



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

CARRERA DE BIOFÍSICA

**ESTIMACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN LA PIEL DURANTE
LA MANIPULACIÓN DE FUENTES RADIATIVAS POR MEDIO
DEL MÉTODO MONTE CARLO**

Trabajo de titulación

Tipo: Proyecto de Investigación

Presentado para optar el grado académico de:

BIOFÍSICA

AUTORA: JOSELYN TATIANA HERNÁNDEZ SOLIS

DIRECTOR: M.Sc. MIGUEL ÁNGEL SÁEZ PAGUAY

Riobamba – Ecuador

2021

© 2021, **Joselyn Tatiana Hernández Solís**

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

Yo, Joselyn Tatiana Hernández Solís, declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

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

Riobamba, 19 de marzo del 2021

Joselyn Tatiana Hernández Solís
180427523-6

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

CARRERA DE BIOFÍSICA

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica que: El trabajo de titulación; tipo: Proyecto de Investigación, “ESTIMACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN LA PIEL DURANTE LA MANIPULACIÓN DE FUENTES RADIATIVAS POR MEDIO DEL MÉTODO MONTE CARLO”, realizado por la Srta.: JOSELYN TATIANA HERNÁNDEZ SOLIS, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Trabajo de Titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Biof. /M.Sc. María Fernanda Heredia Moyano PRESIDENTE DEL TRIBUNAL	 Firmado electrónicamente por: MARIA FERNANDA HEREDIA MOYANO	2021-03-19
Biof./ M.Sc. Miguel Ángel Sáez Paguay DIRECTOR DE TRABAJO DE TITULACIÓN	 Firmado digitalmente por MIGUEL ANGEL SAEZ PAGUAY Nombre de reconocimiento (DN): c=EC, ou=SECURITY DATA S.A., ou=ENTIDAD DE CERTIFICACION DE INFORMACION, serialNumber=+090720160103, cn=MIGUEL ANGEL SAEZ PAGUAY Fecha: 2021.03.31 18:46:37 -05'00'	2021-03-19
Biof. / M.Sc. Vilma N. Yanchapanta B. MIEMBRO DEL TRIBUNAL	 Firmado digitalmente por VILMA NOHEMI YANCHAPANTA BASTIDAS Fecha: 2021.03.31 09:44:19 -05'00'	2021-03-19

DEDICATORIA

Dedico este trabajo de investigación a mis padres, Manuel y Narcisa por su apoyo incondicional y demostrarme que con trabajo, esfuerzo y amor se puede conseguir todo objetivo propuesto. A mi hermana Amy, por transmitir su alegría y entusiasmo de salir adelante pese a cualquier obstáculo. A Gabriel por sus consejos y motivación durante toda mi carrera universitaria. A mi abuelita Carmen, por impulsarme cada día a ser mejor. Nada de esto hubiese sido posible sin Uds. he aquí el fruto de su trabajo constante.

Joselyn

AGRADECIMIENTO

En estos momentos que estoy al final del camino de mi vida universitaria agradezco primeramente a Dios, por las infinitas bendiciones derramadas sobre mí, por darme la inteligencia la sabiduría, por ser el soporte y la base de cada una de mis acciones, gracias por no abandonarme en momentos de dificultad y por permitirme vivir esta etapa en mi vida junto a cada una de las personas que formaron parte de ella.

A mis padres por darme la vida y formarme como persona, a mi madre por ser el pilar fundamental de la familia, gracias, padres por su lucha constante, por su apoyo incondicional, por su amor, su paciencia, me faltarían palabras para expresar el inmenso agradecimiento que tengo hacia Uds. Querida hermana gracias por tus palabras de aliento e impulsarme, para no rendirme. Abuelita Carmen, gracias por tu cariño y dedicación la vida no permitió que pudiera ver el fruto de su trabajo, pero sé que, desde el cielo, te sentirás orgullosa de lo que hemos logrado.

A mis docentes, por compartir su conocimiento y contribuir a mi formación no solo profesional sino también personal, de manera especial a mi tutor de tesis, Biof. Miguel Sáez, por la oportunidad de realizar esta investigación, por su apoyo, tiempo y paciencia.

A mis amigas Karla y Alejandra por demostrarme que la verdadera amistad no está en la cantidad si no en la calidad de personas que tienes a tu lado, al igual de cada uno de los momentos compartidos que han contribuido a mi crecimiento personal y académico

Finalmente quiero agradecer a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, por abrirme sus puertas y permitir mi desarrollo académico y profesional.

Joselyn

TABLA DE CONTENIDO

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

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN	1
1. MARCO TEORICO REFERENCIAL	3
1.1. Antecedentes	3
1.2. Planteamiento del Problema	5
1.3. Justificación	6
1.4. Objetivos	7
1.4.1. <i>Objetivo General</i>	7
1.4.2. <i>Objetivos Específicos</i>	7
1.5. Marco Teórico	8
1.5.1. <i>Tipos de Radiación Ionizante</i>	8
1.5.2. <i>Interacción de la radiación con la materia</i>	10
1.5.2.1. <i>Interacción de la radiación electromagnética</i>	11
1.5.2.2 <i>Interacción de partículas cargadas</i>	13
1.5.3. <i>Magnitudes y unidades radiológicas</i>	15
1.5.4. <i>Límites de dosis</i>	17
1.5.5. <i>Efectos biológicos de la radiación ionizante</i>	18

1.5.6. <i>Medicina Nuclear</i>	19
1.5.7. <i>Anatomía de la piel</i>	20
1.6. Fundamentos de la simulación	20
1.6.1. <i>Generalidades del método Monte Carlo</i>	20
1.6.2. <i>Monte Carlo y el transporte de radiación</i>	22
1.6.3. <i>GAMOS</i>	23
1.6.3.1. <i>Componentes de GAMOS</i>	24

CAPÍTULO II

2. MARCO METODOLÓGICO	26
2.1. Tipo de Investigación	26
2.2. Diseño de la Investigación	26
2.2.1. <i>Elaboración de la geometría</i>	27
2.2.2. <i>Definición de los parámetros de archivo de entrada</i>	28

CAPÍTULO III

3. MARCO DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	30
3.1. ¹⁸ F.....	30
3.2. ¹³¹ I	31
3.3. ^{99m} Tc.....	32
CONCLUSIONES	34
RECOMENDACIONES	35

BIBLIOGRAFÍA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1:	Límites de dosis recomendados en situaciones de exposición planificada.....	18
Tabla 2-1:	Principales efectos determinísticos en órganos y tejidos.....	18
Tabla 3-1:	Características de radioisótopos utilizados en Medicina Nuclear.	19

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1:	Desintegración alfa (α).....	8
Figura 2-1:	a) Desintegración β^- y b) Desintegración β^+	9
Figura 3-1:	Emisión de rayos γ	9
Figura 4-1:	Poder de penetración de los tipos de radiación ionizante.	10
Figura 5-1:	Regiones de interacción predominantes para fotones absorbentes de distintos Z.11	
Figura 6-1:	Representación del efecto fotoeléctrico.	12
Figura 7-1:	Dispersión Compton	12
Figura 8-1:	Creación de pares	13
Figura 9-1:	Parámetros para tomar en cuenta en colisiones de partículas cargadas: a es el radio atómico y b, es el parámetro de impacto.....	15
Figura 10-1:	Estructura anatómica de la piel	20
Figura 11-2:	Geometría utilizada para la simulación de la manipulación de una fuente radiactiva, a) viales y b) jeringas.	27
Figura 12-2:	Geometría de la malla de detectores a lo largo de D1, D2, D3 y D4.....	28

ÍNDICE DE GRÁFICOS

- Gráfico 1-3:** Histogramas dosis - volumen para ^{18}F , de D1: a. Dosis a profundidad a.1.) viales a.2) jeringas. b. Dosis en longitud b.1) viales b.2) jeringas..... 31
- Gráfico 2-3:** Histogramas dosis - volumen para ^{131}I , de D1: a. Dosis a profundidad a.1.) viales a.2) jeringas. b. Dosis en longitud b.1) viales b.2) jeringas..... 32
- Gráfico 3-3:** Histogramas dosis-volumen para $^{99\text{m}}\text{Tc}$, de D1: a. Dosis a profundidad a.1.) viales a.2) jeringas. b. Dosis en longitud b.1) viales b.2) jeringas..... 33

ÍNDICE DE ANEXOS

- ANEXO A:** ARCHIVO DE TEXTO UTILIZADO PARA LA RECONSTRUCCIÓN DE LA MANIPULACIÓN DE UNA FUENTE RADIATIVA, TANTO PARA VIALES COMO PARA JERINGAS (.GEOM).
- ANEXO B:** ARCHIVO DE ENTRADA PARA LA SIMULACIÓN Y GENERACIÓN DE EVENTOS (.IN)
- ANEXO C:** HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{18}F , DE D2: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS
- ANEXO D:** HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{18}F , DE D3: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.
- ANEXO E:** HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{18}F , DE D4: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.
- ANEXO F:** HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{131}I , DE D2: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.
- ANEXO G:** HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{131}I , DE D3: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.
- ANEXO H:** HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{131}I , DE D4: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.
- ANEXO I:** HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA $^{99\text{m}}\text{Tc}$, DE D2: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.
- ANEXO J:** HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA $^{99\text{m}}\text{Tc}$, DE D3: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.
- ANEXO K:** HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA $^{99\text{m}}\text{Tc}$, DE D4: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.

ABREVIATURA

MN	Medicina Nuclear
POE	Personal Ocupacionalmente Expuesto
ICRP	Comisión Internacional de Protección Radiológica
ICRU	Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas
OIEA	Organismo Internacional de Energía Atómica
kVp	Kilovoltaje pico
α	Alfa
β	Beta
γ	Gamma
Z	Número atómico
A	Número másico
β^-	Desintegración beta negativa
β^+	Desintegración beta positiva
δ	Delta
a	Radio atómico
b	Parámetro de impacto
POE	Personal Ocupacionalmente Expuesto
GAMOS	Geant4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations
Geant4	GEometry ANd Tracking
eV	Electronvoltio
keV	Kilo electronvoltio
MeV	Mega electronvoltio
LET	Transferencia Lineal de Energía
DCS	Sección Transversal Diferencial
PDF	Funciones de Densidad de Probabilidad

RESUMEN

El presente trabajo de investigación tiene como finalidad el desarrollo de una simulación que represente la manipulación de fuentes radiactivas abiertas, utilizadas generalmente en procesos de diagnóstico o tratamiento en medicina nuclear. Se pretende estimar los valores de dosis absorbida en la piel, el cual es un tema crucial en la protección radiológica. La simulación se realiza mediante la aplicación del método Monte Carlo, en la plataforma GAMOS establecido en el kit de herramientas de Geant4 y ampliamente utilizado para distintas áreas de investigación de la física médica. Se elaboró una geometría en la que se tomó en cuenta, materiales tales como viales y jeringas al igual que las características de los radioisótopos utilizados como el ^{18}F , ^{131}I y $^{99\text{m}}\text{Tc}$, con sus respectivas actividades siendo 15mCi para ^{18}F , 100mCi para ^{131}I y 10mCi para $^{99\text{m}}\text{Tc}$ obteniendo histogramas de dosis-volumen, con valores aproximadamente de; i) 1,51E-18 Gy/evt en viales y 2,22E-18 Gy/evt en jeringas, para ^{18}F ii) 5,25E-19 en viales y 7,74E-19 en jeringas para ^{131}I y iii) 2,07E-19 Gy/evt en viales y 2,95E-19 Gy/evt para $^{99\text{m}}\text{Tc}$, dichos valores representan la cantidad de dosis absorbida por la piel durante el proceso de manipulación, y la discrepancia entre los mismos puede ser atribuida a la autoabsorción dentro de la fuente y a la densidad del material. Debido a la eficiencia del método Monte Carlo para la evaluación de procesos que implican transporte de radiación se sugiere su aplicación para la determinación de dosis en otros órganos de interés en distintos procesos de exposición.

PALABRAS CLAVES: <BIOFÍSICA>, <DOSIS ABSORBIDA>, <MÉTODO MONTE CARO>, <MANIPULACIÓN>, <SIMULACIÓN>



Firmado electrónicamente por:
JHONATAN RODRIGO
PARREÑO UQUILLAS



16-04-2021

1021-DBRAI-UTP-2021

ABSTRACT

The aim of this research work is the development of a simulation that represents the handling of open radioactive sources, generally used in the handling of open radioactive sources, generally used in diagnostic or treatment processes in nuclear medicine diagnostic or treatment processes in nuclear medicine. The aim is to estimate the values of absorbed dose absorbed into the skin, which is a crucial issue in radiation protection. The simulation is performed by applying the Monte Carlo method, on the GAMOS platform established in the Geant4 toolkit and widely used for different research areas of medical physics. A geometry was elaborated, considering materials such as vials and syringes as well as the characteristics of the radioisotopes used such as ^{18}F , ^{131}I and $^{99\text{m}}\text{Tc}$, with their respective activities being 15mCi for ^{18}F , 100mCi for ^{131}I and 10mCi for $^{99\text{m}}\text{Tc}$, obtaining dose histograms for each of them. obtaining dose-volume histograms, with values of approximately; i) $1.51\text{E}-18$ Gy/evt in vials and $2.22\text{E}-18$ Gy/evt in syringes, for ^{18}F ii) $5.25\text{E}-19$ in vials and $7.74\text{E}-19$ these values represent the amount of dose absorbed by the skin during the handling process, and the discrepancy between them can be attributed to self-absorption within the source and to the density of the material. Due to the efficiency of the Monte Carlo method for the evaluation of processes involving radiation transport, it is suggested its application for the determination of doses in other organs of interest in different exposure processes.

Keywords: <BIOPHYSICS>, <DOSE ABSORBED>, <MONTE CARLO METHOD>, <MANIPULATION>, <SIMULATION>.

INTRODUCCIÓN

La piel es la primera barrera que posee el cuerpo humano ante la radiación, con ella interactúan todo tipo de partículas de distinto nivel energético, por lo que es uno de los primeros órganos en presentar afectaciones a causa de la radiación ionizante. La presencia de estos efectos está sujeta a la radiosensibilidad del tejido, siendo un tejido más radiosensible cuando las células que lo conforman están en proceso de división, tal es el caso de las células germinales existentes en la capa basal del tejido epitelial, al igual que, a umbrales de dosis establecidos, siendo los efectos más probables los conocidos como efectos determinísticos como, por ejemplo; enrojecimiento, descamación, o depilación permanente.

Organismos internacionales como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), han establecido distintos límites de dosis con el objetivo de otorgar protección radiológica, a pacientes, trabajadores y público en general. Sin embargo, el riesgo se presenta cuando se da la presencia de efectos estocásticos, los cuales no están relacionados a un umbral determinado, por lo que, con el paso del tiempo se ha ido desarrollando distintos métodos de investigación que puedan contribuir a mejorar la seguridad radiológica.

La implementación de métodos computacionales en la protección radiológica surge de la necesidad de precautelar la salud del personal encargado de la fabricación, manipulación y administración de materiales radiactivos. La utilización de este tipo de fuentes representa un riesgo para el personal, debido a la cantidad de dosis que puedan recibir en cada exposición, si no se tiene las medidas de seguridad correspondientes. Actualmente la simulación ha proporcionado las herramientas necesarias para la estimación de dosis en un organismo, uno de estos métodos es el método Monte Carlo, el cual es ampliamente utilizado para investigaciones relacionadas con la Física Medica y protección radiológica.

En el presente trabajo de investigación se va a diseñar un modelo matemático que permita representar la geometría de la manipulación de una fuente radiactiva haciendo uso del método Monte Carlo, con el código de programación Geant4, utilizando la plataforma GAMOS. Con esta simulación se pretende determinar la cantidad de dosis absorbida por la piel al momento que un trabajador manipula una fuente radiactiva durante la ejecución de sus labores diarias.

En el capítulo I se describe el marco teórico referencial, el cual abarca los antecedentes, objetivos, justificación y problema de la investigación, al igual que sus bases teóricas y material bibliográfico.

El capítulo II referente al marco metodológico describe el tipo y diseño de investigación al igual que los parámetros utilizados para la elaboración de la geometría, la creación del archivo de entrada y el procesamiento y extracción de resultados y el capítulo III referente al marco de resultados y discusión de los mismos.

Finalmente se desarrolla las conclusiones y recomendaciones del trabajo de investigación.

CAPÍTULO I

1. MARCO TEORICO REFERENCIAL

1.1. Antecedentes

Las bases de esta investigación están fundamentadas en los siguientes trabajos:

A. Italiano, E. Amato y otros en el trabajo, “*A methodological approach to a realistic evaluation of skin absorbed doses during manipulation of radioactive sources by means of GAMOS Monte Carlo simulations*”, evalúan la cantidad de radiación absorbida en piel al manipular fuentes radiactivas, mediante el análisis de una simulación Monte Carlo en cuatro radionucleidos de uso común en medicina nuclear, tomando en cuenta parámetros como interacciones electromagnéticas, datos de desintegración radiactiva y geometría de la fuente. A 70 μ m de profundidad de la piel se obtiene valores de dosis equivalente y perfiles de dosis-profundidad para cada geometría (Italiano et al., 2018).

E. Amato y A. Italiano en el trabajo “*Evaluation of skin absorbed doses during manipulation of radioactive sources: a comparison between the VARSKIN code and Monte Carlo simulations, realizan una comparación entre la simulación Monte Carlo y el código VARSKIN*”, mediante el análisis de resultados de diferentes tipos de fuentes y medios absorbentes para la evaluación de dosis absorbida en piel. Encontraron que el código VARSKIN presenta algunas limitaciones, cuando la emisión de rayos X bremsstrahlung no es despreciable o cuando la piel está cerca del rango de electrones primarios. Una simulación Monte Carlo en estos casos proporciona datos más confiables, además que presenta interfaces amigables que permite el cálculo de dosis en la geometría de interés y en tiempo razonable (Amato y Italiano, 2018).

Amato, A. Italiano, y otros en el trabajo “*Radiation protection from external exposure to radionuclides: A Monte Carlo data handbook*”, mediante el análisis de deposición de dosis en piel por distintos tipos de fuentes, e incluso en el caso de contaminación directa, logran obtener factores de dosis en escenarios reales para un conjunto determinado de radionucleidos, los cuales pueden ser implementados en un manual de datos apto protección radiológica (Amato et al., 2018).

En cada una de las investigaciones presentadas se busca determinar de mejor manera por medio de simulación la cantidad de dosis absorbida a partir de diferentes geometrías, viendo así la necesidad de plantear esta investigación a fin de determinar y analizar en la realidad del país la

cantidad de dosis que reciben el personal ocupacionalmente expuesto al momento de manipular fuentes radiactivas y de esta forma contribuir a la mejora de los parámetros de protección radiológica.

1.2. Planteamiento del Problema

La utilización de fuentes radiactivas tiene múltiples aplicaciones en áreas educativas, investigativas y médicas, razón por la cual, existe una mayor cantidad de personal expuesto a algún tipo de radiación ionizante.

La medicina nuclear es una de las áreas de mayor aplicación de fuentes radiactivas de abiertas, en la cual, se utiliza fármacos que contienen material radiactivo, utilizados como trazadores en diagnostico “*in vivo*” y para tratamiento.

Para que los radiofármacos puedan ser administrados pasan por un proceso a cargo del Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE), en donde está expuesto a cantidades considerables de radiación provenientes de los radioisótopos, entre las que destacan, la preparación y administración del radiofármaco, pasando por la calibración de equipos, localización del paciente entre otras.

Al ser el tejido epitelial el primero en interaccionar con la radiación ionizante al manipular fuentes radiactivas, su análisis presenta especial interés, el cual puede ser simulado mediante el método Monte Carlo que busca determinar la cantidad de dosis depositada en este tejido para estimar la afectación de la radiación a lo largo de la vida laboral del POE, convirtiéndose en una iniciativa para desarrollar este trabajo, mediante la aplicación de métodos computacionales, contribuyendo a optimizar la protección radiológica durante la exposición a radiofármacos en medicina nuclear y así prevenir posteriores efectos estocásticos o determinísticos en el POE.

1.3. Justificación

Con el objetivo de optimizar la seguridad radiológica durante la utilización de radiofármacos en aplicaciones de medicina nuclear para el diagnóstico o tratamiento de enfermedades, es necesario considerar los niveles de dosis a los que están expuestos los trabajadores durante la ejecución de sus labores diarias. La estimación de estos niveles de dosis es importante porque permite relacionarlos con posibles efectos determinísticos que sufriría el POE en caso de superar los umbrales, y proponer acciones preventivas.

Una de las técnicas más precisas para estimar la dosis en un medio biológico es la simulación Monte Carlo de transporte de radiación. Los códigos Monte Carlo emplean números aleatorios y distribuciones de probabilidad alcanzando incertidumbres dependientes del número de partículas simuladas.

Este estudio es relevante debido a que el país cuenta con Unidades de Medicina Nuclear en varias provincias donde se emplea radiofármacos que no han sido analizados en otros trabajos. Además, es viable en cuanto al aspecto económico porque el código puede ser descargado sin costo de la página web <http://fismed.ciemat.es/GAMOS/>.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Estimar las dosis absorbidas en la piel durante la manipulación de fuentes radiactivas por medio del Método Monte Carlo.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Realizar una búsqueda bibliográfica sobre la exposición de los trabajadores a causa de radioisótopos empleados en sus labores diarias.
- Establecer variables y parámetros relacionados con el modelo matemático.
- Simular una geometría que represente la manipulación de la fuente radiactiva.
- Analizar los datos obtenidos en la simulación mediante una comparación bibliográfica con estudios existentes.

1.5. Marco Teórico

1.5.1. Tipos de Radiación Ionizante

La radiación ionizante es aquella que tiene la capacidad de ionizar o excitar, los átomos de la materia con la que interactúa. Se las puede clasificar tomando en cuenta su carga eléctrica, teniendo así, partículas neutras (fotones X o γ , y neutrones) y partículas cargadas (electrones, protones, partículas Alpha, etc). Aquella radiación producida por partículas cargadas de la denomina como directamente ionizante, y a la que se produce a partir de partículas neutras se la conoce como indirectamente ionizante (SEFM, 2011, pp. 21-22).

Existen varios tipos de radiación ionizante entre los cuales tenemos:

- *Radiación alfa.* – corresponde a un tipo de radiación por emisión de partículas alfa, asociadas a una desintegración radiactiva, donde un núcleo inestable emite una partícula alfa, formada por dos protones y dos neutrones, idéntica a un núcleo de helio, mediante un proceso conocido como desintegración alfa (α), (ver figura 1-1). Estas partículas son emitidas por núcleos pesados con números atómicos iguales o superiores al del plomo, son altamente energéticas, con energías cinéticas que van de los 4 a 7 MeV, lo que les permite ionizar aproximadamente 40,000 átomos por centímetro de aire, sin embargo, pierden rápidamente su energía, por lo que son de corto alcance y pueden ser atenuadas por una hoja de papel o la epidermis, (ver figura 4-1). El alcance de una partícula alfa en aire no sobrepasa los 5cm, mientras que en el tejido blando su trayectoria puede ser menor a los 100 μ m. Transfieren energía a cortas distancias por lo que las partículas alfa constituyen una radiación de alta Transferencia Lineal de Energía (LET). Para que una partícula alfa pueda atravesar la epidermis (0,07mm), necesitaría una energía de 7,5 MeV. Este tipo de radiación no representa riesgo externo, pero si se captan dentro del cuerpo son altamente peligrosas (Cherry et al., 2010, pp. 48.11-48.12).

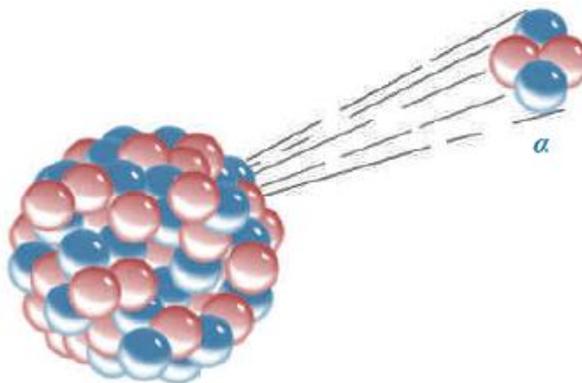


Figura 1-1. Desintegración alfa (α)

Realizado por: (Vallejo, 2015)

- *Radiación beta.* – en un flujo de positrones (β^+) o electrones (β^-) liberados en una desintegración radiactiva, conocida como desintegración beta (β). Este tipo de desintegración ocurre de dos maneras; la primera corresponde a una desintegración β^- cuando el núcleo tiene un exceso de neutrones, y emite un electrón y un antineutrino, (ver figura 2-1.a), y la segunda es la desintegración β^+ , que tiene lugar cuando los radionucleidos tienen un exceso de protones y emite un positrón y un neutrino, (ver figura 2-1. b). Las partículas beta son emitidas desde el núcleo del átomo radiactivo y tienen un alcance en aire de 3.65m por MeV, para que este tipo de radiación pueda atravesar la epidermis necesita 70 keV de energía mínima y corresponden a un tipo de partículas de baja LET, poseen mayor poder de penetración y menor poder de ionización que las partículas alfa, y pueden ser atenuadas con una lámina de aluminio, (ver figura 4-1.) (Cherry et al., 2010, p. 48.12).

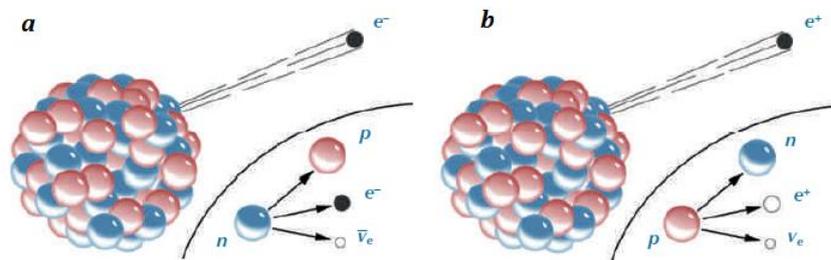


Figura 2-1. a) Desintegración β^- y b) Desintegración β^+
Realizado por: (Vallejo, 2015)

- *Rayos gamma y Rayos X.* – Corresponden a un tipo de radiación electromagnética también conocida como fotones. Los rayos gamma representan un tipo de radiación “emitida por un núcleo cuando experimenta una transición de un estado de energía más alta a un estado energético más bajo” (Cherry et al., 2010, pp. 48.12 - 48.13), después de una desintegración beta o alfa (ver figura 3-1), mientras que los rayos x se originan a partir de interacciones con los electrones orbitales. Tanto la radiación gamma como los rayos X son altamente penetrantes y pierden intensidad a medida que atraviesan el medio con el que interactúan. Para poder atenuar este tipo de radiación es necesario utilizar laminas gruesas de plomo, (ver figura 4-1).

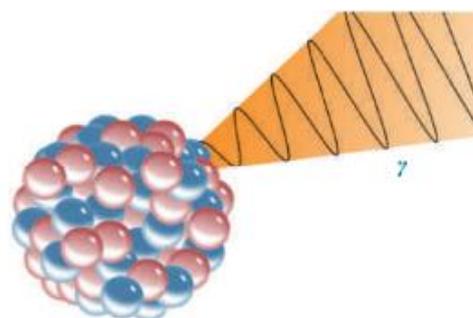


Figura 3-1. Emisión de rayos γ
Realizado por: (Vallejo, 2015)

- *Neutrones.* – son partículas neutras producidos en reactores nucleares, cuando los núcleos de uranio se desdoblán o fisionan, o en aceleradores de partículas, al acelerar partículas cargadas hasta que alcancen altas energías para bombardear con ellas los núcleos estables del blanco. Poseen gran poder de penetración, pero poca capacidad de ionización y pueden ser atenuados con determinados elementos químicos como el cadmio o el boro, el hormigón es otro material comúnmente utilizado para el blindaje de este tipo de partículas, (ver figura 4-1.) (Cherry et al., 2010, p. 48-15).

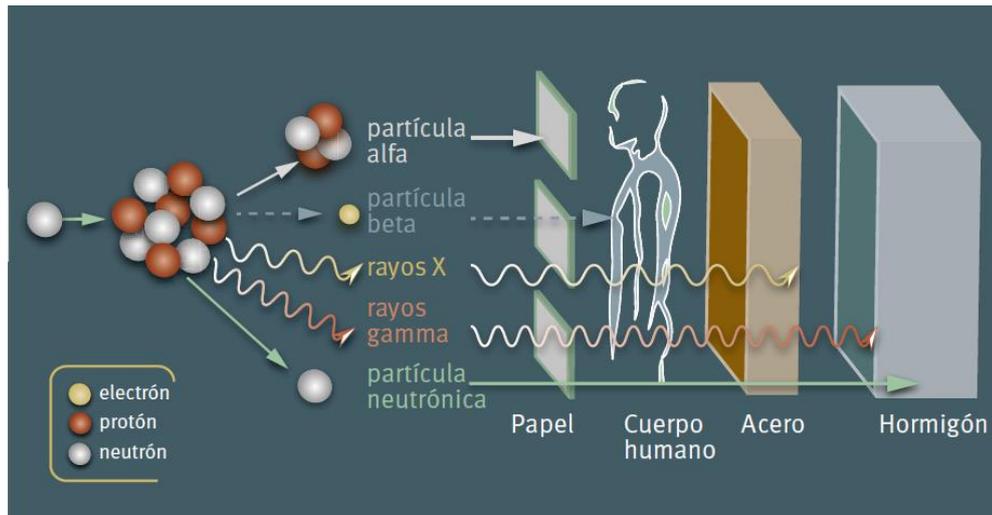


Figura 4-1. Poder de penetración de los tipos de radiación ionizante.
Realizado por: (PNUMA, 2016).

1.5.2. Interacción de la radiación con la materia

La radiación al interactuar con la materia pierde parte de su energía cinética al depositarla o transferirla al material con el que interactúa, esta cantidad de energía transferida se denomina LET, por sus siglas en inglés “Linear energy transfer” y hace referencia a la cantidad de energía que se transfiere por unidad de longitud del material (Barreto, 2007).

En un proceso de interacción se produce excitación e ionización de átomos o moléculas, y generación de electrones secundarios con energía suficiente para continuar con el proceso de ionización o excitación.

Los tipos de interacción más importantes, emitidas por una desintegración radiactiva corresponde a las partículas cargadas, como las α o β , y a la radiación electromagnética (fotones), como los rayos γ y rayos-X (Cherry et al., 2004, p. 63).

1.5.2.1 Interacción de la radiación electromagnética

La radiación electromagnética de alta energía, tal como rayos γ y rayos-X, al interactuar con la materia transfieren su energía a los átomos, núcleos o electrones del material, estas interacciones no necesariamente causan ionización, sino que, en algunos casos da como resultado la expulsión de electrones orbitales, los cuales poseen la energía necesaria para provocar efectos de ionización en otros átomos del material, generando así lo que se conoce como radiación indirectamente ionizante (Cherry et al., 2004, p. 74).

Entre los procesos de interacción más importantes tenemos; efecto fotoeléctrico, dispersión Compton, y creación de pares.

- *Efecto fotoeléctrico.* – corresponde al proceso de interacción de mayor ocurrencia para fotones de baja energía (ver figura 5-1), específicamente con relación a la energía transferida a los electrones secundarios (Attix, 1986, p. 138).

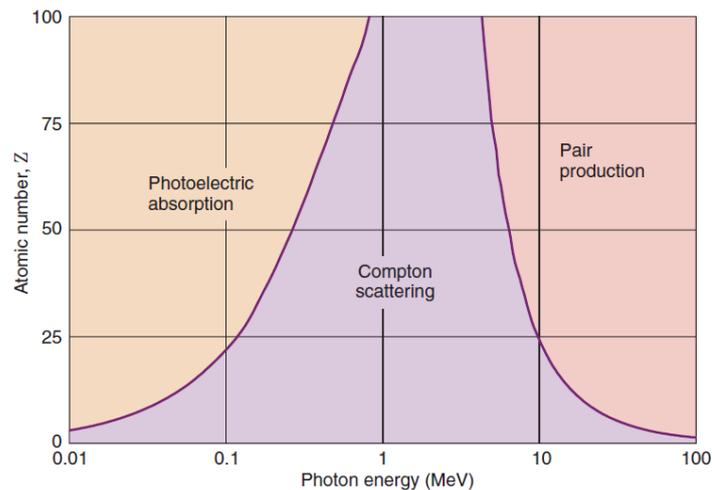


Figura 5-1. Regiones de interacción predominantes para fotones en absorbentes de distintos Z.

Realizado por: (Cherry et al., 2004)

En el efecto fotoeléctrico se produce la interacción entre un fotón incidente y un electrón orbital, provocando la expulsión de un fotoelectrón (ver figura 6-1), generando un proceso absorción atómica donde la energía del fotón incidente es absorbida por el electrón orbital, el cual es expulsado del átomo con una energía cinética E_{pe} , igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente E_0 y la energía de enlace de la capa de electrones de la que fue expulsado (Cherry et al., 2004, p. 74).

$$E_{pe} = E_0 - K_B \quad (1)$$

donde, K_B representa la energía de la capa K del átomo. Para que un fotoelectrón pueda ser expulsado de un determinado nivel energético, es necesario que la energía del fotón incidente

exceda la energía de enlace de dicho nivel. Al existir la expulsión del fotoelectrón, se crea un vacío en el nivel energético, lo que genera la emisión de rayos X característicos, propios de cada material (Cherry et al., 2004, p. 74).

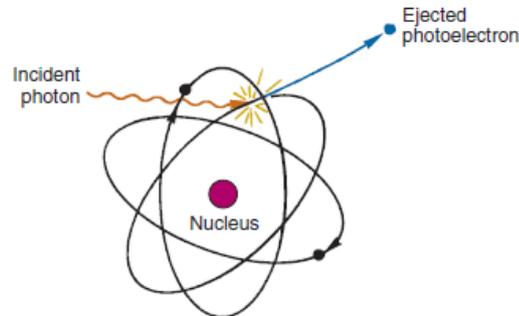


Figura 6-1. Representación del efecto fotoeléctrico.
Realizado por: (Cherry et al., 2004)

- *Efecto Compton.* – es una colisión entre un fotón y un electrón orbital de las capas más externas del átomo. En el efecto Compton a diferencia del efecto fotoeléctrico, el fotón incidente no es absorbido por el electrón, sino que es desviado con un ángulo de dispersión θ , transfiriendo parte de su energía al electrón de retroceso (ver figura 7-1). La energía y el momento deben conservarse durante la interacción por lo que, el fotón dispersado E_{sc} tendrá una energía igual, a la energía del fotón incidente E_0 , menos la energía cinética del electrón de retroceso E_{re} (Cassini, Levinas y Pringe 2013, pp. 196-197).

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

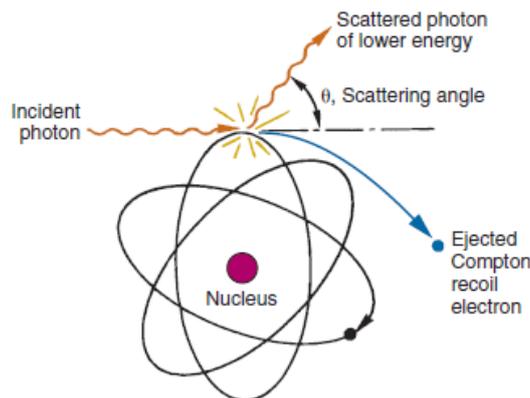


Figura 7-1. Dispersión Compton
Realizado por: (Cherry et al., 2004)

- *Creación de Pares.* – ocurre cuando un fotón incidente interactúa con el campo de Coulomb del núcleo atómico o en ocasiones con un electrón generando lo que se conoce como producción de triplete. La producción de pares es un proceso de absorción en el cual, el fotón

incidente desaparece y su energía es utilizada para originar un electrón y un positrón (ver figura 8-1). Se requiere que el fotón incidente tenga una energía mínima de 1,022 MeV para que se dé la creación de pares (Attix, 1986, pp. 146-148).

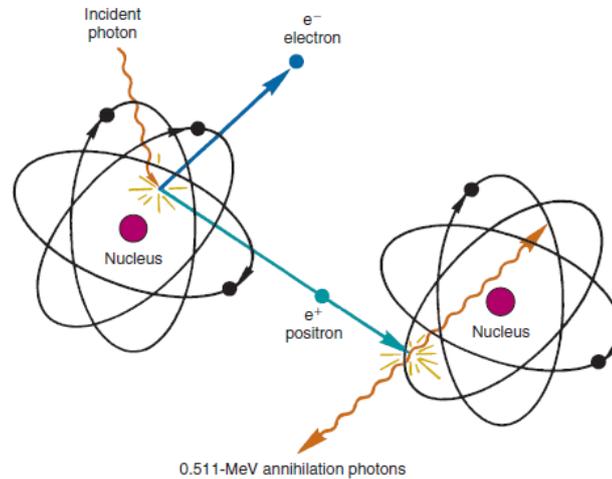


Figura 8-1. Creación de pares
Realizado por: (Cherry et al., 2004).

1.5.2.2 Interacción de partículas cargadas

Las partículas cargadas, como las partículas α o las partículas β , pierden su energía en procesos de interacción diferente de la radiación electromagnética (fotones). Un fotón al incidir en materia puede pasar a través de ella sin ninguna interacción, sin perder su energía, o interactuar con ella por alguno de los procesos anteriormente descritos y perder o ceder parte de su energía a los electrones del átomo blanco. Sin embargo, esto no ocurre con las partículas cargadas, ya que estas se encuentran rodeadas por su campo de fuerza eléctrica de Coulomb, interactuando con uno o más electrones o con el núcleo de cada átomo a su paso (Attix, 1986, p. 160).

En la mayoría de estas interacciones, la partícula incidente transfiere pequeñas fracciones de energía y la probabilidad de que atraviese la materia sin ninguna interacción es nula, ya que, una partícula cargada de 1 MeV, puede tener 10^5 interacciones previas a su pérdida total de energía (Attix, 1986, p. 160).

Los procesos de interacción varían dependiendo el tipo de partícula incidente es así como tenemos, interacción por partículas livianas o electrones, e interacción por partículas pesadas.

Interacción por partículas livianas o electrones.

Un electrón en su paso por un material, interactúa a través del campo eléctrico de Coulomb, con electrones orbitales o el núcleo atómico, en estos procesos de interacción puede perder su energía cinética, mediante colisiones y pérdidas de radiación, o cambiar su dirección en procesos de dispersión (Podgorsak, 2005, p. 22).

Las interacciones con los electrones orbitales o con el núcleo del átomo pueden ser; *elásticas*, cuando el electrón incidente es desviado de su trayectoria, sin tener pérdidas energéticas, o *inelásticas* en la cual el electrón también es desviado de su trayectoria, sufriendo un proceso de desaceleración, perdiendo una fracción de su energía al transferirla a un electrón orbital o al emitir radiación *bremsstrahlung* (Podgorsak, 2005, p. 22).

Este tipo de interacciones pueden ser caracterizadas por el radio atómico a , y el parámetro de impacto b , que corresponde a la distancia perpendicular entre la dirección del electrón antes su interacción (ver figura 9-1) (Attix, 1986, pp. 161). Los tres tipos de interacciones más importantes de describen a continuación:

- A. Colisiones suaves ($b \gg a$).** - cuando la partícula cargada pasa a una distancia b mucho mayor que el radio atómico a , solo transferirá una pequeña cantidad de energía al átomo del medio, excitándolo a un nivel superior de energía o en provocando su ionización con la expulsión de un electrón de valencia. Las colisiones suaves representan el tipo de interacción de mayor ocurrencia de las partículas cargadas (Attix, 1986, pp. 161-162).
- B. Colisiones duras o de cadena ($b \sim a$).** – ocurre cuando el electrón incidente pasa a una distancia b , similar al radio atómico a , interactuando con un solo electrón orbital transfiriéndole una considerable cantidad de energía cinética, estos electrones son expulsados del átomo y son conocidos como rayos delta (δ), los cuales tiene energía suficiente para generar interacciones de Coulomb entre ellos. Las colisiones duras corresponden a un tipo de interacción inelástica y son menos numerosas que las colisiones suaves (Attix, 1986, pp. 162-163).
- C. Interacciones de Coulomb con el campo nuclear externo ($b \ll a$).** – ocurre cuando el electrón incidente pasa a una distancia b mucho menor que el radio atómico a , y se produce una colisión radiativa inelástica con el núcleo, emitiendo un fotón de rayos-X. El electrón incidente se frena o desvía de su trayectoria, perdiendo una significativa cantidad de su energía cinética al emitir un fotón de rayos-X, el cual tendrá una energía que dependerá del parámetro de impacto b , mientras más pequeño sea el parámetro de impacto mayor será la energía del fotón. A este tipo de rayos-X se les conoce como, rayos-X de frenado o *bremsstrahlung* (Attix, 1986, pp. 163-164).

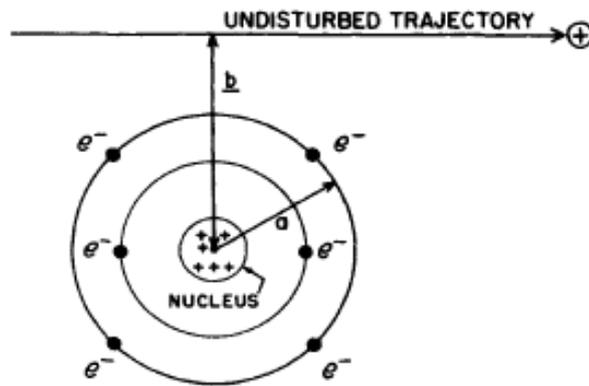


Figura 9-1. Parámetros para tomar en cuenta en colisiones de partículas cargadas: a es el radio atómico y b, es el parámetro de impacto.

Realizado por: (Attix, 1986, p. 161)

Interacción por partículas cargadas pesadas

Corresponde a aquellas interacciones producidas por protones y partículas alfa (α). Si estas partículas interactúan con los electrones orbitales, se produce una colisión elástica, en la que se conserva la energía de ambas partículas y posiblemente ocasionando la expulsión de electrones orbitales mediante ionización. Si la interacción es del tipo inelástica con el núcleo, las partículas incidentes pierden parte su energía en la colisión, y dependiendo de la energía de la partícula incidente, se puede fraccionar el núcleo, originando uno o más núcleos inestables. Otro caso de interacción nuclear ocurre cuando la partícula incidente choca con el núcleo atómico del medio, adhiriéndose al mismo, perdiendo toda su energía cinética, generando un núcleo radiactivo, que se desintegra mediante la emisión de rayos γ (MONCALEANO, 2019, pp. 37-38).

1.5.3. Magnitudes y unidades radiológicas

El uso de radiaciones ionizantes ya sea en el ámbito médico, investigativo o industrial, involucra una exposición ocupacional, debido a las diferentes actividades realizadas por el personal encargado en sus áreas de trabajo. La Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU) y la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) han trabajado en conjunto en la formulación de magnitudes y unidades que permiten evaluar, controlar y cuantificar los niveles de radiación a los que son expuestos los trabajadores durante el desarrollo de sus actividades diarias.

El ICRU en su reporte N° 85, describe las magnitudes y unidades utilizadas para describir las radiaciones ionizantes, en la presente investigación nos enfocaremos en dos de sus clasificaciones, magnitudes dosimétricas y radioactividad (Commission on Radiation Units and Measurements., 2011, p. 5).

Magnitudes dosimétricas

Como ya se vio anteriormente en la sección 1.5.2 la radiación interactúa con la materia mediante distintos procesos, donde, la energía se convierte y se deposita en la materia. Las magnitudes dosimétricas contribuyen con una medida física que relacione, la cantidad de energía absorbida y

su distribución en el medio, con los efectos reales o potenciales de la radiación. El reporte N° 85 del ICRU, clasifica estas magnitudes en dos secciones que tratan la conversión y depósito de energía (Commission on Radiation Units and Measurements., 2011, p. 25).

La conversión de energía, hace referencia a la transferencia de energía de partículas primarias a partículas secundarias, en esta sección se encuentran las magnitudes como el kerma, exposición y cema, mientras que, la deposición de energía, corresponde a aquellas magnitudes que cuantifican la cantidad de energía depositada en el medio, en esta sección se puede encontrar, depósito de energía, energía impartida, energía específica y dosis absorbida (Commission on Radiation Units and Measurements., 2011, pp. 26-28).

- *Kerma.* – utilizado para radiación indirectamente ionizante, se define como el cociente entre la energía transferida E_{tr} , por dm , donde E_{tr} es la sumatoria de las energías cinéticas iniciales de las partículas cargadas liberadas por las partículas no cargadas en un material de masa dm . Su unidad es gray (Gy) que es igual a $J\ kg^{-1}$, (SEFM, 2011, p. 103).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (3)$$

- *Tasa de Kerma.* – se define como el cociente del incremento de kerma dK por unidad de tiempo dt . Su unidad es $Gy\ s^{-1} = J\ kg^{-1}\ s^{-1}$ (SEFM, 2011, p. 106).

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (4)$$

- *Exposición.* – definida como el cociente del valor absoluto de la carga total de los iones de un mismo signo producidos en aire dQ , cuando todos los electrones creados por fotones en un determinado volumen de masa dm , se detienen en aire. Su unidad es $C\ kg^{-1}$ (SEFM, 2011, p. 106).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (5)$$

- *Tasa de Exposición.* – corresponde al cociente del incremento de la exposición dX por unidad de tiempo dt . Su unidad es $C\ kg^{-1}\ s^{-1}$ (SEFM, 2011, p. 112).

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (6)$$

- *Cema.* – utilizado para radiación directamente ionizante, y se define como el cociente de la energía impartida de partículas cargadas dE_c , por colisiones con los electrones de un determinado volumen de masa dm . Esta magnitud no toma en cuenta la energía impartida por los electrones secundarios y su unidad es el Gy (SEFM, 2011, p. 112).

$$C = \frac{dE_c}{dm} \quad (7)$$

- *Tasa de cema.* – cociente del incremento de cema dC por unidad de tiempo dt , su unidad es $\text{Gy s}^{-1} = \text{J kg}^{-1} \text{ s}^{-1}$ (SEFM, 2011, p. 116).

$$\dot{C} = \frac{dC}{dt} \quad (8)$$

- *Dosis Absorbida.* – se define como el cociente de la energía media $d\bar{E}$ impartida por la radiación ionizante a un material de masa dm , su unidad es el $\text{Gy} = \text{J kg}^{-1}$ (SEFM, 2011, p. 120).

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (9)$$

- *Tasa de Dosis absorbida.* – corresponde al cociente entre el incremento de la dosis absorbida dD y un intervalo de tiempo dt , su unidad es $\text{Gy s}^{-1} = \text{J kg}^{-1} \text{ s}^{-1}$ (SEFM, 2011, p. 120).

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (10)$$

Radiactividad

Hace referencia a las transformaciones espontáneas, ocasionadas por cambios en los núcleos atómicos o en sus estados energéticos, dando como resultado la emisión de partículas alfa, electrones, protones o fotones como consecuencia de una liberación de energía.

- *Actividad radiactiva.* – es aquella magnitud que nos permite cuantificar el número de transformaciones espontaneas dN por unidad de tiempo dt . Se mide en desintegraciones por segundo y su unidad es el becquerel, $\text{Bq} = \text{des/s}$ (Commission on Radiation Units and Measurements., 2011, p. 29).

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (11)$$

1.5.4. Límites de dosis

El establecer límites de dosis, tanto para el público, como para el POE, tiene como objetivo la prevención de efectos biológicos determinísticos al igual que limitar al máximo la probabilidad de aparición de efectos estocásticos. El (ICRP, 2007, p. 86), en su publicación 103 establece los límites de dosis recomendados en una exposición planificada para el POE y para el público, los cuales esta resumidos en la tabla 1-1:

Tabla 1-1: Límites de dosis recomendados en situaciones de exposición planificada.

Tipo de límite	Ocupacional	Publico
Dosis efectiva	20mSv por año promediada en periodos definidos de 5 años	1mSv en un año
Dosis equivalente anual en		
Cristalino	150mSv	15mSv
Piel	500mSv	50mSv
Manos y pies	500mSv	--

Fuente: (ICRP, 2007, p. 86)

Realizado por: Hernández Solís, Joselyn, 2020

1.5.5. Efectos biológicos de la radiación ionizante

Los efectos biológicos causados por la radiación ionizante son consecuencia de los procesos de interacción de la radiación con el medio. Estos efectos dependen del tipo de partícula, la energía de la radiación incidente, la Transferencia Lineal de Energía (LET), y la dosis depositada en el medio biológico. La respuesta biológica a la radiación puede ser de dos tipos, la primera corresponde a los efectos determinísticos o efectos tempranos los cuales ocurren a dosis altas, o en consecuencia de una sobreexposición, presentan respuesta inmediata y están relacionados con un umbral de dosis, por debajo del cual estos efectos no se manifiestan, como por ejemplo las quemaduras en la piel o las cataratas en los ojos. El segundo tipo corresponde a los efectos estocásticos o efectos tardíos, presentan un incremento de incidencia con el aumento de la dosis, su respuesta no está relacionada con un umbral. Estas respuestas están relacionadas a dosis bajas de radiación, y entre los principales efectos se puede mencionar el cáncer y efectos genéticos (Bushong, 2010, pp. 535-566).

En la tabla 2-1 se muestran los principales efectos deterministas ocasionados por la radiación en órganos y tejidos.

Tabla 2-1: Principales efectos determinísticos en órganos y tejidos.

Tejido	Efecto	Periodo de latencia aprox.	Umbral aprox. (Gy)	Dosis efectos severos	Causa
Sistema hematopoyético	Infecciones Hemorragias	2 semanas	0,5	2,0	Leucopenia Plaquetopenia
Sistema inmune	Inmunosupresión Infección sistémica	Algunas horas	0,1	1,0	Linfopenia
Sistema gastrointestinal	Deshidratación Desnutrición	1 semana	2,0	5,0	Lesión del epitelio intestinal
Piel	Descamación	3 semanas	3,0	10,0	Daño en la capa basal
Testículo	Esterilidad	2 meses	0,2	3,0	Aspermia celular
Ovario	Esterilidad	< 1 mes	0,5	3,0	Muerte interfásica del ovocito

Pulmón	Neumonía	3 meses	8,0	10,0	Fallos en la barrera alveolar
Cristalino	Cataratas	> 1 año	0,2	5,0	Fallos en la maduración
Tiroides	Deficiencias metabólicas	< 1 año	5,0	10,0	Hipotiroidismo
Sistema nervioso central	Encefalopatías y mielopatías	Muy variable según dosis	15,0	30,0	Demielinización y daño vascular

Fuente: (Gallego, 2010, p. 45)

Realizado por: Hernández Solís, Joselyn, 2020

1.5.6. Medicina Nuclear

Medicina nuclear (MN) corresponde a una especialidad médica, la cual tiene como objetivo la utilización de fuentes no encapsuladas de radiación, en el diagnóstico o tratamiento de diferentes patologías. En diagnóstico los radioisótopos son administrados junto con un fármaco específico convirtiéndose en un radiofármaco o radio trazador, los cuales se van distribuyendo dentro del organismo, y este a medida que empieza a decaer emite rayos gamma de alta energía los cuales son útiles para la detección o localización de la patología que se pretende encontrar. En el caso terapéutico, se administra el radioisótopo al paciente con la finalidad de que este logre depositar la mayor cantidad de dosis posible en un punto determinado del organismo (Serreta et al., 2014, p. 25).

El OIEA, establece que para las prácticas en medicina nuclear se utilizan radionucleidos de vida media corta, en forma de fuentes abiertas. Para poder elaborar el radiotrazador, el POE manipula estas fuentes radiactivas, recibiendo cierta cantidad de dosis, debido a la exposición durante el desarrollo sus actividades diarias (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2009, p. 9).

En la tabla 3-1, se describen algunos de los radioisótopos utilizados en MN;

Tabla 3-1: Características de radioisótopos utilizados en Medicina Nuclear.

Radioisótopo	t _{1/2}	Emisión radiactiva	Energía keV	Alcance máximo en tejidos mm
^{99m} Tc	6,02 horas	γ	140,5	--
⁹⁰ Y	64,1 horas	β	2284	11,3
¹¹¹ In	2,82 días	γ	171-245	--
³² P	14,28 días	β	1710	8,2
¹³¹ I	8,04 días	β y γ	364	2,3
¹⁸ F	109,7 min	β ⁺	511	--

Fuente: (Chain y Illanes, 2015)

Realizado por: Hernández Solís, Joselyn, 2020

En la presente investigación nos enfocaremos en tres de ellos ^{99m}Tc , ^{131}I , y ^{18}F .

1.5.7. Anatomía de la piel

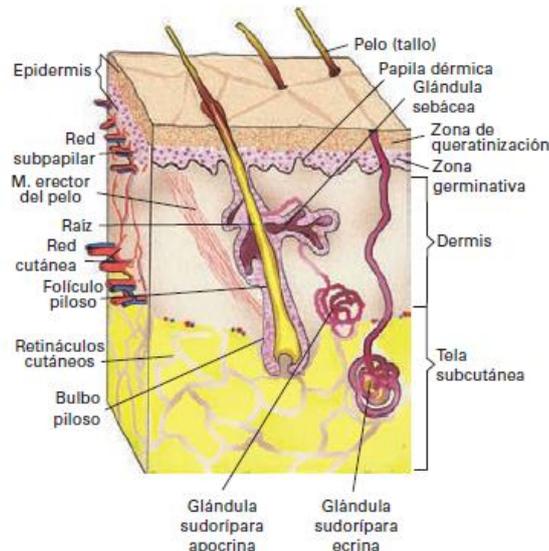


Figura 10-1. Estructura anatómica de la piel

Fuente: (Porrero y Hurlé, 2005, pp. 14)

La piel es un tejido que reviste la parte externa del cuerpo, representa un órgano que cumple diversas funciones de protección, sensorial, termorregulador, inmunitaria y de comunicación. Está constituido por tres capas de origen ectodérmico: i) la epidermis es un epitelio plano poliestratificado y queratinizado, que se renueva continuamente, formado por dos zonas una profunda germinativa y otra superficial queratinizada, ii) la dermis o corion formada por tejido conjuntivo adherido a la epidermis, proporciona resistencia, elasticidad y flexibilidad, constituido por dos capas una reticular y una papilar, y iii) la tela subcutánea es un tejido conjuntivo laxo rico en tejido adiposo, permite la unión entre la dermis y la fascia corporal profunda (Porrero y Hurlé, 2005, pp. 13-23). La estructura de la piel se ve esquematizada en la figura 10-1.

1.6. Fundamentos de la simulación

1.6.1. Generalidades del método Monte Carlo

Los códigos Monte Carlo, agrupan una serie de procedimientos basado en la utilización de números aleatorios para la aproximación de problemas físicos o matemáticos, proporcionando precisión en la solución ya que nos permite controlar términos de error y de distribución de probabilidad. Este tipo de simulación ha venido ganando aceptación en el campo de la física de radiaciones debido que nos permite seguir la secuencia aleatoria de una partícula al interactuar con la materia (Salvat y Fern, 2015, pp. 2-3).

Durante su trayectoria una partícula experimenta pérdidas de energía, cambios de dirección o emisión de partículas secundarias, donde la probabilidad de ocurrencia de estos eventos

dependerá tanto de la energía de la partícula como la geometría del sistema. Este tipo de procesos, implican problemas estocásticos y fenómenos aleatorios, conocidos como métodos Monte Carlo de transporte de radiación, en los cuales su simulación se logra mediante la generación de un “modelo de interacción”, que corresponde en un conjunto de secciones transversales diferenciales (DSC) que permiten determinar las funciones de densidad de probabilidad (PDF) (Salvat y Fern, 2015, pp. 2-3).

Teoría de Probabilidad

Cuando se tiene procesos estocásticos, no se puede predecir el resultado de cada proceso, ya pueden ser discretos o continuos, sin embargo, estos pueden ser caracterizados mediante un comportamiento promedio y una incertidumbre estadística apropiada (Salvat y Fern, 2015).

Para cada variable aleatoria (x), se definen dos tipos de funciones:

1. Función de densidad de probabilidad $p(X_n)$: conocida como la probabilidad de que los valores de salida de un proceso aleatorio sea x_n . Sea x una variable aleatoria dentro del intervalo (x_{min}, x_{max}) de acuerdo con la función de densidad de probabilidad $p(X_n)$, la probabilidad de obtener x en un intervalo diferencial de longitud dx entre x , y $x + dx$, viene dado por:

$$P\{x|x_1 < x < x_1 + dx\} = p(x_1)dx \quad (12)$$

Los valores de PDF no pueden ser negativos y el valor obtenido de x debe estar dentro del intervalo (x_{min}, x_{max}) , la función $p(x)$ debe ser positiva y normalizada a uno, como se muestra a continuación:

$$\int_{x_{min}}^{x_{max}} p(x)dx = 1 \quad (13)$$

2. Función de distribución acumulativa (*cdf*): correspondiente a la probabilidad de que el valor de salida o variable aleatoria tenga un proceso que no exceda x_n .
 - a) Variables discretas: sea x una variable aleatoria discreta y la PDF es $p(x)$, entonces la *cdf* viene dada por:

$$P(x_n) = \sum_{i=1}^n p(x_i) \quad (14)$$

- b) Variables continuas: sea x una variable aleatoria definida en el rango $[a, b]$, y la PDF $p(x)dx$, es la probabilidad de x tome un valor en el rango $x + dx$, la *cdf* viene dada por

$$P(x) = \int_a^x p(x')dx' \quad (15)$$

Método de Muestreo aleatorio

Una de las características que posee la simulación Monte Carlo es la posibilidad de generar largas secuencias de números aleatorios a partir de algoritmos, los cuales hacen posible la generación de valores de una manera estocástica permitiendo así, la correcta simulación de los sucesos de interacción que sufren las partículas en la materia (Muelas, 2018, pp. 50-51).

Generalmente, estos algoritmos se basan en números aleatorios obtenidos de forma uniforme distribuidos en el intervalo propuesto, como por ejemplo [0, 1]. Además, los métodos de muestreo consisten principalmente en la generación de valores aleatorios, distribuidos en el intervalo (x_{min}, x_{max}) , en concordancia con un PDF dado $p(x)$, (Salvat y Fern, 2015, pp. 6-8).

Promedios estadísticos e incertidumbres

En un método estadístico tal como lo es Monte Carlo, los resultados obtenidos deben ser adjuntados a su respectiva incertidumbre, la cual de manera general es inversamente proporcional a \sqrt{N} , donde N representa el número de partículas simuladas. Por tal razón, si se requiere reducir la incertidumbre a la mitad, es necesario aumentar cuatro veces más el número de partículas simuladas, (Muelas, 2018, pp. 52-53). Las ecuaciones que permitirán estimar el valor medio \bar{x} , la varianza en función de la distribución y la varianza estándar media, son descritas en las ecuaciones 16, 17 y 18 respectivamente.

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad \text{Valor medio (16)}$$

$$s_x^2 = \frac{1}{N - x} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad \text{Varianza (17)}$$

$$s_x^2 = \frac{s_x^2}{x} \quad \text{varianza estándar media (18)}$$

1.6.2. Monte Carlo y el transporte de radiación

Por su simplicidad y su alta capacidad de simular geometrías complejas, Monte Carlo ha sido utilizado de forma significativa en este campo de aplicación. La simulación del transporte de radiación empieza con la creación de una fuente de radiación, en la cual, se define su posición inicial y el tipo de partícula (protones, neutrones, fotones, electrones, etc), seguidamente es definida la distribución de probabilidad, que muestrea el comienzo de un historial de partículas que interacciona con una geometría, que representa el problema a ser simulado, para finalmente establecer las reglas de interacción de las partículas con el material (Gray, Davis y Patelli, 2019, p. 1). La trayectoria de una partícula es descrita mediante procesos de dispersión aleatoria, debido a que una partícula al interactuar con la materia esta puede experimentar cambios de dirección,

perdida de energía o generación de partículas secundarias, cada uno de estos procesos están sujetos a la física de radiaciones, tomando en cuenta la función de probabilidad determinada por las secciones eficaces, al igual que el material, energía de la partícula y geometría del sistema (Nobrega, 2017, p. 5). Sin embargo debido a su simplicidad los códigos Monte Carlo, simulan los procesos de interacción de forma cronológica descartando la producción de partículas secundarias, por lo que solo es transportada un tipo de partícula (Salvat y Fern, 2015, p. 30).

La imagen de la trayectoria del transporte de radiación en Monte Carlo es aplicada a medios de dispersión aleatorio homogéneos como, líquidos, gases y sólidos, en donde las moléculas están distribuidas al azar con densidad uniforme. La composición del material es determinada mediante el número atómico Z_i y el número de átomos por molécula n_i , de todos los elementos presentes; el número de moléculas dentro de un volumen determinado, puede ser calculado por la ecuación (19) (Salvat y Fern, 2015, p. 30).

$$N = N_A \frac{\rho}{A_M} \quad (19)$$

donde N_A es el número de Avogadro, ρ la densidad del material y A_M es la masa molar.

1.6.3. GAMOS

GAMOS, por sus siglas en inglés, significa Arquitectura basada en Geant4 para simulaciones orientadas a la medicina, es un software de simulación Monte Carlo, establecido en el kit de herramientas de Geant4, ampliamente utilizado para distintas áreas de investigación de la física médica. Se basa en un lenguaje de scripts, con archivos de entrada inputs (.in), que permite realizar simulaciones complejas, sin la necesidad de conocer de forma detallada el lenguaje C++ que se utiliza para la simulación de Geant4, proporcionando al usuario un programa flexible y de fácil aplicación. Para poder realizar estos objetivos se ha implementado tres estrategias; la primera que permite ampliar el rango de opciones de entrada y salida, mediante el lenguaje de secuencia de comandos, la segunda proporciona un acceso directo al usuario a un conjunto de aplicaciones predefinidas para simulaciones específicas y finalmente otorga al usuario la posibilidad de agregar un nuevo código sin modificar y compilar nuevamente el kernel de GAMOS (Arce et al., 2014, pp. 304-305).

GAMOS, se basa en la tecnología *plug-in*, la cual otorga los usuarios la flexibilidad de elegir los distintos componentes de simulación y combinarlos de forma sencilla, además, que permite definir fácilmente nuevos componentes, que no han sido previstos por GAMOS (GAMOS Collaboration, 2020, p. 2).

1.6.3.1 Componentes de GAMOS

GAMOS al estar constituido por conjuntos de códigos o scripts, cubre todas las necesidades de una simulación de física médica, para la cual solo es necesario seleccionar una secuencia de comandos de texto dentro de un script. Para poder realizar una simulación el usuario dispone de una geometría, generador de fuentes de partículas, la física que describe el procedimiento, extracción y procesamiento de datos entre otros (Cuasapud, 2016, p. 33).

Geometría

Hace referencia a la estructura geométrica de los elementos en los que se propaga la radiación, durante la simulación. Montenegro (2018, p. 14), destaca que cada uno de estos elementos está formado por tres volúmenes; i) volumen sólido en el que se describe la forma y tamaño, ii) volumen lógico que contiene los materiales, regiones sensitivas y presencia de campos electromagnéticos y iii) volumen físico en el cual se define la información geométrica de posición y rotación.

Estas geometrías son construidas en un script de entrada con extensión. geom, en el cual se detalla toda la información física y geométrica (materiales, isótopos entre otros), basadas en etiquetas (:PLACE, :VIS, :VOLUME, entre otras), que corresponde a una palabra adyacente a la primera línea de código que define lo que significa cada línea (GAMOS Collaboration, 2020, pp. 15-16).

Generador

Permite al usuario proporcionar distribuciones de tiempo, energía, posición y dirección, mediante la generación de una o varias partículas primarias o uno o varios isótopos, generados de forma individual o combinarlos dependiendo las necesidades de cada programación. Para hacer uso de estas herramientas se debe aplicar inicialmente el comando `/gamos/generador GmGenerator` (GAMOS Collaboration, 2020, pp. 59).

Física

GAMOS ofrece al usuario la facilidad de acceder a una de las listas de físicas de Geant4, como lo es la lista de física electromagnética, en la cual se considera todos los procesos electromagnéticos dependiendo el tipo de partícula (fotones, electrones, neutrones, etc). Para acceder a ella solo se debe aplicar el comando `/gamos/physicsList GmEMPhysics`, además, proporciona al usuario la alternativa de describir su propio modelo físico escribiéndolo en C++, según el método estándar de Geant4 (GAMOS Collaboration, 2020, p. 77).

Acciones de usuario y datos

Son una herramienta que permite modificar las condiciones de funcionamiento y extraer los datos e información de una simulación, como pérdidas de energía, posición final de una partícula, tipo de partículas secundarias etc. Esto puede ser realizado al inicio o al final de cada ejecución, o

evento o de cada pista o cada paso, mediante la ejecución del comando, *gamos/userAction USER_ACTION_NAME*, además, que permite agregar filtros clasificadores como histogramas, clasificadores de eventos o partículas, de acuerdo a la necesidad del usuario (Cuasapud, 2016, p. 37).

CAPÍTULO II

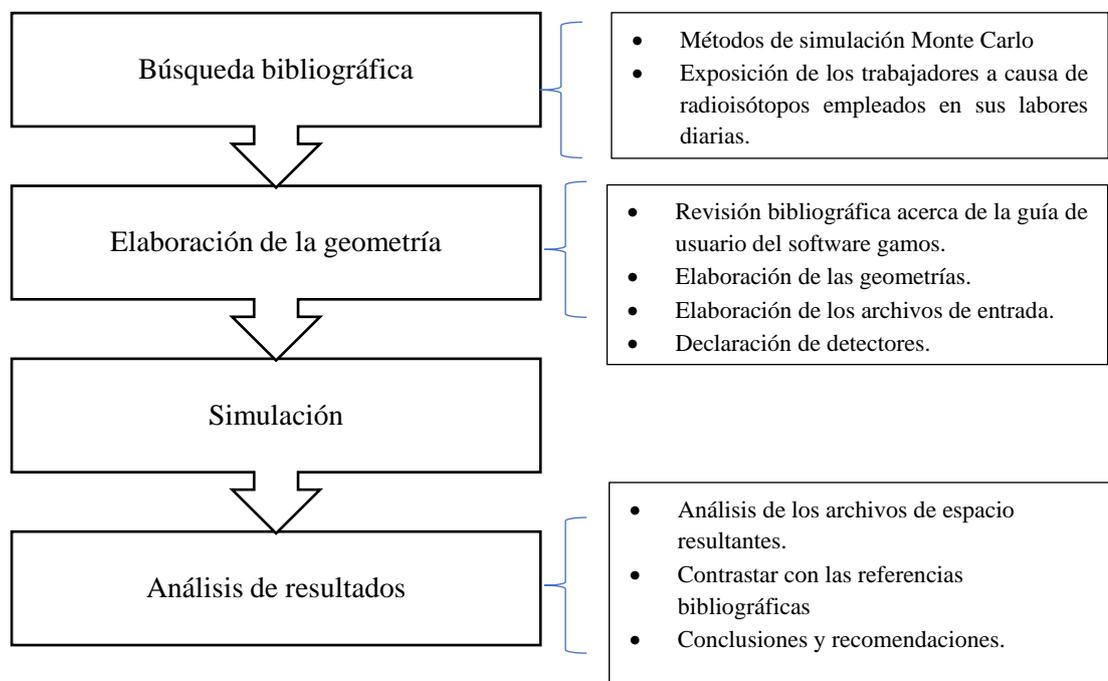
2. MARCO METODOLÓGICO

2.1. Tipo de Investigación

El presente trabajo de investigación es de tipo, descriptivo, explicativo y teórico computacional en el cual, se busca determinar los valores de dosis absorbida en la piel, mediante el desarrollo de una geometría idealizada que represente la manipulación de una fuente radiactiva implementando la plataforma GAMOS, perteneciente al código Geant4, y a su vez realizar una comparación de los valores obtenidos con investigaciones existentes.

2.2. Diseño de la Investigación

El enfoque de esta investigación es de tipo mixta, posee un nivel de profundidad tanto descriptiva y explicativa cuya manipulación de la variable es no experimental y es de inferencia deductivo. Además, corresponde a un estudio cuasi experimental, el cual consta de las fases descritas en el siguiente esquema:



2.2.1. Elaboración de la geometría

En la presente investigación se considera tres radionucleidos de uso común en el país, en las prácticas de medicina nuclear, como en PET-Ciclotrón, correspondientes a: ^{99m}Tc , ^{131}I y ^{18}F , cuyas características se encuentran descritas en la tabla 3-1.

Para realizar la simulación, se tomó de referencia la geometría realizada por (Italiano et al., 2018), en su investigación “*A methodological approach to a realistic evaluation of skin absorbed doses during manipulation of radioactive sources by means of GAMOS Monte Carlo simulations*”.

La simulación se realiza inicialmente con la creación de dos archivos de texto: el primero representará la geometría utilizada para los viales que contienen el material radiactivo y el segundo correspondiente a las jeringas utilizadas en el proceso de inyección. En la figura 11-2. a) y b) se puede visualizar la geometría utilizada para viales y jeringas.

La elaboración de la geometría se la realiza inicialmente definiendo un volumen mundo, correspondiente a una caja de 15cm^3 compuesta de aire (G4_AIR), dentro de la cual se encuentran dos recipientes cilíndricos: el primero correspondiente a un vial de vidrio (G4_GASS_PLATE, densidad $2,5\text{ g/cm}^3$), de 1cm de radio y longitud $5,5\text{cm}$. Y el segundo representa una jeringa de plástico (G4_POLYETHYLENE, densidad $0,94\text{ g/cm}^3$), de $0,5\text{cm}$ de radio y longitud 6cm . Para simular el relleno del vial y la jeringa se consideró una fuente de agua (G4_WATER), con una altura de 2cm para el vial (s1) y 3cm para la jeringa (s2) respectivamente.

A cada uno de estos volúmenes se les añade cuatro cilindros de tejido blando (G4_SKIN_ICRP), que simula el tejido epitelial, de los dedos (D1, D2, D3 y D4), que entran en contacto con el receptáculo del material radiactivo al momento de su manipulación. Cada uno de los materiales utilizados para definir los volúmenes corresponden a materiales predefinidos en la base de datos interna de Geant4.

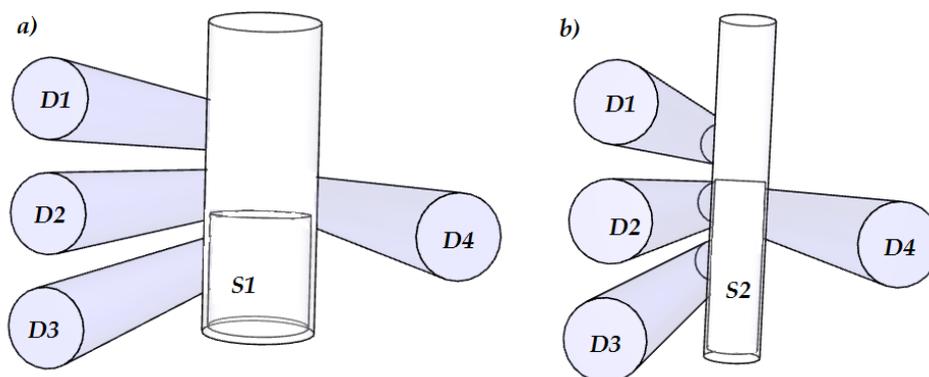


Figura 11-2. Geometría utilizada para la simulación de la manipulación de una fuente radiactiva, a) viales y b) jeringas.

Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021.

2.2.2. Definición de los parámetros de archivo de entrada

Se crea un archivo de entrada input (.in), en el cual se detallará la física de la simulación, el generador de partículas, el comando de inicialización, los isótopos utilizados con su respectiva actividad y el mecanismo de proceso y extracción de datos.

Para que se pueda dar inicio a la simulación se debe indicar a GAMOS que utilice la geometría anteriormente descrita, para lo cual se utiliza el comando `gamos/setParamGmGeometryFrom Text:FileName` especificando el nombre del archivo de texto.

Los parámetros de física utilizados corresponde a las interacciones electromagnéticas del paquete de física GmEMExtended-Physics, el cual toma en cuenta, todos los procesos electromagnéticos tanto de fotones como de partículas cargadas, cada uno de ellos se describe en el manual de referencia de física de GEANT4 (Collaboration, 2017, p. 21).

Una vez establecidos el comando del generador y el de inicialización, se procede a definir los parámetros de los radionúclidos, para ello se utiliza el generador de isótopos de la base de datos de GAMOS, en el cual se describe la energía de la partícula de desintegración, la probabilidad de desintegración y el tipo de partícula, tal como lo establece el manual de usuario de GAMOS (GAMOS Collaboration, 2020, pp. 60-61). El comando utilizado para elegir un isotopo como fuente de partículas corresponde a: `/gamos/generator/addIsotopeSource`, acompañado del nombre del radionucleido y su actividad correspondiente.

La estimación de la dosis en D1, D2, D3 y D4, se la realizó mediante la implementación de detectores a cada uno de los objetos mencionados, mediante la implementación de una malla de cinco detectores de 1mm. Esta malla debe contener los mismos parámetros definidos para cada una de las geometrías, además que, se utiliza la etiqueta (`:PLACE_PARAM`) de parametrización de fantoma definida por GAMOS, la cual contribuye a la generación de una cuadrícula tridimensional de vóxeles iguales (figura 12-2.) (GAMOS Collaboration, 2020, pp. 33-35).

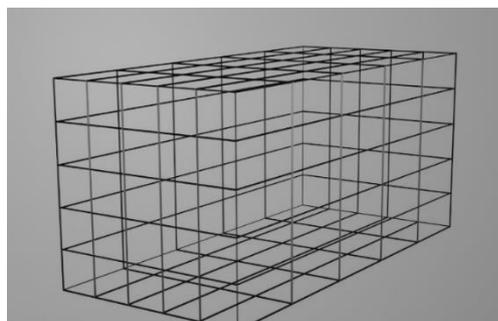


Figura 12-2. Geometría de la malla de detectores a lo largo de D1, D2, D3 y D4.

Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021

La puntuación de la dosis se realiza por medio del marcador GmG4PSDoseDeposit, y seleccionando como detector los vóxeles de la malla descrita anteriormente, al igual que por la aplicación de filtros de volumen de masa, como el GmInMassLogicalVolumeFilter.

La extracción de resultados se realizó por generación de histogramas dosis-volumen por medio del comando `/gamos/scoring/addPrinter2Scorer RTPSPDoseHistos`, que permite almacenar las puntuaciones en el detector en un archivo histograma y también por `GmPSPrinterCout`, que imprime un resumen de las puntuaciones.

Los archivos de textos utilizados para la simulación de la manipulación de una fuente radiactiva la pueden encontrar en los anexos A y B.

CAPÍTULO III

3. MARCO DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

En este capítulo se analiza y discute los resultados obtenidos en la simulación. Se realizó un total de veinte y cuatro simulaciones, en las que se recopila valores de dosis para cada dedo simulado. Para la definición de la actividad de cada isótopo se basó, en las actividades descritas para determinados procedimientos en los siguientes trabajos de titulación: i) para Tc-99m una actividad de 10mCi utilizado para estudios renales (GUAMÁN, 2018, pp. 19-20), ii) para ^{131}I se consideró una de las actividades para tratamientos de cáncer (CA) de tiroides correspondiente a 100 mCi (Sarango, 2016, p. 41) y iii) para ^{18}F , un valor correspondiente a 15 mCi, que se encuentra en un rango de actividad establecido en la Normativa de aplicación PET-CT (MSP, IESS y SOLCA, 2012, p. 18).

La simulación se la desarrolló en una computadora SONY VAIO Intel CORE i5 propiedad de la autora. Se consideraron 10^7 eventos para cada simulación en rangos de corte de 1mm, con una incertidumbre 3σ , con el objetivo de que el valor real tenga una probabilidad del 99,7%.

3.1. ^{18}F

El ^{18}F tiene una vida media de 109,7 min, emite positrones de 649 keV de con una probabilidad del 97%, es utilizado para varios estudios diagnósticos por PET-CT (Chain y Illanes, 2015, p. 137).

Los perfiles de dosis a profundidad para D1, se los muestra en la figura 13-3 a.1 para viales y en la figura 13-3 a.2 para jeringas. Se puede observar una tendencia decreciente a medida que la radiación atraviesa mm de tejido, teniendo así, el mayor depósito de dosis a 1mm de profundidad encontrando un valor aproximado de $1,51\text{E}-18$ Gy/evt, mientras que a los 9 mm de profundidad presenta un valor de dosis mucho más bajo. Ocurre un caso similar, en los valores de dosis obtenidos para la jeringa, sin embargo, se puede evidenciar que en este caso se tiene un valor de dosis más alto respecto al anterior, correspondiente a $2,22\text{E}-18$ Gy/evt, el cual puede atribuirse a la autoabsorción dentro de la fuente y a la densidad de los materiales utilizados.

En las figuras 13-3 b.1 y 13-3 b2, se observa la distribución de dosis a lo largo del eje z, en la que se toma en cuenta la longitud total de D1, en ella se puede visualizar que, los valores más altos de dosis se encuentran en el punto central, esto en correspondencia a que en esta posición la fuente está en contacto directo con D1, mientras que para los extremos se observa un decrecimiento de la dosis, debido a la distancia entre el punto de interés y la fuente.

El mismo comportamiento se puede evidenciar en D2, D3 y D4, las gráficas obtenidas para estas geometrías se la pueden encontrar en el Anexo C.

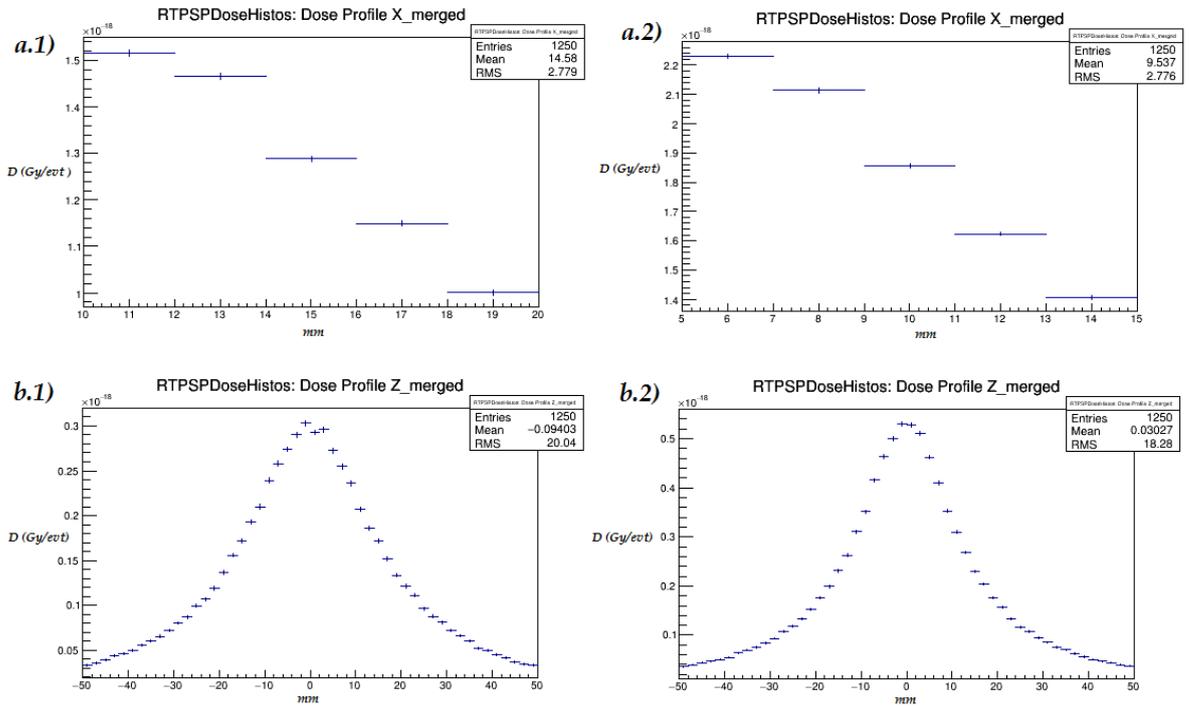


Gráfico 1-3: Histogramas dosis - volumen para ^{18}F , de D1: a. Dosis a profundidad a.1.) viales a.2.) jeringas. b. Dosis en longitud b.1) viales b.2) jeringas.

Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021.

3.2. ^{131}I

El radioisótopo ^{131}I , presenta una vida media de 8,04 días y emite radiación β con energía de 606,90 keV en un 90% y radiación γ con energía 385,82 keV en un 82%, es ampliamente utilizado en Medicina Nuclear para el tratamiento de diversas patologías de tiroides. Al ser un emisor beta ofrece un beneficio terapéutico en el tratamiento, y por emisión gamma contribuye a la dosis a mayores distancias, sin embargo, al presentar partículas beta de baja energía la dosis absorbida fuera de la fuente está relacionada con la absorción de radiación gamma (Chain y Illanes, 2015, pp. 159-164).

En la figura 14-3 a.1 y a.2 se muestran perfiles de dosis a profundidad para ^{131}I en D1, los cuales presentan un comportamiento similar a los obtenidos para ^{18}F , con variaciones para las dosis en los diferentes puntos, obteniendo el valor más alto, a 1 mm de profundidad correspondiente a $5,25\text{E}-19$ para viales y $7,74\text{E}-19$ para jeringas. De la misma forma las gráficas de dosis volumen a lo largo de D1, vuelven a mostrar su punto más alto de dosis cuando la fuente se encuentra en contacto directo con el tejido (figura 14-3 b.1 y b.2).

Las gráficas para D2, D3 y D4, presentan el mismo comportamiento y se la pueden encontrar en el Anexo D

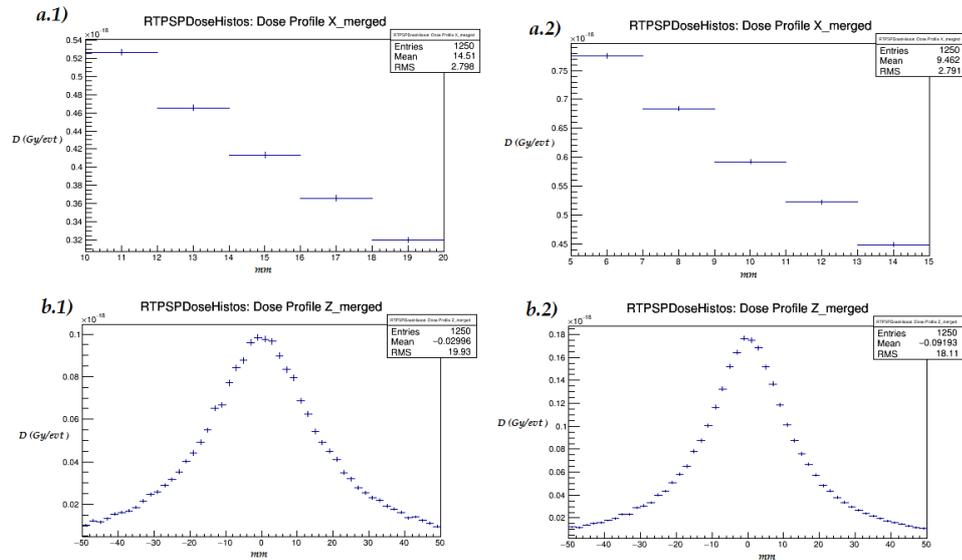


Gráfico 2-3: Histogramas dosis - volumen para ¹³¹I, de D1: a. Dosis a profundidad a.1.) viales a.2.) jeringas. b. Dosis en longitud b.1.) viales b.2.) jeringas.
Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021.

3.3. ^{99m}Tc

El ^{99m}Tc, es un radioisótopo obtenido durante de un proceso de elución del generador de ⁹⁹Mo, emite radiación gamma con energía de 140 keV, en un 98% y presenta una vida media de 6 horas, por lo que es ampliamente utilizado en medicina nuclear, además de presentar la característica de carecer de radiación beta, por lo que es radionucleido ideal para distintas pruebas clínicas de imagen. Se puede encontrar un escenario similar a los descritos anteriormente para el ^{99m}Tc, en relación con las dosis a profundidad y lo largo de D1, las cuales se puede visualizar en la figura 15-3 a.1, a.2, b.1 y b.2 para viales y jeringas respectivamente. Las gráficas correspondientes a D2, D3 y D4 se muestran en el anexo E.

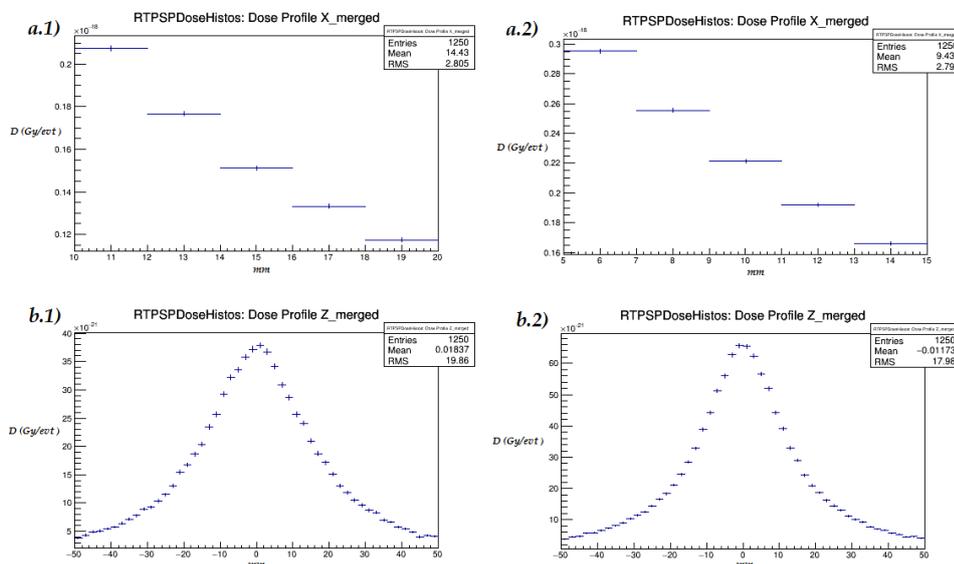


Gráfico 3-3: Histogramas dosis - volumen para ^{99m}Tc , de D1: a. Dosis a profundidad a.1.) viales a.2.) jeringas. b. Dosis en longitud b.1) viales b.2.) jeringas.
Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021

Los cortos periodos de desintegración al igual que la baja energía de las partículas emitidas por los diferentes radioisótopos, implica que exista una menor dosis de radiación para el POE al momento de manipular este tipo de fuentes, valores que son corroborados en la simulación, sin embargo, se debe tomar en cuenta todas las medidas de protección radiológica correspondientes, para limitar al máximo la aparición de efectos estocásticos a futuro.

La comparación entre la presente simulación y la literatura revisada muestra que los valores obtenidos se encuentran dentro de rangos razonables y las diferencias son atribuidas a factores como; variaciones en el número de partículas simuladas, modelos de física utilizadas y la geometría.

CONCLUSIONES

La estimación de dosis durante la manipulación de fuentes radiactivas es uno de los temas de interés en la protección radiológica, por lo cual se debe utilizar estrategias de cálculo que otorguen la mayor precisión posible, uno de ellos es el método Monte Carlo el cual utiliza distribuciones de probabilidad y sucesos aleatorios, necesarios para la simulación del transporte de radiación. Se logró estimar la cantidad de dosis absorbida por la piel, la cual, está relacionada a la energía de cada radioisótopo utilizado.

La búsqueda bibliográfica es una herramienta útil al momento de realizar una investigación, la cual contribuye a la recopilación de información necesaria para la misma, los valores obtenidos tanto de actividad como de exposición fueron obtenidos mediante revisión de textos, artículos científicos y tesis académicas.

Para realizar una simulación Monte Carlo es necesario definir variables y parámetros de entrada, tales como, el tipo de emisión radiactiva de los isótopos, valores de actividad, energía de las partículas y valores geométricos de viales y jeringas.

En una simulación Monte Carlo la geometría es elaborada mediante la aplicación de etiquetas, valores de rotación y comandos, que permiten disponer de un objeto adaptado a las condiciones específicas de la presente investigación.

Los análisis obtenidos de la simulación fueron comparados con datos de estudios existentes, encontrando concordancia entre los valores, comprobando que los métodos computacionales son uno de los más adecuados al momento de realizar estimaciones de dosis y otros parámetros, para caracterizar fenómenos de interacción y transporte de radiación.

RECOMENDACIONES

Por los resultados obtenidos en el presente trabajo de investigación, se recomienda ampliar su alcance, a otros órganos de interés como el cristalino y en otros procesos de exposición, realizando modelos con geometrías que se acerquen más a la realidad de un trabajador ocupacionalmente expuesto para de esta manera poder mejorar la estimación de dosis.

Se recomienda en futuros trabajos planificar la realización de una revisión bibliográfica a mayor profundidad no solo de los códigos de simulación Monte Carlo, sino también del formalismo matemático del método.

BIBLIOGRAFIA

AMATO, E. & ITALIANO, A. "Evaluation of skin absorbed doses during manipulation of radioactive sources: A comparison between the VARSKIN code and monte carlo simulations". *Journal of Radiological Protection*, vol. 38, no. 1 (2018), pp. 262-272. [Consulta: 16 de junio 2020] ISSN 13616498. DOI 10.1088/1361-6498/aaa157.

AMATO, E; et al. "Radiation protection from external exposure to radionuclides: A Monte Carlo data handbook". *Physica Medica* [en línea], 2018, vol. 46, no. February, pp. 160-167. [Consulta: 17 de junio 2020] 1724191X. DOI 10.1016/j.ejmp.2018.02.003. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.02.003>.

ARCE, P; et al. "Gamos: A framework to do Geant4 simulations in different physics fields with an user-friendly interface". *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* [en línea], 2014, vol. 735, pp. 304-313. [Consulta: 12 de marzo 2021] ISSN 01689002. DOI 10.1016/j.nima.2013.09.036. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nima.2013.09.036>.

ATTIX, F.H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, USA, 1986, [Consulta: 28 de junio 2020] DOI 10.1002/9783527617135.

BARRETO, A.L.R., 2007. Estudio del efecto de la radiación en moléculas de agua con Geant4 (Trabajo de titulación) (Física). Universidad de los Andes, Facultad de ciencias, Departamento de física, Bogota-Colombia. 2007. [en línea], Disponible en: <https://repositorio.uniandes.edu.co/bitstream/handle/1992/26052/u295919.pdf?sequence=1>.

BUSHONG, S.C. *MANUAL de RADIOLOGÍA para TÉCNICOS. Física, Biología y Protección*. 9° ed. 2010.S.l.: s.n. ISBN 9780323048378.

CASSINI, A., LEVINAS, L. & PRINGE, H. Einstein y el efecto Compton. *Scientiae Studia* [en línea], 2013, vol. 11, no. 1, pp. 185-209. ISSN 1678-3166. DOI 10.1590/s1678-31662013000100009. Disponible en: <http://www.scielo.br/pdf/ss/v11n1/09.pdf>.

CHAIN, Y. & ILLANES, L. Radiofármacos en medicina nuclear. Fundamentos y aplicación clínica. , pp. 189. 2015.

CHERRY, R.; et al. Radiaciones ionizantes - Capítulo 48. *Enciclopedia de salud y seguridad en el trabajo* [en línea], 2010, pp. 48.2 - 48.34. [Consulta: 30 de noviembre 2020] Disponible en: https://d1wqtxts1xzle7.cloudfront.net/49415250/48.pdf?1475807412=&response-content-disposition=inline%3B+filename%3DENICLOPEDIA_DE_SALUD_Y_SEGURIDAD_EN_

EL.pdf&Expires=1606510390&Signature=Pzd-vjb~8W84-2t9w-6d9CxBVDIkaFqeiDcaYJJCOfd0vI6W4GQVP2DqdpiIc1M1zQ.

CHERRY, S.R.; et al. *Physics in Nuclear Medicine*. 4° ed. 2004. S.l.: s.n. ISBN 9781416051985.

COLLABORATION, G. *Physics Reference Manual Documentation* [en línea]. 2017. S.l.: s.n. Disponible en: <https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/PhysicsReferenceManual/fo/PhysicsReferenceManual.pdf>.

COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Fundamental quantities and units for ionizing radiation. *ICRU REPORT No. 85* [en línea], 2011, vol. 11, no. 1, pp. 1-41. ISSN 17423422. DOI 10.1093/jicru/ndr011. Disponible en: https://www.academia.edu/42127375/FUNDAMENTAL_QUANTITIES_AND_UNITS_FOR_IONIZING_RADIATION_Revised_THE_INTERNATIONAL_COMMISSION_ON_RADIATION_UNITS_AND_MEASUREMENTS_Downloaded_from.

CUASAPUD, J.A. Tomografía Por Emisión De Fotonos Individuales Bajo El Framework Gammas (Trabajo de titulación) (Física) Universidad de Nariño, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales, Departamento de Física, San Juan de Pasto - Colombia [en línea], 2016, pp. 64. Disponible en: <http://sired.udenar.edu.co/4335/1/91412.pdf>.

GALLEGO, A.R. Riesgos derivados de la exposición a dosis bajas de radiación ionizante. *Revista de Salud Ambiental*, 2010. vol. 10, no. 1-2, pp. 43-48. ISSN 1577-9572.

GAMOS COLLABORATION. *GAMOS User 's Guide, release 6.1.0* [en línea]. 2020. S.l.: s.n. Disponible en: <https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/PhysicsReferenceManual/fo/PhysicsReferenceManual.pdf>.

GRAY, A., DAVIS, A. & PATELLI, E. Towards an interval particle transport Monte Carlo method. [en línea], 2019. no. March. DOI 10.3850/981-973-0000-00-0. Disponible en: https://www.researchgate.net/profile/Ander-Gray/publication/333001426_Towards_an_interval_particle_transport_monte_carlo_method/links/5cd58e2d299bf14d95893676/Towards-an-interval-particle-transport-monte-carlo-method.pdf.

GUAMÁN, R.E.M. Distribución de los coeficientes de atenuación lineal en la cavidad abdominopélvica de un fantoma antropomorfo para dosimetría interna utilizando tc-99m en el hospital carlos andrade marín. (Trabajo de Titulación) (Biofísico) Facultad de Ciencias, Escuela de Física y Matemática, Riobamba - Ecuador. [en línea], 2018. pp. 19 - 20 Disponible en: <http://dspace.espace.edu.ec/bitstream/123456789/8973/1/86T00069.pdf>.

ICRP PUBLICACIÓN 103. *Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica* [en línea]. 2007, Madrid: s.n. ISBN 978-84-691-5410-G. Disponible en: https://www.icrp.org/docs/P103_Spanish.pdf.

ITALIANO, A; et. al. A methodological approach to a realistic evaluation of skin absorbed doses during manipulation of radioactive sources by means of GAMOS Monte Carlo simulations. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* [en línea]. 2018, vol. 891, no. February, pp. 1-5. ISSN 01689002. DOI 10.1016/j.nima.2018.02.075. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168900218302298>.

MONCALEANO, M.P. Evaluación computacional de la carga microbiológica en biomembranas bajo tratamiento con radiación ionizante (Trabajo de Titulación) (Licenciatura) Universidad Distrital Francisco Jose de Caldas, Facultad de Ciencias y Educación, Colombia [en línea], 2019. Disponible en: <http://repository.udistrital.edu.co/bitstream/handle/11349/23657/TesisBase.pdf;jsessionid=2BCA62C7E361311809EEACC8DD85936B?sequence=1>.

MONTENEGRO, J.A. Geometrías Antropomórficas en Geant4 (Trabajo de Titulación) (Maestría) Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Ciencias, Departamento de Física, Bogota. D.C - Colombia. [en línea], 2018 pp. 93. Disponible en: http://bdigital.unal.edu.co/63664/1/TesisMSc_JorgeMontenegro.pdf.

MSP, IESS & SOLCA. Normativa de aplicación de pet-ct. [en línea], 2012. Disponible en: <https://aplicaciones.msp.gob.ec/salud/archivosdigitales/documentosDirecciones/dnn/archivos/NORMATIVA DE APLICACIÓN DE PET-CT.pdf>.

MUELAS, E.H. Simulaciones Monte Carlo para Radioterapia Intraoperatoria con haces de electrones (Trabajo de Titulación) (Doctorado) Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Ciencias Físicas, Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Madrid - España [en línea], 2018. Disponible en: <https://eprints.ucm.es/id/eprint/47593/1/T39915.pdf>.

NOBREGA, W.M. Applications of the Method Monte Carlo in Dosimetry and Problems of Medical. 2017., no. December, pp. 12. DOI 10.13140/RG.2.2.27702.60480.

ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, *Clasificación de las fuentes radiactivas Guía de seguridad* [en línea], 2009. Viena: s.n. ISBN 978-92-0-301409-0. Disponible en: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1227s_web.pdf.

PNUMA, *Radiación: efectos y fuentes Programa de las Naciones Unidas para el Medio*

Ambiente. 2016. S.l.: s.n. ISBN 978-92-807-3599-4.

PODGORSAK, E.B. *RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: A HANDBOOK FOR TEACHERS AND STUDENTS* [en línea], 2005. S.l.: s.n. ISBN 92-0-107304-6. Disponible en: https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196_web.pdf.

PORRERO, J.A.G. & HURLÉ, J.M. *Anatomía Humana*. Madrid, 2005.s.n. ISBN 84-486-0522-5.

SALVAT, F. & FERN, M. *PENELOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. Nuclear Energy Agency [en línea], 2015. no. July, pp. 406. ISSN 0931-041X. Disponible en: https://www.oecd-nea.org/jcms/pl_19590.

SARANGO, K.E.P. Utilidad del yodo radiactivo (i-131) en la terapia de cáncer de tiroides a través del análisis de los hallazgos radiológicos en pacientes de 30 a 70 años que acuden al servicio de medicina nuclear del hospital de especialidades de las fuerzas armadas n-1 (Trabajo de Titulación) (Licenciatura) Universidad Central del Ecuador, Facultad de Ciencias Médicas, Carrera de Radiología, Quito - Ecuador. [en línea], 2016. Disponible en: <http://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/7954/1/T-UCE-0006-028.pdf>.

SEFM, S.E. de F.M. *Fundamentos de Física Médica. Volumen 1. Medida de la radiación* [en línea], 2011. S.l.: s.n. ISBN 978-84-8409-646-7. Disponible en: <http://www.auladoc.com>.

SERRETA, A.B; et al. *Medicina Nuclear: Bases físicas, equipos y control de calidad - SEFM*. vol 6. [en línea], 2014.S.l.: s.n. ISBN 9788494084928. Disponible en: www.auladoc.com.

VALLEJO, C. *Técnicas de imagen en medicina nuclear..* Madrid - España: S.A. EDITORIAL SÍNTESIS (ed.), 2015, vol. 3.



Firmado electrónicamente por:
**JHONATAN RODRIGO
PARREÑO UQUILLAS**

ANEXOS

En esta, sección se muestran, los archivos .geom y .in, utilizados para la simulación de la manipulación de fuentes radiactivas. Además, que también se muestran los histogramas de resultados obtenidos para las diferentes simulaciones.

ANEXO A: ARCHIVO DE TEXTO UTILIZADO PARA LA RECONSTRUCCIÓN DE LA MANIPULACIÓN DE UNA FUENTE RADIATIVA, TANTO PARA VIALES COMO PARA JERINGAS (.GEOM).

Las líneas de código descritas a continuación definen la geometría utilizada en este trabajo de investigación. La línea 1 hace referencia a la creación de un volumen mundo (el cual contiene al resto de volúmenes) junto con su matriz de rotación. En las líneas 2 y 3 se genera los parámetros para la creación de las extremidades, junto con sus dimensiones, material, matriz de rotación y ubicación, de la línea 4 a la 12 se realizan copias de las extremidades para generar D2, D3 y D4. De las líneas 13 a la 15 se define el vial que contendrá el material radiactivo acompañado de sus dimensiones, el material su matriz de rotación y su ubicación en el volumen mundo. Finalmente, las líneas 16 y 17 simulan el material que contendrá el radioisótopo. Para el caso de las jeringas fueron cambiados los valores de radio, longitud y rotación de los volúmenes.

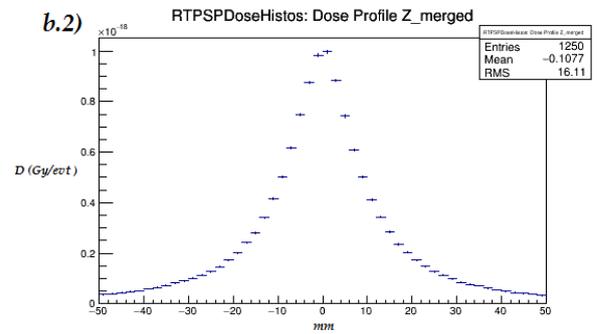
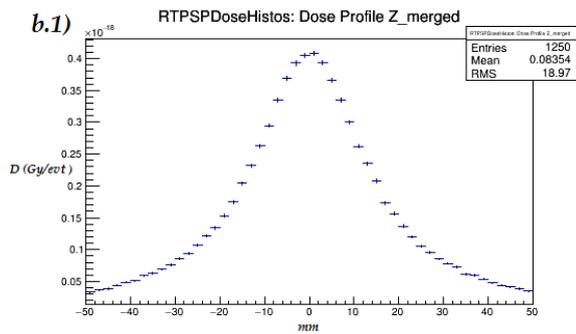
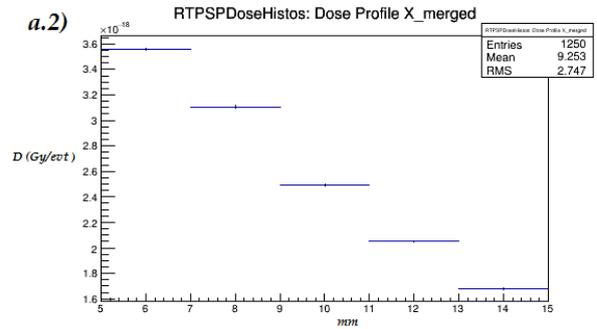
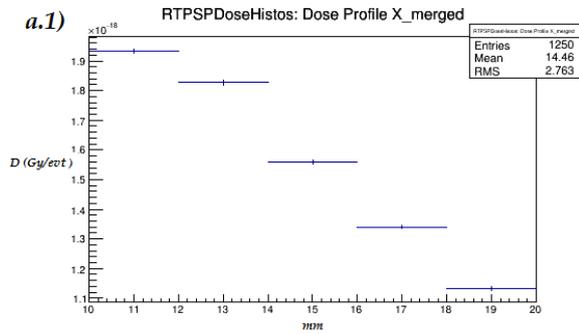
```
[1]:VOLU world BOX 15.*cm 15.*cm 15.*cm G4_AIR
[2]:VOLU "tejido" TUBE 0. 5. 5.*cm G4_SKIN_ICRP
[3]:ROTM RM0 0. 0. 0.
[4]:PLACE "tejido" 1 world RM0 15. 10. 0.
[5]:COLOR "tejido" 1 0 0
[6]:PLACE "tejido" 2 world RM0 15. -4. 0.
[7]:COLOR "tejido" 0 1 0
[8]:PLACE "tejido" 3 world RM0 15. -18. 0.
[9]:COLOR "tejido" 0 0 1
[10]:ROTM RM2 0. 21.8 0.
[11]:PLACE "tejido" 4 world RM2 -15. -5. 0.
[12]:COLOR "tejido" 0 0 1
[13]:VOLU "vial_0" TUBE 0.*cm 1.*cm 5.5/2.0*cm G4_GLASS_PLATE
[14]:ROTM RM1 90. 0. 0.
[15]:PLACE "vial_0" 1 world RM1 0. 0. 0.
[16]:VOLU "vial_1" TUBE 0. 9. 2/2.0*cm G4_WATER
[17]:PLACE "vial_1" 1 "vial_0" RM0 0. 0. -16.5
```

ANEXO B: ARCHIVO DE ENTRADA PARA LA SIMULACIÓN Y GENERACIÓN DE EVENTOS (.IN)

Las siguientes líneas de código fueron guardadas en una extensión .in que funciona como un archivo de entrada que permite la ejecución del programa en GAMOS, las tres primeras líneas contribuyen a la localización del archivo en el cual ha sido descrito la geometría, en este caso corresponde a TIC_vialesF18. La línea 4 indica la lista de física de Geant4 establecida para procesos electromagnéticos y la 5 y 6 establecen el generador de eventos y carga la simulación, 8 establece el generador de partículas en este caso corresponde a un isótopo en el cual se describe su nombre y actividad, en este punto es donde se realiza el cambio para los otros dos isótopos utilizados. De la línea 9 a la 13 se definen los parámetros de la malla de detectores creada alrededor de D1, D2, D3 y D4, de la 14 a la 18 se realiza el procesamiento de resultados mediante histogramas, 19 y 20 contribuyen a la extracción de resultados, 21 permite visualizar la geometría y 22 establece el número de eventos con 10^7 sucesos simulados.

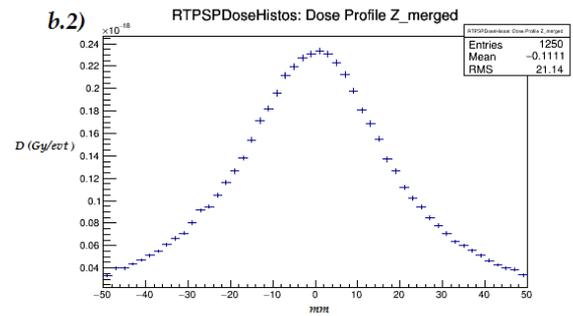
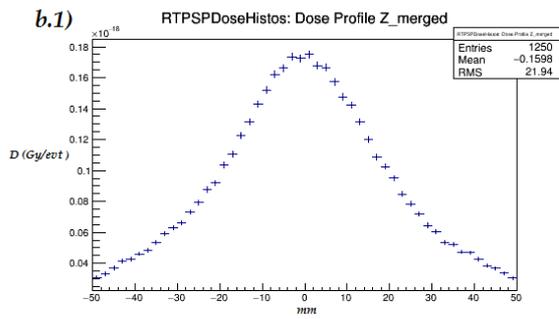
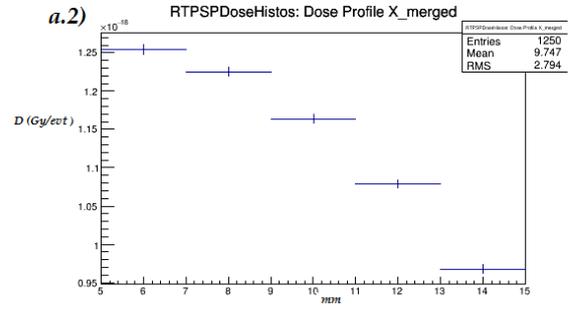
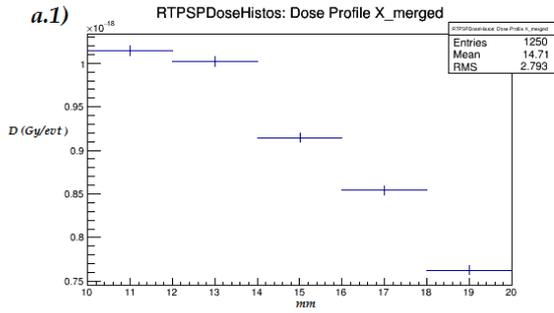
```
[1]/gamos/setParam GmGeometryFromText:FileName TIC_vialesF18.geom
[2]/gamos/setParam GmGeometryFromText:FileNameParallel parallelMesh.geom 1
[3]/gamos/geometry GmGeometryFromText
[4]/gamos/physicsList GmEMPhysics
[5]/gamos/generator GmGenerator
[6]/run/initialize
[7]/gamos/physics/addParallelProcess
[8]/gamos/generator/addIsotopeSource fuente F18 8.E-3*curie
[9]/gamos/scoring/createMFDetector doseDet mesh
[10]/gamos/setParam doseScorer:ConvergenceTester DOSE_SCORER_TESTER
[11]/gamos/scoring/addScorer2MFD doseScorer GmG4PSDoseDeposit doseDet
[12]/gamos/filter inDetectorFilter GmInMassLogicalVolumeFilter tejido
[13]/gamos/scoring/addFilter2Scorer inDetectorFilter doseScorer
[14]/gamos/analysis/histo1Min *Dose -18
[15]/gamos/analysis/histo1Max *Dose -9
[16]/gamos/analysis/histo1Min *volume -18
[18]/gamos/analysis/histo1Max *volume -9
[19]/gamos/scoring/addPrinter2Scorer RTPSPDoseHistos doseScorer
[20]/gamos/scoring/addPrinter2Scorer GmPSPrinterCout doseScorer
[21]/control/execute ../examples/visVRML2FILE.in
[22]/run/beamOn 10000000
```

ANEXO C: HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{18}F , DE D2: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS



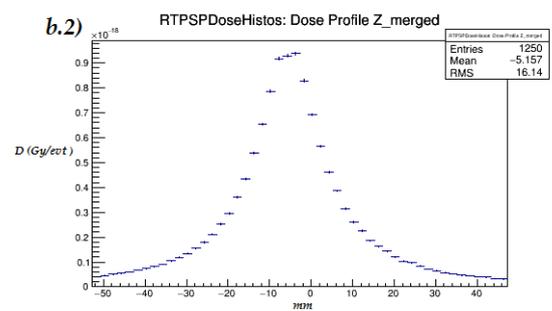
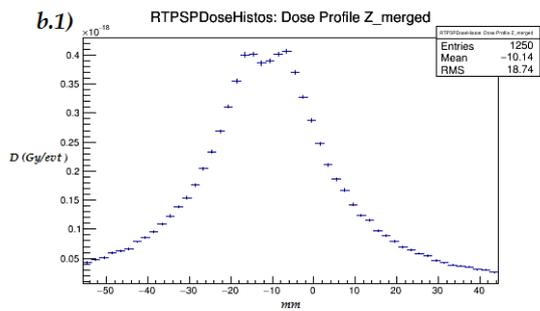
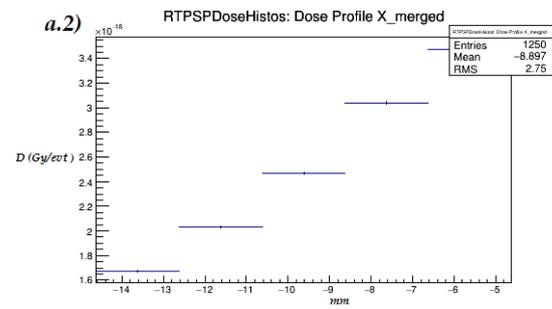
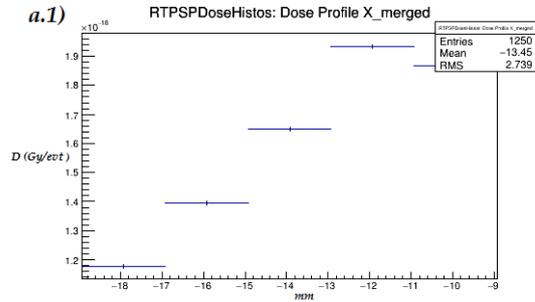
Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021

ANEXO D: HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{18}F , DE D3: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.



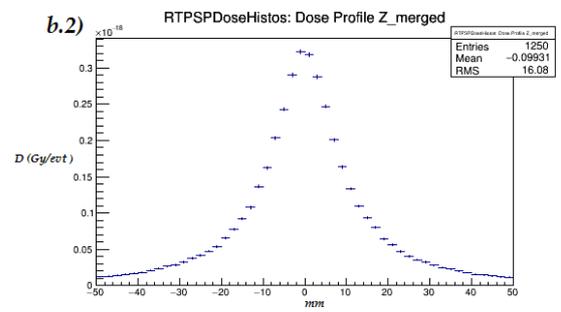
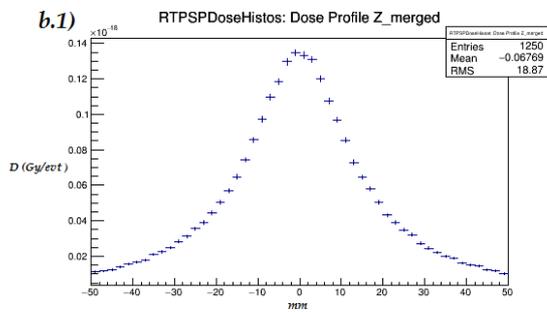
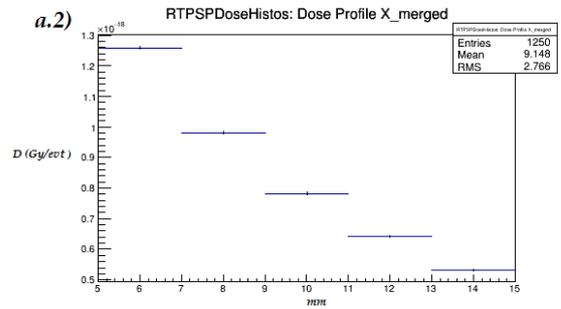
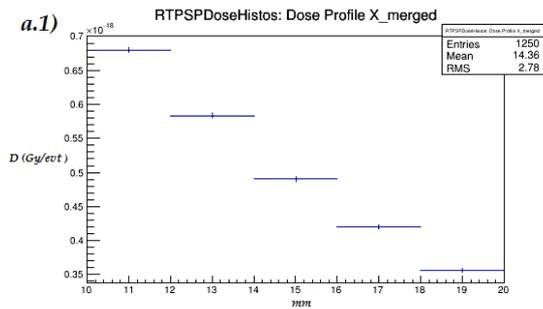
Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021

ANEXO E: HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{18}F , DE D4: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.



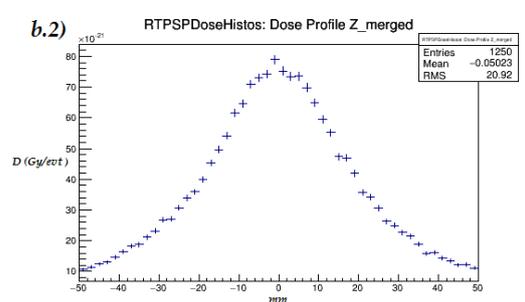
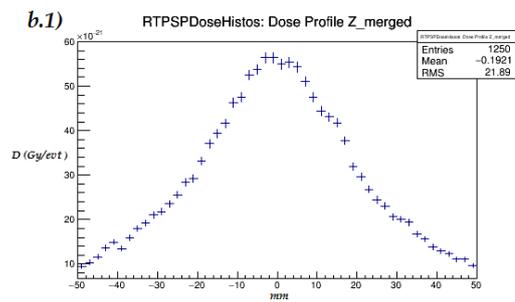
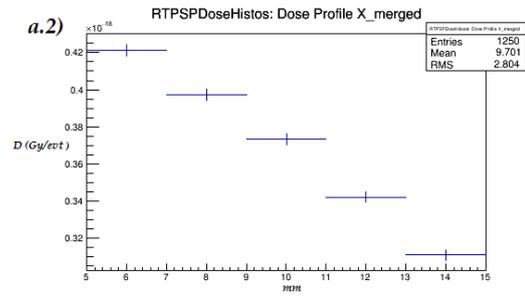
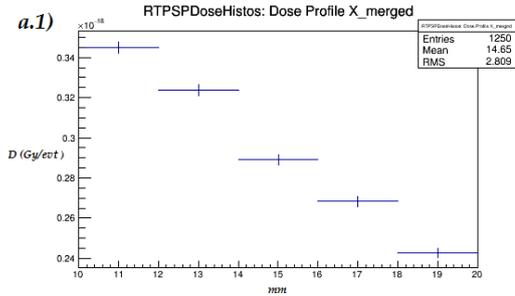
Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021

ANEXO F: HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{131}I , DE D2: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.



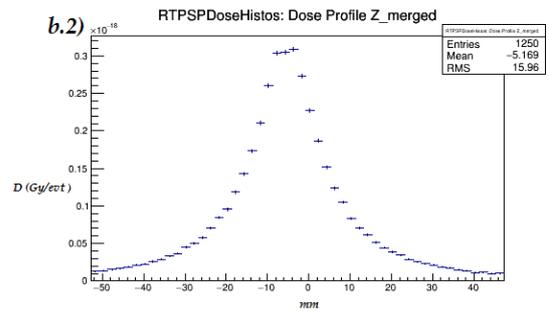
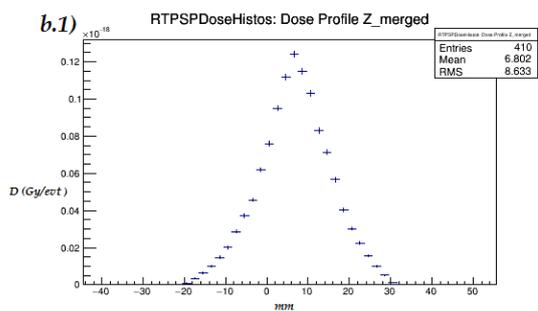
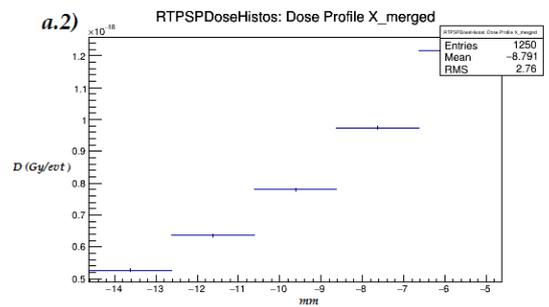
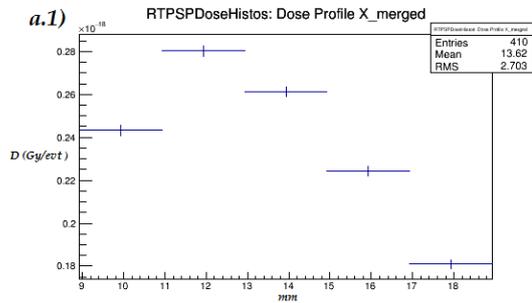
Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021

ANEXO G: HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{131}I , DE D3: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.



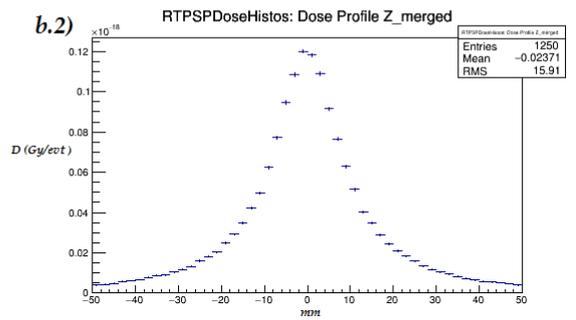
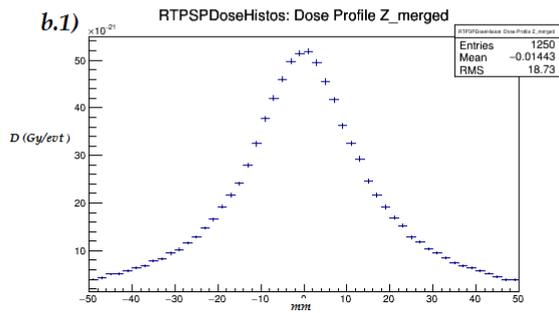
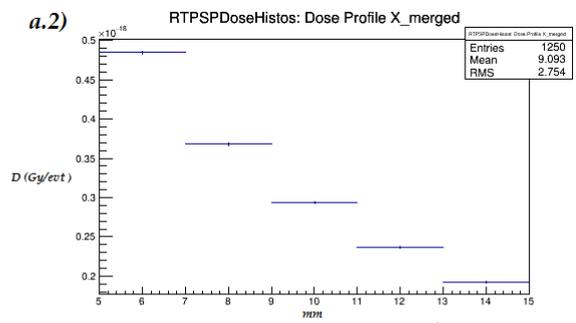
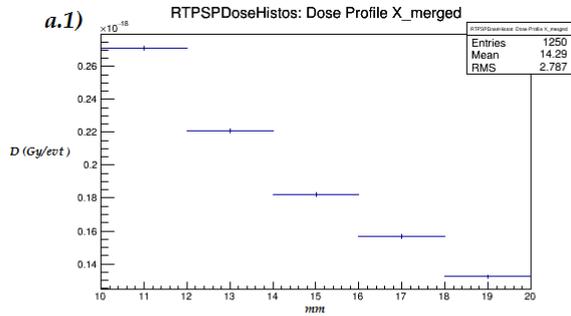
Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021

ANEXO H: HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{131}I , DE D4: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.



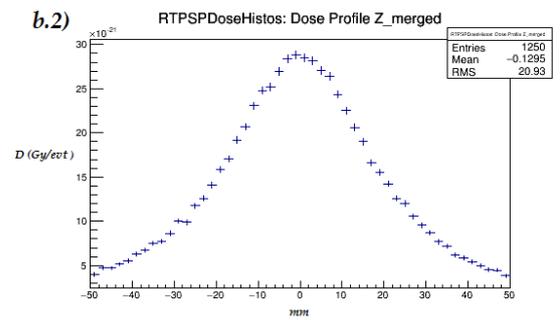
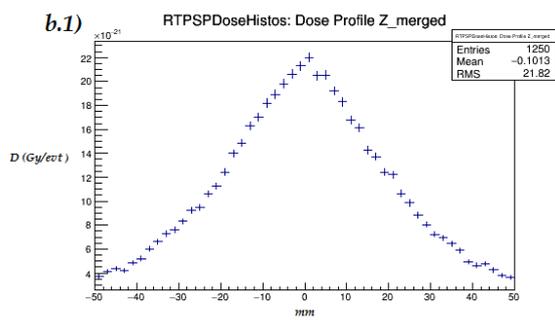
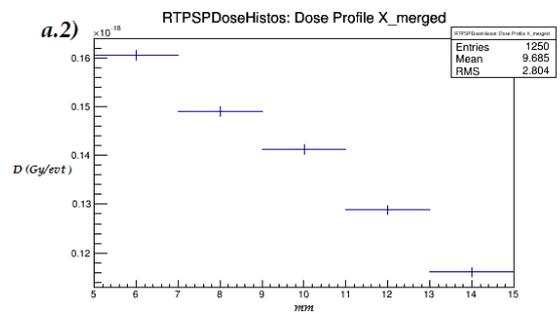
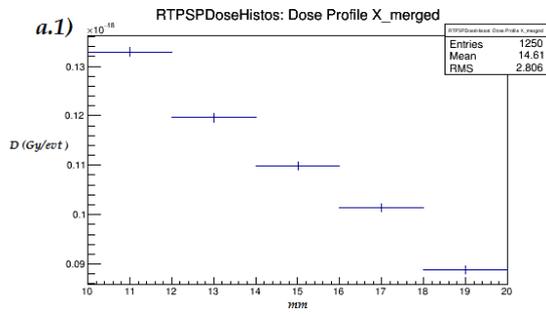
Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021

ANEXO I: HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{99m}Tc , DE D2: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.



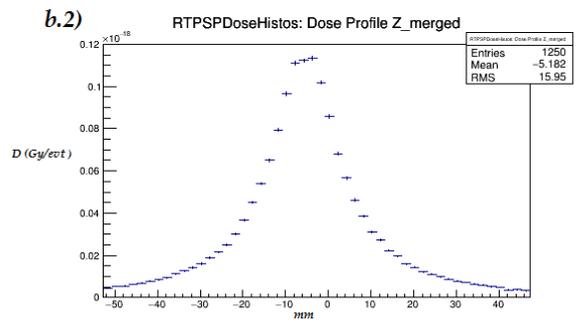
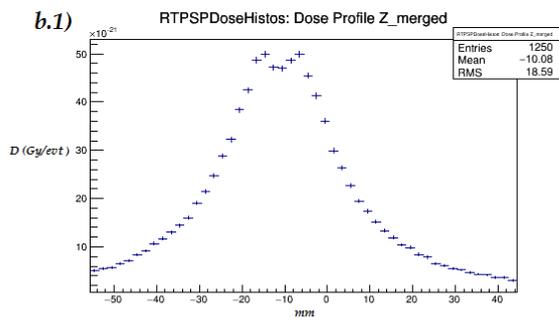
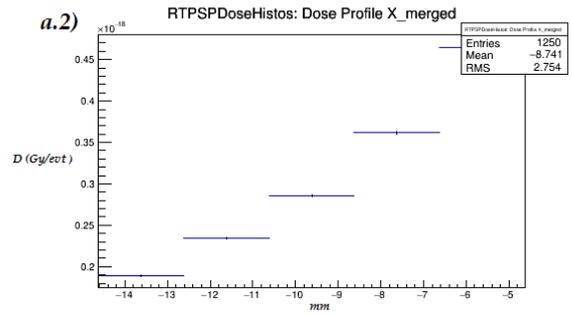
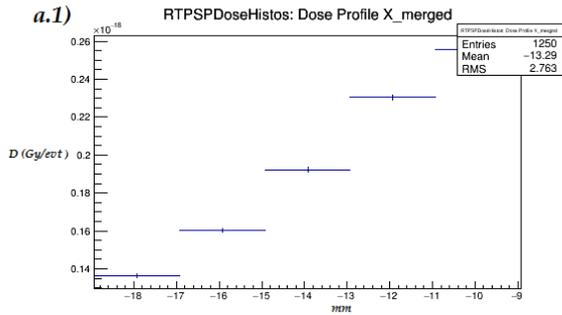
Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021

ANEXO J: HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{99m}Tc, DE D3: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.



Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021

ANEXO K: HISTOGRAMAS DOSIS - VOLUMEN PARA ^{99}MTC , DE D4: A. DOSIS A PROFUNDIDAD A.1.) VIALES A.2) JERINGAS. B. DOSIS EN LONGITUD B.1) VIALES B.2) JERINGAS.



Realizado por: Hernández Solís, Joselyn 2021



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE
CHIMBORAZO
DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS
PARA EL APRENDIZAJE Y LA INVESTIGACIÓN**



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

FECHA DE ENTREGA: 06 / 05 / 2021

INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)
NOMBRES – APELLIDOS: JOSELYN TATIANA HERNÁNDEZ SOLIS
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
FACULTAD: CIENCIAS
CARRERA: BIOFÍSICA
TÍTULO A OPTAR: BIOFÍSICA
F. ANALISTA DE BIBLIOTECA RESPONSABLE: ING. CPA. JHONATAN RODRIGO PARREÑO UQUILLAS. MBA.
 <p>Firmado electrónicamente por: JHONATAN RODRIGO PARREÑO UQUILLAS</p>  <p>06-05-2021 1021-DBRAI-UTP-2021</p>