsión de la película en plata metálica negra. Primero, el baño revelador convierte las sales de plata expuestas a la luz en plata metálica negra. Después, el baño fijador elimina las sales de plata no expuestas, haciendo que la imagen sea permanente y resistente a la luz. Con el lavado se elimina el exceso de productos químicos. La película se seca para poder ser observada e interpretada.

En la captura de Imagen Digital se usan sistemas de sensores electrónicos, los cuales pueden ser de tipo CR (radiografía computarizada) o DR (radiografía digital directa).

Los sensores CR utilizan placas de fósforo que almacenan la imagen latente, la cual es leída por un escáner láser y la luz emitida por el fósforo es convertida en una señal digital por un fotodetector

Los sensores DR utilizan detectores de estado sólido (como paneles de silicio amorfo) que convierten directamente los rayos X en señales digitales. Estas señales digitales son procesadas por un software para formar una imagen en una computadora.

Los sistemas de captura de imagen digital presentan ventajas como una mayor eficiencia en la captura de rayos X. Además, no se requieren químicos para el revelado y la imagen puede ser manipulada digitalmente, permitiendo ajustes de contraste, brillo, etc. también facilitan el almacenamiento y la transmisión de imágenes (PACS, sistemas de archivo y comunicación de imágenes). Por otra parte, presentan un mayor costo inicial, y requieren infraestructura tecnológica más avanzada que los sistemas de captura de imagen convencional, tales como computadoras, software, etc.

1.5. Objetivos

Partiendo de la hipótesis de que “mediante métodos Montecarlo se puede simular con un alto grado de precisión el proceso de obtención de una radiografía, y el proceso de depósito de dosis radiológica en los diferentes tejidos biológicos”, buscaremos llegar a los siguientes objetivos.

1.5.1. Objetivo general

Generación de imagen radiológica y obtención de depósito de dosis radiológica mediante TOPAS.

1.5.2. Objetivos específicos

1. Observar cómo evoluciona la absorción de rayos X al atravesar los 3 tipos de tejido que componen una extremidad: el tejido muscular, el tejido óseo y la médula ósea.
2. Obtener una imagen radiológica del antebrazo de un adulto simulado.
3. Obtener la dosis de radiación efectiva recibida durante una radiografía.
4. Cotejar los resultados obtenidos en la simulación con los resultados encontrados en la literatura.

Capítulo 2

Metodología

Usando el software TOPAS se realizó la simulación de una radiografía de antebrazo bajo el método Montecarlo. El método de Montecarlo es una técnica computacional que utiliza el muestreo aleatorio repetido para obtener resultados numéricos.

La clave del método de Montecarlo reside en la generación de números aleatorios y su relación con distribuciones de probabilidad. Los números aleatorios son la base de las simulaciones. Se generan mediante algoritmos diseñados para producir secuencias de números que no siguen ningún patrón discernible. La calidad de estos números es fundamental para la precisión de los resultados. Cada variable aleatoria en un modelo de Montecarlo sigue una determinada distribución de probabilidad (normal, uniforme, exponencial, etc.). Esta distribución refleja la incertidumbre asociada a esa variable y determina cómo se generan los valores aleatorios.

El Método de Montecarlo presenta ventajas como la versatilidad, ya que se puede aplicar a una amplia variedad de problemas. Su flexibilidad permite incorporar fácilmente nuevas variables o modificar el modelo. La paralelización hace posible que las simulaciones se pueden ejecutar en paralelo en múltiples procesadores, lo que acelera los cálculos.

Por otra parte, la precisión de los resultados depende del número de simulaciones realizadas y de la calidad de los números aleatorios. Simulaciones complejas pueden requerir mucho tiempo de computación. Y la calidad de los resultados depende de la precisión del modelo utilizado.

2.1. TOPAS

TOPAS (TOol for PArticle Simulation) es un software ampliamente utilizado en física médica y radioterapia para realizar simulaciones de Monte Carlo. Está basado en Geant4, una plataforma de simulación de partículas de código abierto, pero está especialmente adaptado y optimizado para aplicaciones clínicas, como la planificación de tratamientos de radioterapia y la investigación en dosimetría. TOPAS encapsula y extiende el kit de herramientas de simulación Geant4 para proporcionar una aplicación más fácil de usar. El sistema de control de parámetros exclusivo de TOPAS permite ensamblar y controlar una amplia biblioteca de objetos de simulación (componentes geométricos, fuentes de partículas, marcadores, etc.) sin necesidad de escribir código C++.

Geant4 es un conjunto de herramientas de software diseñado para simular la interacción de partículas con la materia. Sirve para diseñar y optimizar detectores de partículas, como los que se utilizan en aceleradores de partículas y experimentos de física de altas energías. Permite simular experimentos completos, desde la producción de partículas hasta su detección, lo que ayuda a comprender mejor los fenómenos físicos involucrados y a interpretar los datos experimentales. Geant4 utiliza el método de Monte Carlo para realizar sus simulaciones. Es altamente flexible y permite modelar una gran variedad de geometrías, materiales y procesos físicos. Ofrece una alta precisión en las simulaciones, gracias a la implementación de modelos físicos detallados y a la

posibilidad de personalizar los parámetros.

TOPAS Está diseñado específicamente para aplicaciones en radioterapia y física médica, lo que lo hace más accesible y eficiente para estos fines en comparación con Geant4 puro. Utiliza un sistema de archivos de configuración basados en texto, lo que facilita la definición de geometrías, fuentes de radiación y parámetros de simulación sin necesidad de programar en C++ (a diferencia de Geant4). TOPAS ha sido validado extensamente para su uso en radioterapia, lo que garantiza resultados confiables y precisos en simulaciones clínicas. Permite simular una amplia gama de escenarios, desde haces de radiación simples hasta geometrías complejas, como pacientes representados por imágenes médicas (CT o MRI).

2.2. Simulación de un antebrazo

3.1 Simulación de un antebrazo El objetivo de este trabajo es observar cómo evoluciona la absorción de rayos X al atravesar los 3 tipos de tejido que componen una extremidad. En topas se simulo mediante aproximaciones geométricas el antebrazo de una persona adulta de complexión mesomorfo. Primero, haciendo uso de la base de datos de Geant4 se generó el mundo, bajo estas características:

- Un cubo de 4 metros por lado
- Lleno de aire

La forma general del antebrazo se simulo con estas características:

- Un cilindro con radio de 3 cm y largo de 22 cm.
- Para el tejido muscular se empleó el material G4_A-150_TISSUE
- En la visualización de la simulación tiene el color amarillo.

Los huesos que componen el antebrazo, el radio y el cubito, se simularon dentro del antebrazo con las siguientes características:

- Dos cilindros con radio de 1 cm y largo de 22 cm
- Para el tejido muscular se empleó el material "G4_BONE_CORTICAL_ICRP"
- En la visualización de la simulación tienen el color azul.

La estructura interna de los huesos que contiene la medula ósea fue simulada de manera similar bajo las siguientes características:

- Dos cilindros con radio de 0.5 cm y largo de 17 cm.
- Para el tejido muscular se empleó el material "G4_ADIPOSE_TISSUE_ICRP".
- En la visualización de la simulación tienen el color rojo.

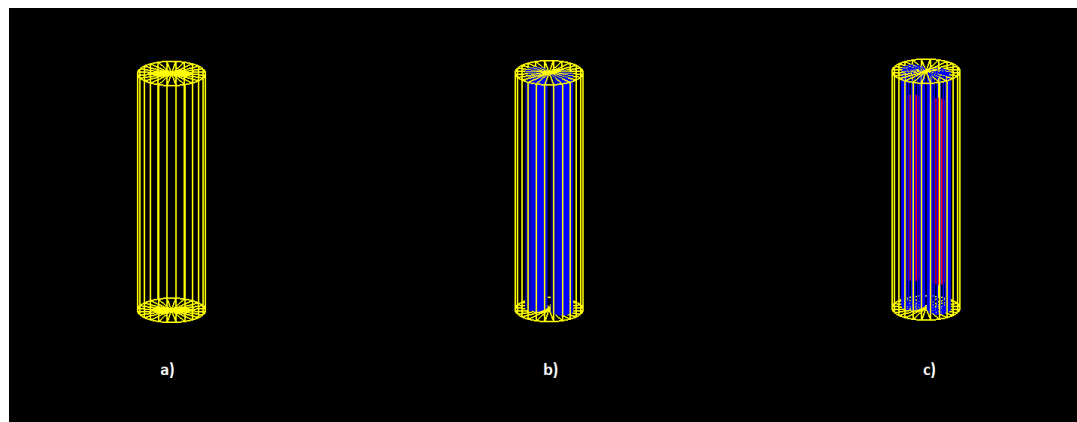


Figura 2.1: Visualización del antebrazo en las tres etapas de su construcción. A la izquierda: a) Forma general del antebrazo. Al centro: b) Antebrazo con huesos en azul. A la derecha: c) Antebrazo con huesos y estructura de medula ósea en rojo

De la Base de materiales de Geant4 se sabe la densidad de cada uno de los materiales mencionados:

Material	Densidad
G4_A-150_TISSUE	1,127 g/cm ³
G4_BONE_CORTICAL_ICRP	1,85 g/cm ³
G4_ADIPOSE_TISSUE_ICRP	0,92 g/cm ³

Es importante conocer las densidades de los distintos tejidos, pues más adelante se tendrá que calcular la masa de ciertas secciones específicas del antebrazo, así como la masa total del antebrazo. Esto con el fin de poder calcular el Kerma en diferentes puntos del antebrazo, así como la dosis total depositada.

Calculando el volumen ocupado por cada tipo de tejido se obtiene la masa presente de cada tejido en el antebrazo simulado.

Elemento	Masa
Musculo	614.12 g
Hueso	208.46 g
Medula	24.54 g

El antebrazo simulado tiene un volumen de 621,72 cm³ y una masa de 847.12 g.

2.3. Simulación de la fuente

Para generar el espectro de emisión de rayos X se tomaron como base las representaciones plasmadas en las figuras 1.1 y 1.2. De acuerdo con el material educativo del Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT)[10], una radiografía de antebrazo de una persona adulta de complexión mesomorfo opera en promedio con 50 pKv.

La fuente fue simulada con las siguientes características:

- Partículas emitidas: Gamma
- Máxima energía de las partículas: 50 keV
- Tipo de espectro del haz: Continuo

- Energía de la máxima producción de rayos X de Frenado: 18 keV
- 499 millones de partículas emitidas en la fuente principal.
- Tres fuentes de haz discreto para los picos característicos. Cada una de estas fuentes emitía 333 333 partículas.
- Energía de producción de rayos X Característicos: 12.1 keV, 11.5 keV, y 10.2 keV

El espectro de emisión de rayos X resultante se puede observar en la figura 2.2.

Espectro de emision de rayos X

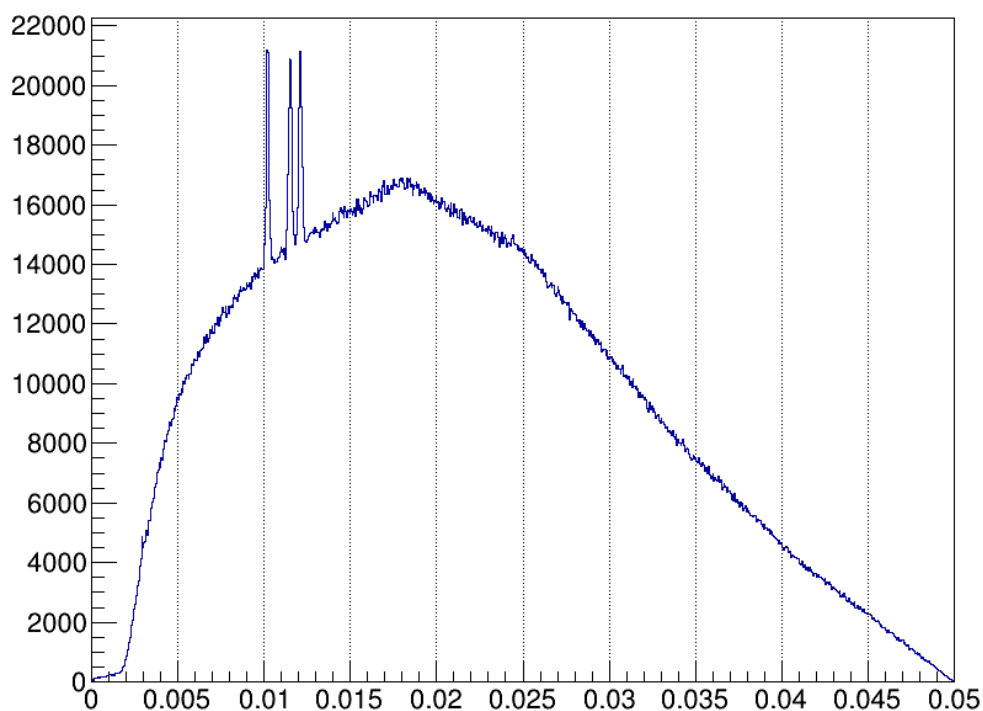


Figura 2.2: Espectro de rayos X emitido por la fuente simulada, con un rango de 0 a 50 kV. Se observan tres picos, correspondientes a los rayos X característicos del tungsteno.

2.4. Simulación de los detectores

Para observar cómo evoluciona la absorción de rayos X al atravesar los 3 tipos de tejido que componen una extremidad se crearon 5 series de detectores que atraviesan el antebrazo en distintas zonas. Los 5 detectores cumplen las siguientes características.

- Un diseño de caja.
- Una altura de 1 cm.
- Una amplitud de 0.05 cm.
- Atraviesan de lado a lado el antebrazo.

- Un binado cada 0.02 cm a lo largo de toda la caja.

Las especificaciones anteriores se muestran en la figura 2.3, donde se pueden observar las 5 series de detectores. Las series de detectores grises atraviesan el tejido muscular, el hueso y la medula. Las series de detectores de color blanco en la parte superior solo atraviesan tejido muscular y hueso sólido. Finalmente, en color rojo, la serie de detectores en el centro se encuentra únicamente sobre tejido blando o muscular.

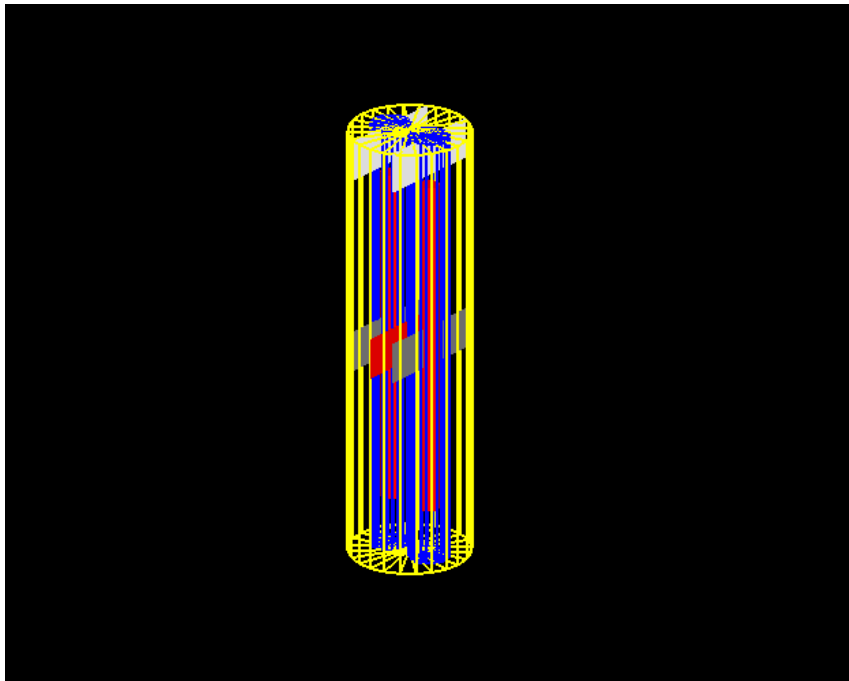


Figura 2.3: Se muestran las distintas series de detectores atraviesan diferentes tipos de tejido.

Estas series de detectores también nos permitirán conocer el Kerma y el depósito de dosis en diferentes puntos del antebrazo. Recordemos que el Kerma y la dosis depositada son valores equivalentes para regidos biológicos y se obtienen en función de un volumen y una masa.

Estas series de detectores nos permitirán conocer la energía depositada en pequeñas secciones del antebrazo a través de los diferentes tejidos que lo componen y a diferentes profundidades.

Para conocer la cantidad de energía depositada en el antebrazo, el cilindro con radio de 3 cm que contiene la totalidad del antebrazo también fue convertido en un detector de energía depositada.

Finalmente, para obtener imagen radiográfica, se creó una película radiográfica posterior al antebrazo. Dicha película radiográfica se colocó a una distancia de 2 cm del antebrazo, tal como se muestra en la imagen 2.4 y consiste en un binado de detectores cuadrados de 0.1 mm por lado. El motivo de un binado tan pequeño es obtener una imagen con una alta definición, aunque para simulaciones con un bajo número de partículas esta medida disminuye el nivel de contraste.

La imagen 2.4 muestra la totalidad de los elementos físicos simulados, así como la posición de los detectores dentro del antebrazo.



Figura 2.4: Se observa la película radiográfica en color verde a una distancia de 2 cm respecto al antebrazo

La imagen 2.5 muestra la totalidad de los elementos simulados, así como su posición respecto al haz de rayos X.

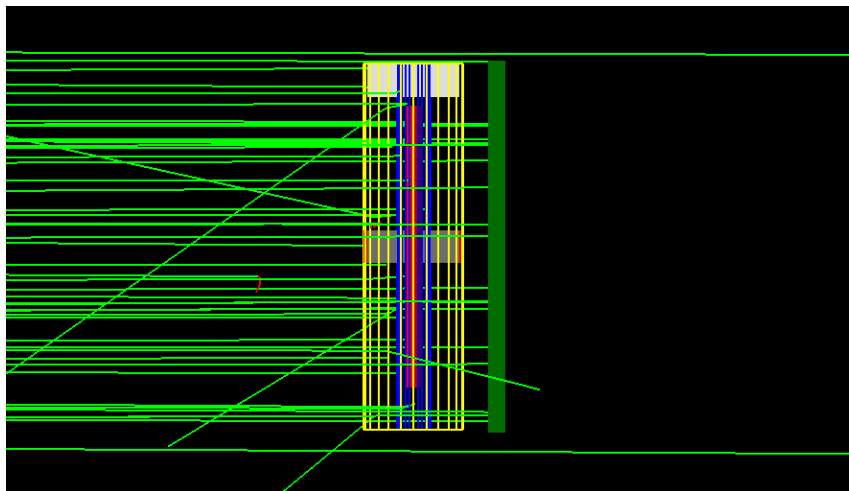


Figura 2.5: Se observa la distribución final de todos los elementos que componen la simulación: El antebrazo y sus componentes, así como los diferentes detectores integrados. En líneas verdes se observan algunos fotones emitidos desde la fuente hacia el antebrazo.

2.5. Creación de graficas e histogramas

La simulación de la radiografía de antebrazo fue ejecutada con un total de 500 millones de partículas. Se uso la lista de fisica de Topas "g4em-standard.opt0". La simulación se realizó en una laptop con un procesador Intel(R) Cote(TM) i5-7300U de 2.70 GHz. El tiempo de computo fue de aproximadamente 14 horas usando solo dos Threads de los 4 disponibles para evitar el sobrecalentamiento del equipo. Se uso la version TOPAS 3.9.

Para la creación de los Histogramas con los datos obtenidos de la simulación, así como la creación de la imagen digital de la radiografía se usó ROOT.

Los retoques a las gráficas obtenidas, así como lo construcción de algunos de los diagramas mostrados fueron realizados con Paint.

Capítulo 3

Resultados y análisis

A partir de la simulación de la radiografía realizada con topas se obtuvo una grafica para cada una de las series de detectores colocadas al interior del antebrazo.

En la grafica contenida en la figura 3.1 se muestra el depósito de dosis de radiación al avanzar el haz a través del tejido blando. Se observa una mayor dosis depositada al inicio, ya que esta sección absorbe los rayos X de menor energía, penetrando más al interior del antebrazo solo los rayos x de mayor energía. Se observa que aun al otro lado del antebrazo hay un depósito de dosis de radiación, lo cual muestra que los rayos X de mayor energía atravesaron por completo el antebrazo. Lo anterior se debe a que los rayos X de menor energía interaccionan con las primeras capas de tejido por medio de dispersión coherente, dispersión Compton o efecto fotoeléctrico y pierden o dispersan su energía, disminuyendo así su probabilidad de interaccionar con capas de tejido mas profundas. Por su parte, los rayos X de mayor energía tienen mayor probabilidad de atravesar el tejido blando sin interaccionar con él, lo cual significa que no contribuyen mucho al depósito de energía en el tejido blando.

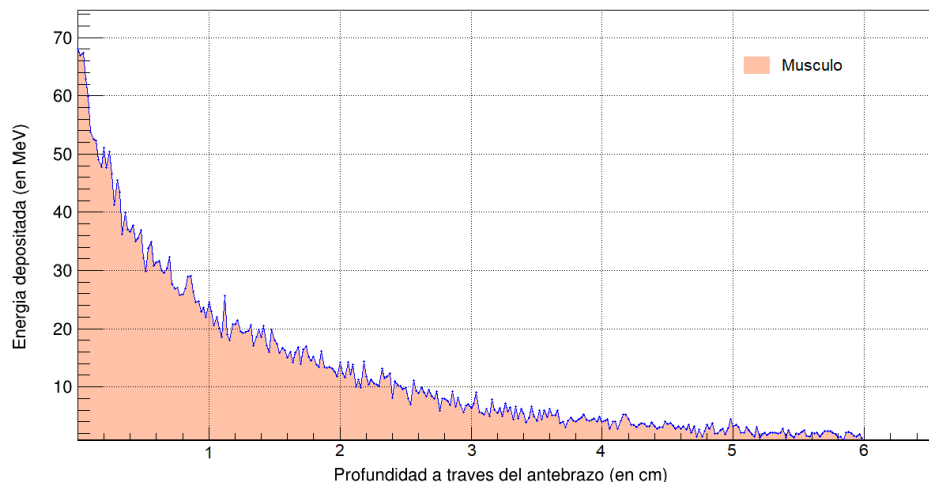


Figura 3.1: Depósito de energía al interior del antebrazo en sentido paralelo al haz de radiación, correspondiente a la serie de detectores que atraviesa únicamente tejido blando sobre el diámetro del antebrazo.

En la grafica de la figura 3.2 se muestra el depósito de dosis radiológica en los extremos del antebrazo, donde el haz debe atravesar tanto tejido blanco como hueso sólido. Podemos observar como el hueso frena a los rayos X de mayor energía que habían penetrado en el musculo. Observamos tambien que, gracias a su mayor densidad, el hueso tiene una mayor capacidad de absorber la radiación, tanto de frecuencias altas como frecuencias bajas, siendo que a pesar de recibir un haz de rayos X mas debilitado su nivel de dosis absorbida es mayor.

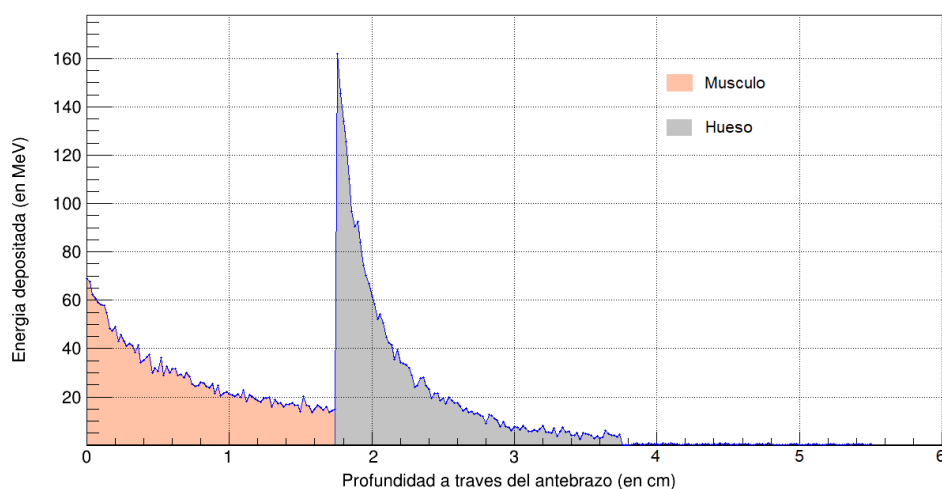


Figura 3.2: Deposito de energía al interior del antebrazo en sentido paralelo al haz de radiación, correspondiente a la serie de detectores que atraviesa tejido blando y hueso. Se puede observar un incremento en la energía depositada al cambiar de tejido muscular a hueso.

En la gráfica de la figura 3.3 podemos observar el depósito de dosis radiológica a través de los tres tipos de tejidos. Destaca la baja capacidad de absorción del tejido graso en comparación al tejido muscular y el tejido óseo. Esto corresponde con su menor densidad y su posición al interior de un tejido altamente denso.

Los rayos X de menor energía interactúan con el tejido muscular, generando un alto depósito de energía en las capas más superficiales de este tejido, pero que disminuye paulatinamente en las capas más profundas. Posteriormente hay un incremento en el depósito de energía, correspondiente al tejido óseo de mayor densidad. Los rayos X de mayor energía que consiguieron atravesar la sección de tejido óseo, tienen una baja interacción con materia de baja densidad, como lo es la médula ósea. Sin embargo, una vez estos rayos X de mayor energía pasan la sección de médula ósea, vuelven a entrar en una zona de tejido denso, lo cual aumenta su probabilidad de interacción y por lo tanto aumenta el depósito de energía en dicho tejido.

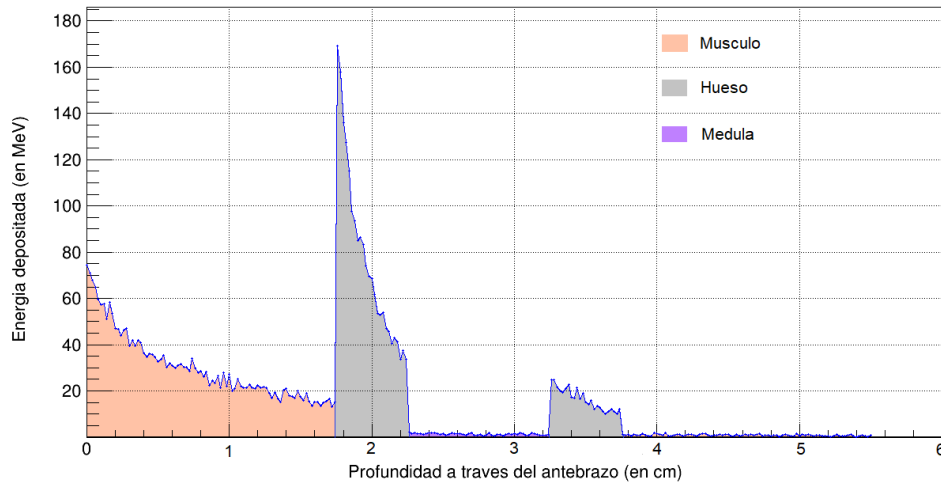


Figura 3.3: Depósito de energía al interior del antebrazo en sentido paralelo al haz de radiación, correspondiente a la serie de detectores que atraviesa los tres tipos de tejido. Observamos que el depósito de energía en el tejido graso de la médula ósea es mínimo.

En la figura 3.4 se observa el diagrama de un corte transversal del antebrazo simulado, y el depósito de dosis a diferentes profundidades del tejido, así como en diferentes tejidos. Se observa que en tejidos de menor densidad como la médula ósea el depósito de dosis es bajo, mientras que, en tejidos de mayor densidad como el hueso, el depósito de dosis aumenta.

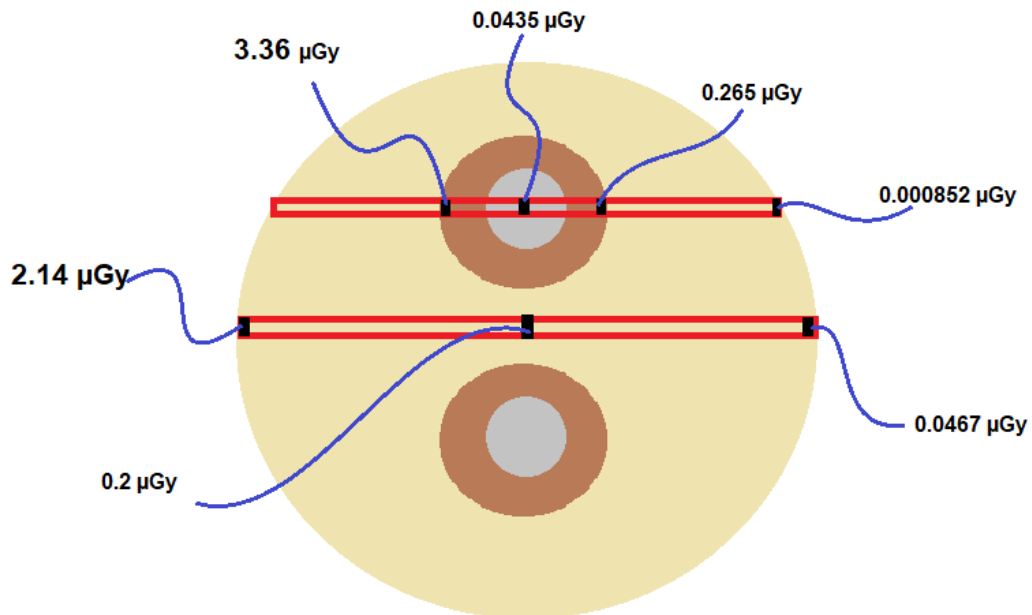


Figura 3.4: Diagrama que muestra el depósito de dosis en diferentes puntos del antebrazo.

Estos valores de dosis depositada se obtuvieron con los datos de energía depositada de algunos de los bins que componen los detectores en serie que se construyeron a través del antebrazo y la masa de los tejidos contenida en esos mismos bins. No esta de mas recordar que esta masa cambia en función de la densidad de cada tejido.

Los valores que se muestran para los diferentes puntos dentro del antebrazo son consistentes con lo que muestran las graficas anteriores, y nos permiten comprobar que la absorción de energía por parte de los tejidos biológicos depende de la densidad de esos mismos tejidos, así que de su posición dentro del organismo.

Cabe mencionar que aunque los datos mostrados en la grafica y en el diagrama son consistentes, ya que proceden de las mismas series de detectores, no representan lo mismo, ya que las gráficas muestran la evolución de depósito de energía a través del antebrazo, y los valores mostrados en el diagrama son de dosis depositada, ya que se toma en cuenta tanto la energía depositada como la masa del tejido.

Como otro resultado de obtuvo la imagen radiográfica del antebrazo simulado. Las figuras 3.5 y 3.6 muestran diferentes versiones de la misma radiografía, lo cual nos permite apreciar mejor las ventajas y limitaciones de cada forma de obtener la imagen radiológica.

La figura 3.5 nos muestra una radiografía de características más convencionales, en un formato a blanco y negro. En esta radiografía, las zonas que recibieron una mayor cantidad de radiación se muestran mas oscuras, mientras que las zonas del detector que recibieron menos radiación se muestran mas blancas. Las zonas del detector que recibieron menos radiación corresponden a secciones del antebrazo cuyos tejidos absorbieron una mayor dosis de radiación, evitando así que dicha radiación llegara a los detectores. Se pueden observar, además, manchas negras en las secciones correspondientes a la parte media de los huesos, lo cual significa que hubo radiación que incidió en estos puntos.

Esta radiación corresponde principalmente a los fotones de mayor energía que lograron atravesar todos los tejidos del antebrazo, pasando por la zona de baja densidad de la medula ósea y finalmente depositar su energía en el detector. Pero también es posible que dicha radiación sea producto de fenómenos de dispersión coherente o dispersión Compton ocurridos en secciones de tejido blando o incluso en el aire circundante al antebrazo. Dicha radiación generada por estos fenómenos de dispersión provoca ruido y contaminación a las radiografías y es difícil de tratar en capturas de imágenes radiográficas convencionales.

La figura 3.6 muestra una radiografía real, tomada de un stock de imágenes de uso libre. Se observan similitudes entre la radiografía real y nuestra imagen radiológica generada a través de nuestra simulación. Las mas notables son la presencia de zonas mas oscuras en las partes centrales de los huesos, esto debido a la presencia de zonas de baja densidad el por tejido graso de la medula. También se hace notar que las zonas correspondientes a los huesos no son del todo blancas, lo cual refleja la contaminación por radiación dispersada, la cual es difícil de tratar o eliminar.

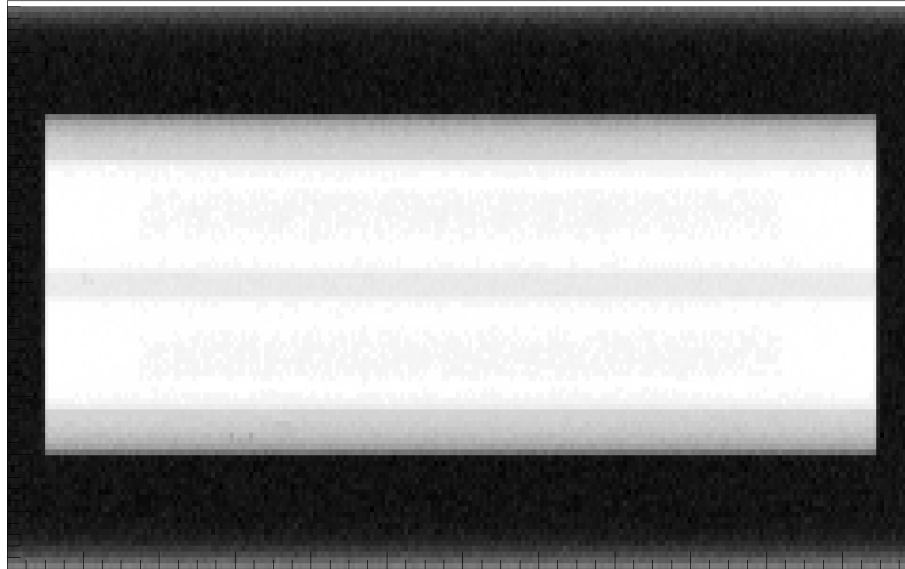


Figura 3.5: Se observa una radiografía de características convencionales, con revelado en blanco y negro. En los sistemas de captura de imágenes radiográficas tradicionales es difícil aislar el ruido generado por fenómenos de dispersión.



Figura 3.6: Imagen de una radiografía real. Se puede notar la contaminación por dispersión de radiación así como las zonas de tejido de baja densidad al interior de los huesos.

Entre las diferencias más notables entre la radiografía real y la imagen obtenida por simulación destaca la falta de detalle de la simulación. Al basarse en una aproximación bajo formas geométricas es difícil lograr el detalle de un tratamiento real. Esto no solo limita la formación de las imágenes, también es un obstáculo para obtener datos más realistas sobre la evolución de la interacción entre la radiación y los órganos. Tomemos en cuenta, por ejemplo, que la delimitación entre hueso y médula no es una sección plana y perfectamente circular, tal como lo representamos en la simulación, sino que hay hilos de hueso que atraviesan la sección de la médula, y hay canales en los huesos por los que pasan distintos fluidos. Representar y estudiar a detalle elementos como estos en una simulación es difícil.

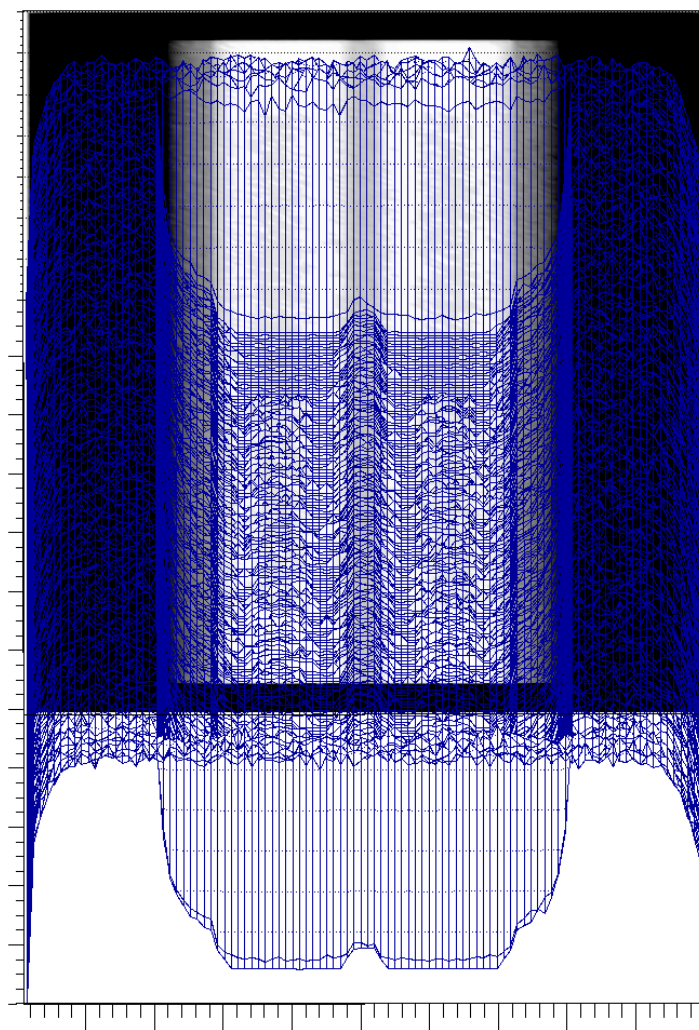


Figura 3.7: Se muestra la misma imagen radiológica de la figura 3.6, pero superpuesta con el histograma 3D correspondiente al depósito de energía en cada sección del sistema de detectores.

En la figura 3.7 se observa una imagen radiológica con características similares a la imagen radiológica de la figura 3.5 pero superpuesta a un mapa 3d. En esta imagen radiológica se puede apreciar de mejor manera los elementos simulados en el antebrazo, especialmente los huesos. El sistema de imagen digital permite crear un mapa 3d que nos ayuda a visualizar de manera mas precisa las zonas donde hay mayor o menor deposito de dosis, nos permite comparar la cantidad de radiación depositada en cada punto, y que manchas oscuras en la imagen radiológica si representan el paso de una cantidad significativa de radiación y cuales son ruido por dispersión. Es un recurso muy útil, pero que requiere equipos y software especializado para ser visualizado y manipulado.

Finalmente, el detector de energía depositada que se simulo considerando la totalidad del antebrazo, e incluyendo los tres tipos de tejido, registro que la energía depositada en la totalidad del antebrazo fue de 1871793 MeV.

Recordamos que $1MeV = 1,6021 \times 10^{-13} J$

La energia total depositada en el antebrazo simulado fue de $E = 2,9989 \times 10^{-7} J$

Recordamos que la masa total del antebrazo simulado es de 0.84712 kg.

La dosis absorbida total en el antebrazo es de:

$$D = \frac{\varepsilon}{m} = \frac{2,9989 \times 10^{-7} J}{0,84712 kg} = 3,54 \times 10^{-7} Gy$$

$$D = \frac{\varepsilon}{m} = \frac{2,9989 \times 10^{-7} J}{0,84712 kg} = 3,54 \times 10^{-7} Gy$$

Para casos específicos de rayos X y gamma en tejidos blandos, un Sievert es equivalente a un Gray.

$$D = 3,54 \times 10^{-7} Gy = 0,354 \mu Sv$$

La dosis de radiación aproximada para una radiografía de extremidad va de $0.1 \mu Sv$ a $1 \mu Sv$

El valor obtenido esta dentro del rango aceptable.

Capítulo 4

Conclusiones y discusión

El objetivo general de estudiar a detalle la absorción de rayos X por los diferentes tipos de tejidos que componen una extremidad humana se cumplió. Se obtuvieron histogramas con datos precisos y acordes a la teoría, que a su vez son fáciles de entender y explicar a la población en general. La generación de tres graficas diferentes, correspondientes a las diferentes secciones con diferentes tejidos que deben atravesar los rayos X, permite visualizar de mejor manera las características de cada tejido y el por qué las radiografías generan el tipo de imágenes que asociamos a ellas.

Se genero una imagen radiológica de un antebrazo simulado. Dicha imagen tiene una alta definición y su superposición sobre una gráfica 3D permite visualizar fácilmente la cantidad de energía depositada en cada punto, así como ver la absorción gradual de la radiación con respecto a la cantidad de tejido que atraviesa el haz. Comparadas con una radiografía real, las imágenes simuladas carecen de detalle, lo cual limita su utilidad para estudios específicos, pero cumplen de manera satisfactoria su función para visualizar la absorción de radiación por parte de los diferentes tejidos.

Se obtuvo la dosis de radiación efectiva depositada por la radiografía para el antebrazo simulado. Esta dosis fue de $0.354 \mu \text{ Sv}$. Del Marco teórico sabemos que un tratamiento de radiografía de extremidad para un adulto da una dosis de radiación efectiva aproximada de entre $0.1 \mu \text{ Sv}$ y $1 \mu \text{ Sv}$. Esto sitúa el valor obtenido mediante la simulación dentro del rango aceptable.

La hipótesis de que los métodos Montecarlo pueden simular con un alto grado de precisión el proceso de obtención de una radiografía, y el proceso de depósito de dosis radiológica en los diferentes tejidos biológicos fue correcta, ya que se cumplieron los objetivos y la precisión de los resultados es alta.

Queda como trabajo a futuro el continuar mejorando la calidad de la simulación, tal vez generando los componentes del antebrazo con programas de modelado como Blender, lo cual nos permitiría una mayor precisión y realismo en las radiografías obtenidas. También se puede desarrollar una simulación más completa, que nos permita conocer como la toma de una radiografía puede impactar en otras partes del cuerpo humano y la cantidad de radiación que llega a ellas a través de los fenómenos de dispersión coherente y dispersión Compton.

Y finalmente, queda pendiente la labor de hacer llegar esta información a la población común, buscando formas de divulgar entre la población la realidad detrás de los tratamientos radiológicos, el impacto real que tienen en su cuerpo y las ventajas que estos tratamientos presentan, combatiendo así la desinformación y el alarmismo que parecen ser inherentes a estos temas.

Bibliografía

- [1] Carolina Carvajal B; Roberto Vallejo P; Rodrigo Bazaes C; Cristián Varela U; Aquiles Zavala; Daniel Alvarez G, *Public perception of radiation-related risks of imaging studies*, 2012.
- [2] Hyungjoon Ryu; Eunsuk Song; Jaeki Lee; Jongwon Kim, *Density and spatial resolutions of proton radiography using a range modulation technique*, Septiembre 2008
- [3] E.-T. Park; J.-H. Kim; C.-S. Kim; S.-S. Kang, *Characteristic evaluation of photoneutron in radiotherapy room using MCNPX*, Agosto 2015
- [4] S.C.A. Correa; E.M. Souza; A.X. Silva; R.T. Lopes; H. Yoriyaz, *Dose–image quality study in digital chest radiography using Monte Carlo simulation*, Septiembre 2008
- [5] Nicolas Depauw; Joao Seco, *Sensitivity study of proton radiography and comparison with kV and MV x-ray imaging using GEANT4 Monte Carlo simulations*, Marzo 2011
- [6] E A Hewson; M J Butson; R Hill, *Evaluating TOPAS for the calculation of backscatter factors for low energy x-ray beams*, Octubre 2018
- [7] Jianan Wu; Yaoqin Xie; Luhua Wang; Yuenan Wang, *Monte Carlo simulations of energy deposition and DNA damage using TOPAS-nBio*, noviembre 2020
- [8] Karen Davies, *SRP Meeting: Social and Political Implications of Communicating Radiation Risk Daresbury*, Warrington, 20 June 2001
- [9] Stewart Carlye Bushong, *Manual de radiología para técnicos*, 9^a ed., Editorial ELSEVIER, 2010.
- [10] CIEMAT, *El haz de radiación, Materia educativo del centro de investigaciones energéticas, medioambientales y tecnológicas*, 1^a ed.
- [11] Kenneth S. Krane, *Modern Physics*, 3^a ed., John Wiley & Sons, 2012.
- [12] Norma Esthela Flores Morena; Jorge Enrique Figueroa Martinez *Física Moderna*, 1^a ed. 2007
- [13] Eduardo Acosta; Enrique A. Coleoni; Johanna A Riveros, *Monte Carlo simulation of x-ray emission by kilovolt electron bombardment*, Julio 1998.
- [14] ICRP, 2007b. *Radiological protection in medicine*, ICRP Publication 105. Ann. ICRP 37
- [15] ICRP, 2001b. *Radiation and your patient: A guide for medical practitioners*, ICRP Supporting Guidance 2. Ann. ICRP 31
- [16] E.M. Souza; S.C.A. Correa; A.X. Silva; R.T. Lopes; D.F. Oliveira, *Methodology for digital radiography simulation using the Monte Carlo code MCNPX for industrial applications*, Mayo 2008

- [17] J Ramos-Mendez; Catalan R Ortiz; J Schuemann; H Paganetti; B Faddegon, *TOPAS simulation of photoneutrons in radiotherapy: accuracy and speed with variance reduction*, Mayo 2024