

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA
UNIDAD DE INVESTIGACION



INFORME FINAL DEL PROYECTO DE INVESTIGACION
"DOSIMETRIA CON MONTE CARLO DE UN HAZ DE
PROTONES"

AUTOR: Mg. Jorge Luis Godier Amburgo.

(PERIODO DE EJECUCION: Del 01 de Setiembre de 2020 al 31 de Agosto de 2021)

(Resolución de aprobación N° 491-2020-R)

Callao, 2021

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Jorge Luis Godier Amburgo".

Philip Anderson

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mi Familia que me brindo el apoyo y la comprensión durante la realización de esta investigación.



AGRADECIMIENTO

A Dios Nuestro Señor, por brindarme la iluminación, la fuerza y la voluntad para poder concretar este trabajo.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Felipe Andrés'.

INDICE

	Pág.
TABLAS DE CONTENIDO	1
RESUMEN	3
ABSTRACT	4
INTRODUCCION	5
CAPITULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	6
1.1 Descripción de la realidad problemática	3
1.2 Formulación del Problema	9
1.2.1 Problema general	9
1.2.2 Problemas específicos	9
1.3 Objetivos	9
1.3.1 Objetivo general	9
1.3.2 Objetivos específicos	9
1.4 Limitantes de la investigación	10
1.4.1 Teórica	10
1.4.2 Temporal	10
1.4.3 Espacial	10
CAPITULO II: MARCO TEORICO	11
2.1 Antecedentes	11
2.1.1 Antecedentes internacionales	11
2.1.2 Antecedentes nacionales	14
2.2 Marco	15
2.2.1 Teórico	17
2.2.1.1 Interacción de radiación con la materia	17
2.2.1.2 Deposición energética de partículas pesadas	22
2.2.1.3 Sistema de entrega del haz de protones	24
2.2.1.4 Curvas Dosimétricas	26
2.2.1.5 Transporte de electrones y positrones con Monte Carlo	28
2.2.2 Conceptual	33

2.3	Definición de términos básicos	37
CAPITULO III:	HIPOTESIS Y VARIABLES	40
3.1	Hipótesis	40
3.1.1	Hipótesis general	40
3.1.2	Hipótesis específicas	40
3.2	Definición conceptual de las variables	40
3.3	Operacionalización de la variable	41
3.3.1	Definición operacional de la variable	41
CAPITULO IV:	DISEÑO METODOLOGICO	42
4.1	Tipo y diseño de la investigación	42
4.1.1	Tipo de investigación	42
4.1.2	Diseño de la investigación	42
4.2	Método de investigación	42
4.3	Población y muestra	42
4.4	Lugar de estudio y periodo desarrollado	42
4.5	Técnicas e instrumentos para la recolección de la información	43
4.5.1	Construcción geométrica	43
4.5.2	Elaboración de archivo de material	64
4.5.3	Construcción de archivo de Ingreso de datos INP	67
4.5.4	Modificación de código y hardware utilizado	70
4.5.4.1	Modificación de código	70
4.5.4.2	Hardware empleado y tiempo de simulación	81
4.6	Análisis y procedimientos de datos	82
4.6.1	Simulación con PENELOPE de los haces de protones de las diferentes energías seleccionadas	82
CAPITULO V:	RESULTADOS	86
5.1	Resultados descriptivos	86
5.2	Resultados inferenciales	87
5.3	Otro tipo de resultados de acuerdo a la naturaleza del problema y la hipótesis.	87
5.3.1	Resultados de simulación computacional	87

5.3.2 Construcción de curva de dosis en profundidad	92
5.3.2 Identificación del pico de Bragg	94
CAPITULO VI: DISCUSION DE RESULTADOS	96
6.1 Contrastación y demostración de la hipótesis con los resultados	96
6.2 Contrastación de los resultados con otros estudios similares	96
6.3 Responsabilidad ética	97
CONCLUSIONES	98
RECOMENDACIONES	99
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	100
ANEXOS	102
ANEXO 1	102
ANEXO 2	103
ANEXO 3	104
ANEXO 4	105
ANEXO 5	106
ANEXO 6	107
ANEXO 7	108
MATRIZ DE CONSISTENCIA	109



TABLAS DE CONTENIDO

INDICE DE FIGURAS

Figura 1.1a Distribución de porcentajes de dosis en profundidad para un haz de protones de 235 MeV, ilustrando la región de la meseta y el pico de Bragg	7
Figura 1.1b distribución de porcentajes de dosis en profundidad para un haz de protones modulado	7
Figura 1.1c Comparación de distribución de porcentajes de dosis en profundidad para un haz de protones y un haz de fotones	8
Figura 2.1a Curvas de distribución de dosis en función de la profundidad de haces de protones, iones de carbono y fotones	12
Figura 2.1b Curva típica de la PDD de un haz de electrones (a) y fotones (b) en agua.	13
Figura 2.1c Curvas de Bragg simuladas con QGSP_BIC_EMY para 4 diferentes energías de haz, en donde se puede observar como varía la intensidad del pico de Bragg al cambiar la energía	14
Figura 2.1d. Aplicador construido para simulación con PENELOPE de un acelerador lineal 3D	15
Figura 2.2a. Comparación entre la irradiación con iones de carbono (izquierda) y la irradiación con fotones (derecha). Mediante la técnica de radioterapia de intensidad modulada con fotones	16
Figura 2.2b. Dispersión Rayleigh	18
Figura 2.2c. Dispersión Compton	19
Figura 2.2d. Efecto Fotoeléctrico	19
Figura 2.2e. Producción de par electrón - positrón	20
Figura 2.2f. Representación esquemática de la pérdida de energía debida a colisiones inelásticas electrónicas y nucleares	21
Figura 2.2g. Poder de frenado para protones y partículas α en agua a diferentes energías	24
Figura 2.2h. Esquema de funcionamiento del sistema de liberación pasivo	25
Figura 2.2i. Esquema de funcionamiento del sistema de liberación activo	26
Figura 2.2ii. PDD de varios haces de electrones de distintas energías	27
Figura 2.2j. Simulación detallada fotones	30

Figura 2.2k. Simulación detallada electrones	31
Figura 2.2l. Simulación condensada electrones	32
Figura 2.2m. Esquema empleado en los sistemas de dispersión pasiva	35
Figura 4.5a. Esquema de funcionamiento del sistema de liberación pasivo de un haz de protones	44
Figura 4.5b, Dimensiones, ubicación y composición del sistema de dispersión	45
Figura 4.5c, Visualización geométrica del sistema de dispersión con Gview3d	47
Figura 4.5d, Dimensiones y composición del sistema colimador-compensador	48
Figura 4.5e, Visualización geométrica del sistema de dispersión y colimador-compensador con Gview3d	51
Figura 4.5f, Dimensiones y posición del fantoma de agua	52
Figura 4.5g, Composición de Simulación Completa vista en Gview3d	64
Figura 4.5h, Ejecución del código Material.exe para el elemento Aluminio	67
Figura 5.3a, Trayectorias de 10^4 partículas graficadas usando FREEWRL LAUNCHER 4.0 (Conjunto completo)	91
Figura 5.3b, Trayectorias de 10^4 partículas graficadas usando FREEWRL LAUNCHER 4.0 (Fantoma)	92
Figura 5.3c, Curva de dosis para simulación con energía de 160MeV	93
Figura 5.3d, Curva de dosis para simulación con energía de 200MeV	93
Figura 5.3e, Curva de dosis para simulación con energía de 250MeV	94
Figura 5.3f, Grafica de Dosis en profundidad indicando pico de Bragg	95

INDICE DE TABLAS

Tabla 2.2a. Diferentes tipos de interacciones de partículas cargadas considerando b como el parámetro de impacto con respecto al radio atómico (a)	22
Tabla 3.3.1. Operacionalización de variables	41
Tabla 4.5.1. Componentes del programa PENCALC.FOR de PENELOPE	43
Tabla 4.5.2. Identificación de Materiales en archivo GEO y composición atómica	65
Tabla 5.3.1. Resumen de Dosis absorbida en el Fantoma	91
Tabla 5.3.2. Dosis y profundidad de Pico de Bragg para diferentes energías	95

RESUMEN

En esta investigación se usó el código de simulación de cálculo dosimétrico con base en técnicas Monte Carlo conocido como PENELOPE (acrónimo del inglés PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons), el cual nos permitió proyectar la distribución de dosis energética depositada por un haz de protones en un volumen determinado de agua de forma cubica con dimensiones de 40 x 40 x 40 cm y de composición agua cuya composición porcentual en peso de elementos es 11.2% de hidrogeno (H) y 88.8% de Oxigeno (O) con una densidad de 1.0 g/cm³, dividido en 64,000 voxels (pequeños volúmenes de 1 cm³); se seleccionó los 40 cubos en la columna vertical en el eje -z (con punto de medida desde -100.5 cm hasta -139.5 cm) para registro de dosis; a fin de poder efectuar la simulación con protones usando PENELOPE siendo que originalmente este código no contemplaba la simulación con este tipo de partículas, fue necesario realizar una modificación en diversas subrutinas del código fuente PENCALC.FOR y PENELOPE.FOR; se llevaron a cabo tres simulaciones de 10⁶ partículas para energías de 160 MeV, 200 MeV y 250 MeV respectivamente, cada una de las cuales arroja un resultado de dosis absorbida por cada uno de los elementos geométricos voxels del Fantoma, con la información obtenida se pudo construir las graficas de dosis en profundidad y pudo ubicarse el punto de máxima dosis dentro del Fantoma para cada una de las energías simuladas, se puede observar que aun con el incremento de energía la posición del pico de Bragg en el Fantoma no cambia es siempre la misma: 31.0 cm; también se puede notar que la dosis total absorbida en cada simulación es la suma de las contribuciones dosimétricas, por las interacciones de dispersión coulombiana inelástica, elástica y nucleares no elásticas para las diferentes energías, cada una de las cuales arroja un resultado de dosis absorbida y profundidad por cada uno de los elementos geométricos voxels del Fantoma, en este caso 2.90 x 10⁻⁶ Gy para simulación de haz de 160 MeV; 5.43 x 10⁻⁶ Gy para simulación de haz de 200 MeV y 9.57 x 10⁻⁶ Gy para simulación de haz de 250 MeV.

Palabras Clave: Simulación, Monte Carlo, PENELOPE, voxels, Fantoma, dosis, dosimétricas, pico de Bragg.

ABSTRACT

In this research, the dosimetric calculation simulation code based on Monte Carlo techniques known as PENELOPE (PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons) was used, which allowed us to project the distribution of energy dose deposited by a beam of protons in a given volume of water in a cubic shape with dimensions of 40 x 40 x 40 cm and of composition water whose percentage composition by weight of elements is 11.2% hydrogen (H) and 88.8% oxygen (O) with a density of 1.0 g / cm³, divided into 64,000 voxels (small volumes of 1 cm³); The 40 cubes were selected in the vertical column on the -z axis (with a measurement point from -100.5 cm to -139.5 cm) for dose registration; In order to be able to carry out the simulation with protons using PENELOPE, since originally this code did not contemplate the simulation with this type of particles, it was necessary to make a modification in various subroutines of the source code PENCALC.FOR and PENELOPE.FOR; Three simulations of 10⁶ particles were carried out for energies of 160 MeV, 200 MeV and 250 MeV respectively, each one of which gives a result of absorbed dose for each of the geometric elements voxels of the Phantom, with the information obtained it was possible to construct the dose graphs in depth and the point of maximum dose within the phantom could be located for each of the simulated energies, it can be observed that even with the increase in energy, the position of the Bragg peak in the phantom does not change, it is always the same: 31.0 cm; It can also be noted that the total absorbed dose in each simulation is the sum of the dosimetric contributions, by the inelastic, elastic and nuclear non-elastic coulombian dispersion interactions for the different energies, each of which yields a result of absorbed dose and depth for each of the voxel geometric elements of the Phantom, in this case 2.90 x 10⁻⁶ Gy for 160 MeV beam simulation; 5.43 x 10⁻⁶ Gy for 200 MeV beam simulation and 9.57 x 10⁻⁶ Gy for 250 MeV beam simulation.

Keywords: Simulation, Monte Carlo, PENELOPE, voxels, Phantom, dose, dosimetric, Bragg peak.

INTRODUCCION

La protonterapia conocida también como hadronterapia al igual que la radioterapia, es una técnica utilizada para tratar el cáncer, usa partículas pesadas cargadas como protones, los núcleos de helio o los iones de carbono, permite una distribución de dosis en los tejidos de gran precisión con una entrega de energía máxima al final del recorrido de la partícula, lo que se configura en su principal característica de mejora frente al tratamiento con fotones o electrones ya conocido; la hadronterapia se remonta los años 40, pero entonces, los protones sólo se utilizaban para temas de investigación, fue en 1946 que el físico estadounidense Robert Wilson, propuso utilizar los protones el tratamiento contra el cáncer, así, el primer tratamiento se realizó en el año de 1954 en el Lawrence Berkeley Laboratory de California en los Estados Unidos. En esta investigación se uso el código de simulación de cálculo dosimétrico con base en técnicas Monte Carlo conocido como PENELOPE (acrónimo del inglés PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons), el cual nos permitió proyectar la distribución de dosis energética depositada por un haz de protones en un volumen determinado de agua de forma cubica con dimensiones de 40 x 40 x 40 cm y de composición agua con una densidad de 1.0 g/cm³, dividido en 64,000 voxels (pequeños volúmenes de 1 cm³); se seleccionó los 40 cubos en la columna vertical en el eje -z para registro de dosis y se llevaron a cabo tres simulaciones de 10⁶ protones con energías de 160 MeV, 200 MeV y 250 MeV respectivamente, cada una de las cuales arroja un resultado de dosis absorbida por cada uno de los elementos geométricos voxels del Fantoma, con la información obtenida se pudo construir las graficas de dosis en profundidad y pudo ubicarse el punto de máxima dosis dentro del Fantoma para cada una de las energías simuladas, se puede observar que aun con el incremento de energía la posición del pico de Bragg en el Fantoma no cambia es siempre la misma; también se puede notar que la dosis total absorbida en cada simulación es la suma de las contribuciones dosimétricas, por las interacciones de dispersión coulombiana inelástica, elástica y nucleares no elásticas para las diferentes energías, cada una de las cuales arroja un resultado de dosis absorbida y profundidad por cada uno de los elementos geométricos voxels del Fantoma.

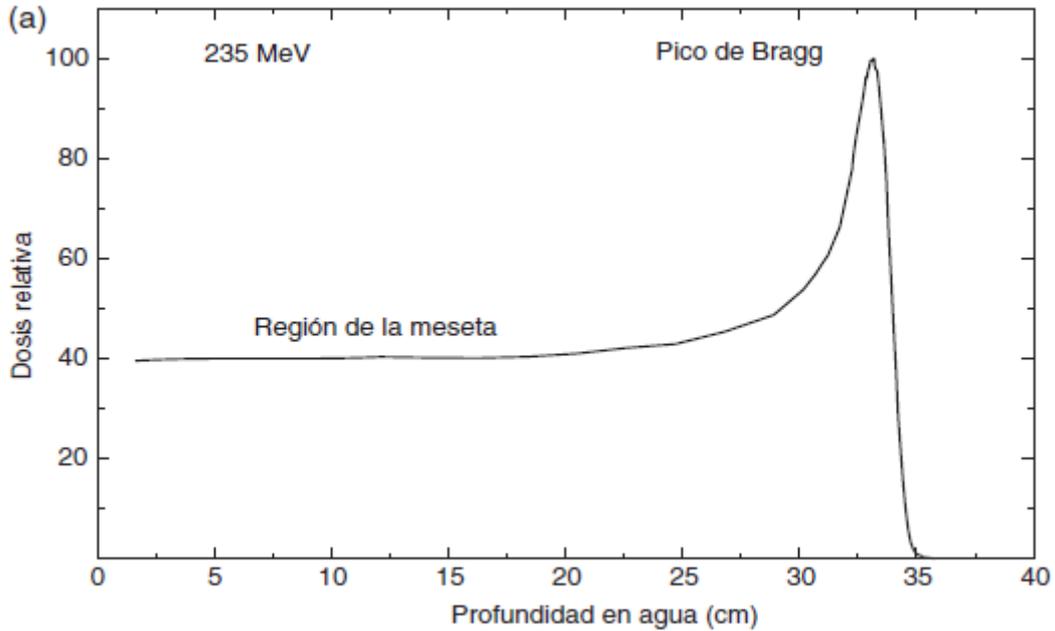
CAPITULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 Descripción de la realidad problemática

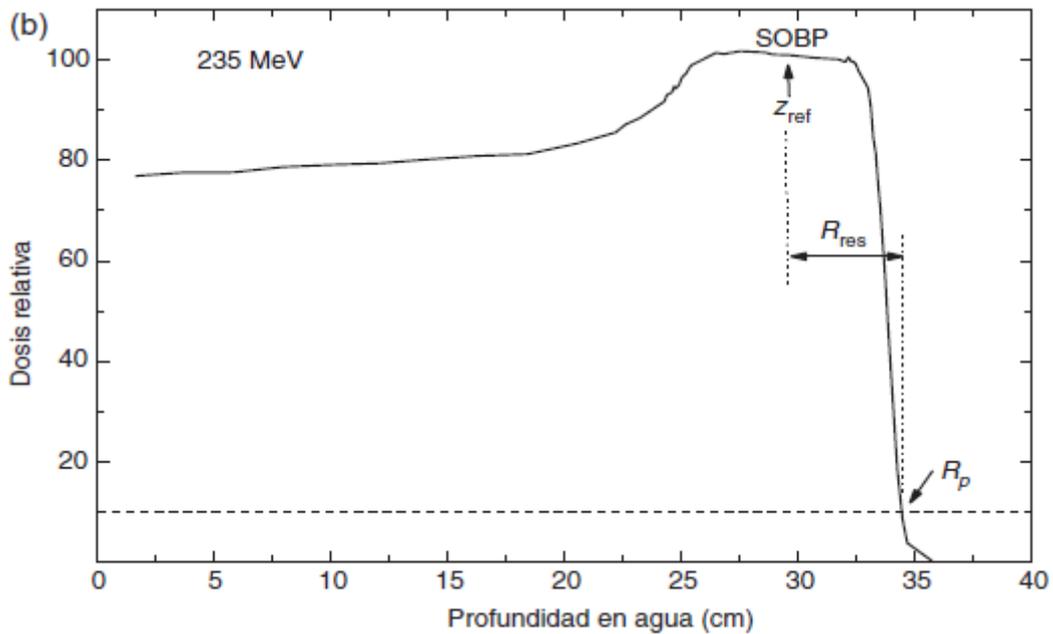
El procedimiento clínico de radioterapia convencional para tratamiento del cáncer expone órganos y tejidos sanos a la radiación ionizante, esto implica que el paciente se enfrenta a toda un gama de efectos secundarios, incluido el riesgo de aparición de una neoplasia inducida por radiación y cuanto más joven es el paciente, los efectos estocásticos a largo plazo serán más numerosos y puede que más graves, en especial si el tratamiento es realizado durante el proceso de crecimiento en niños y jóvenes tal como se puede ver en ICRP-103 (2008), se busca entonces constantemente alternativas más viables como la terapia de protones o protonterapia; según lo que podemos extraer del protocolo IAEA TRS-398 (2005), en la actualidad las aplicaciones clínicas de la protonterapia son fundamentalmente dos, la primera para tumores oculares con energía de haz de protones por debajo de 90 MeV y la segunda para tumores profundos con energías por encima de los 150 MeV; si bien es cierto, las tasas de dosis son similares a las que se obtienen con terapia de fotones o fotonterapia de alta energía, la diferencia fundamental radica en la distribución típica de dosis en profundidad más eficiente en comparación con la curva de dosis en fotonterapia; así la curva de dosis en protonterapia se descompone en dos partes una meseta donde la dosis aumenta muy suavemente y una región donde se alcanza un máximo rápidamente conocida como "pico de Bragg" que puede localizarse exactamente sobre el tumor y de ser necesario puede ampliarse con la superposición de picos de diferentes energías e intensidades creando una región nueva denominada "pico extendido de Bragg" en ingles SOBP (spread-out Bragg peak), tal como se puede ver en las figuras 1.1a y 1.1b

Figura 1.1a Distribución de porcentajes de dosis en profundidad para un haz de protones de 235 MeV, ilustrando la región de la meseta y el pico de Bragg.



Fuente: Protocolo IAEA TRS-398 (2005), pág. 156.

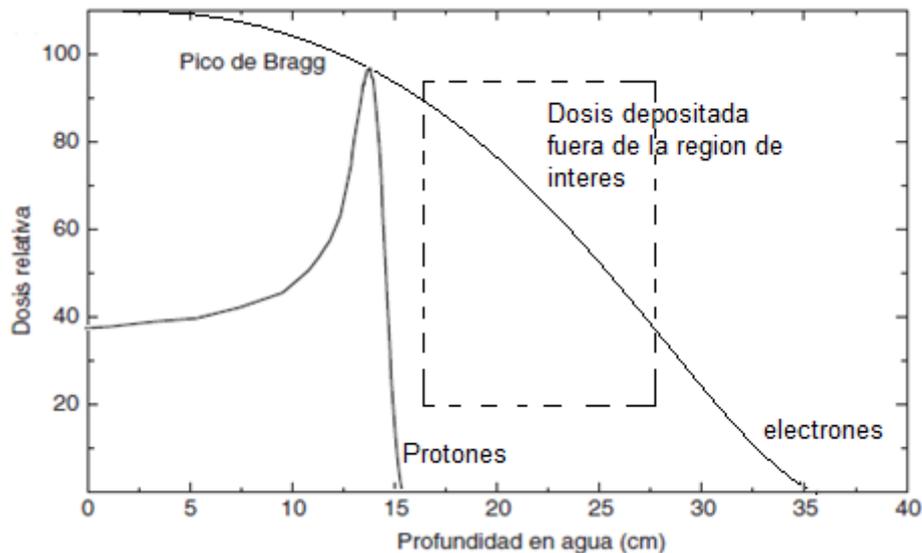
Figura 1.1b distribución de porcentajes de dosis en profundidad para un haz de protones modulado.



Fuente: Protocolo IAEA TRS-398 (2005), pág. 156.

En comparación con la terapia de electrones la curva de dosis en profundidad de un haz de protones es más eficiente al lograr producir un pico máximo de entrega de energía, evitando afectar tejido sano circundante, gráficamente y de manera relativa es posible visualizar esto en la Figura 1.1c.

Figura 1.1c Comparación de distribución de porcentajes de dosis en profundidad para un haz de protones y un haz de fotones.



Fuente: Elaboración propia.

Históricamente, los tratamientos con haces de protones comenzaron en 1954 en el Lawrence Berkeley Laboratory en la ciudad de California en los Estados Unidos; según se ve en Herranz, E., et. al. (2008), en sus inicios se usaron dispersores, compensadores y colimadores que se tomaron de la radioterapia común con la finalidad de adaptar el haz de forma que la máxima dosis se depositase sobre el tumor o zona a tratar, también se emplearon para ello distintos materiales absorbentes, pero todos estos componentes debían construirse individualmente para cada paciente y para cada campo de radiación lo que se convertía en un obstáculo importante en el tratamiento médico, actualmente la situación no ha cambiado mucho, ya que los dispositivos de entrega del haz de protones al paciente, se incorporan en el cabezal o Gantry, el cual, permite administrar y distribuir el haz en cualquier dirección en torno al paciente y así irradiar completamente el volumen tumoral; sin embargo, las colosales dimensiones del cabezal para terapia con protones son problemáticas ya que tienen un diámetro de hasta 10m; esto, limita

drásticamente el desarrollo de la terapia con protones a nivel mundial. Por lo explicando anteriormente la simulación Monte Carlo (MC) es una alternativa que permite superar limitaciones físicas y de costos de equipamiento, tal como se puede ver en Ballón, C., Quispe, N., y Vega, J. (2017), el uso del método de Monte Carlo para simular el transporte de radiación se ha convertido en el medio más preciso de predicción del espectro de rayos-X y aun mas de la radiación producida por interacción de partículas, debido a esto es importante la realización de procesos computacionales de simulación que permitan simplificar los sistemas de entrega de dosis activas y pasivas incrementando así la cantidad de material de referencia para el diseño y construcción de sistemas entrega de dosis más efectivos y eficientes.

1.2 Formulación del problema

1.2.1 Problema general

- ¿Cuál es la curva dosimétrica generada por Monte Carlo para un haz de protones?.

1.2.2 Problemas específicos

- ¿Cuál es la curva dosis en profundidad generada por Monte Carlo para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV?.
- ¿Cuál es el pico de Bragg obtenido por Monte Carlo para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV?.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

- Determinar la curva dosimétrica generada por Monte Carlo para un haz de protones.

1.3.2 Objetivos específicos

- Determinar la curva dosis en profundidad usando Monte Carlo para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV.
- Determinar el pico de Bragg usando Monte Carlo para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV.

1.4 Limitantes de la investigación

De acuerdo a la naturaleza del problema planteado el desarrollo de esta investigación presentó las limitantes siguientes:

1.4.1 Teórica

Respecto a las incertidumbres en la determinación del Pico de Bragg para diferentes energías del haz de protones, tal como se puede observar en el protocolo IAEA TRS-398 (2005) aún no se dispone de un patrón primario de dosis absorbida en agua experimental; por ello, según este protocolo se recomienda usar la radiación gamma del ^{60}Co como calidad de referencia para la dosimetría de protones; esto sumado a que, los datos procedentes de medidas instrumentales directas para medir el alcance del protón en materia orgánica no son definitivos y no se aplican completamente al caso de una simulación computacional con Monte Carlo, específicamente con el código PENELOPE y solo pueden usarse a modo de referencia.

1.4.2 Temporal

Esta investigación se limita temporalmente al periodo de tiempo considerado como de un gran avance y desarrollo de la protonterapia a nivel mundial, según Herranz, E., et. al. (2008) este periodo de expansión donde se cuentan hasta 29 centros de protonterapia registrados en Suecia, Francia, Rusia, Alemania entre otros abarca desde el 2005 hasta la fecha.

1.4.3 Espacial

Esta investigación, no tiene limitante espacial pues sus resultados son validos mas allá de una delimitación de espacio o ubicación geográfica.

CAPÍTULO II

MARCO TEORICO

2.1 Antecedentes

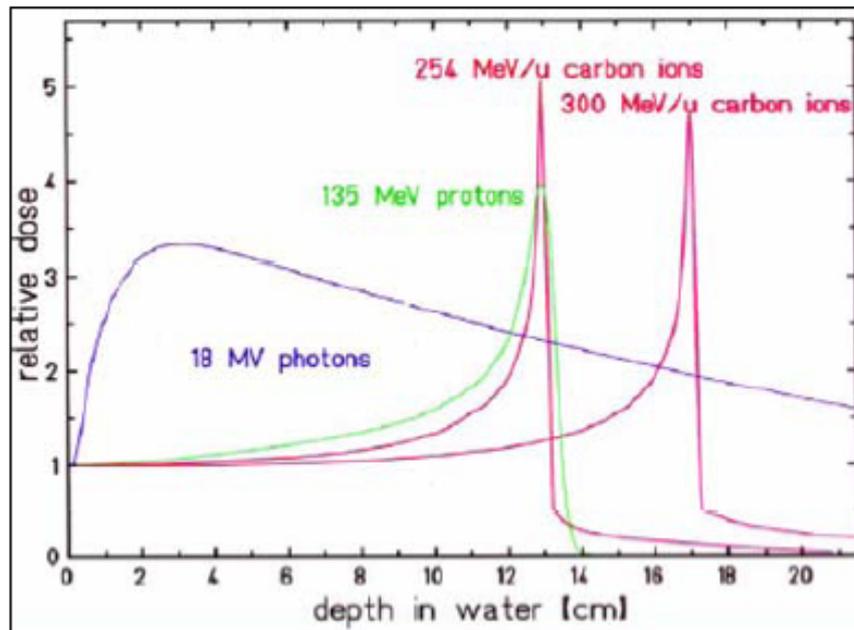
De acuerdo a la naturaleza del tema de investigación los antecedentes que hemos revisado y que sustentan los datos con los que se cuenta en esta investigación a nivel nacional e internacional son los siguientes:

2.1.1 Antecedentes internacionales

Los antecedentes internacionales más saltantes que se han localizado y que he considerado como relevantes para esta investigación son los siguientes:

1. En el trabajo publicado por Herranz, E., et. al. (2008), se pudo observar de manera bastante resumida lo referente a las características físicas y biológicas de los haces de partículas pesadas cargadas denominadas también hadrones (a la cual pertenecen los protones); en este artículo, se observan los resultados obtenidos cuando un haz monoenergético de protones e iones pesados penetran en un medio material acuoso que trata de asemejar al tejido humano, ver figura 2.1a, explica también la tasa de pérdida energética y la modulación para extender el pico de Bragg y finalmente expone un análisis de la efectividad biológica relativa de protones frente a iones pesados y se revisan los beneficios de la hadronterapia frente a radioterapia convencional.

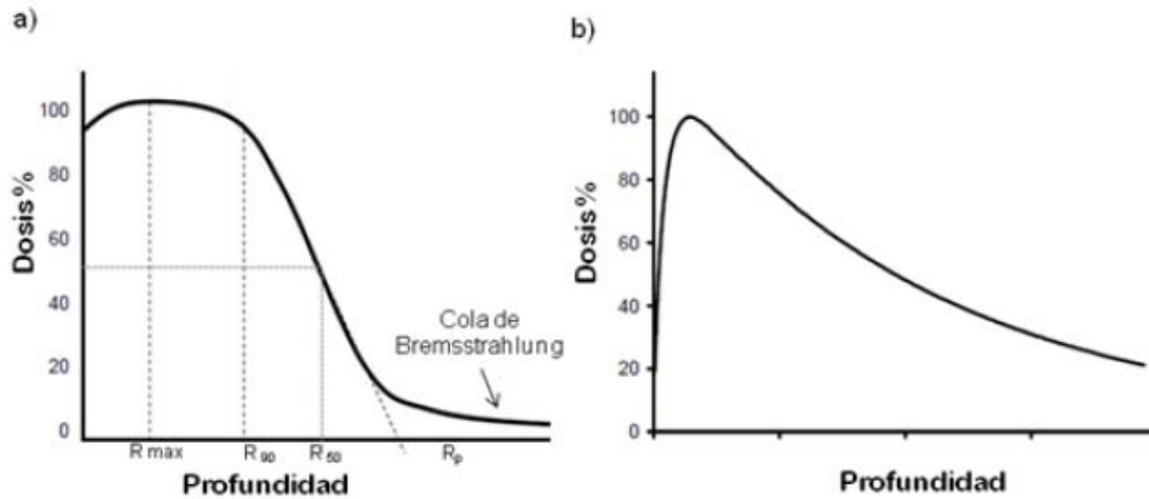
Figura 2.1a Curvas de distribución de dosis en función de la profundidad de haces de protones, iones de carbono y fotones.



Fuente: Artículo de Herranz, E., et. al. (2008), I Encuentro Complutense para la Divulgación en Física Nuclear y de Partículas; pág. 52.

- Otro antecedente importante es el trabajo de tesis doctoral de Herranz Muelas, E. (2018), en esta explica su trabajo de simulación con Monte Carlo para radioterapia intra-operatoria con haces de electrones, incluye también la descripción de los aceleradores lineales y las características dosimétricas de los haces de electrones; es importante pues, presenta además una descripción de algunos de los de los códigos Monte Carlo más empleados en la actualidad para el transporte de radiación como PENELOPE; los resultados mostrados en esta tesis, si bien es cierto corresponden a bajas energías nos ilustraron respecto a la reconstrucción de espacios de fase a partir de medidas experimentales de dosis, aun sin conocer el cabezal acelerador pero contrastando con simulaciones MC, ver figura 2.1b.

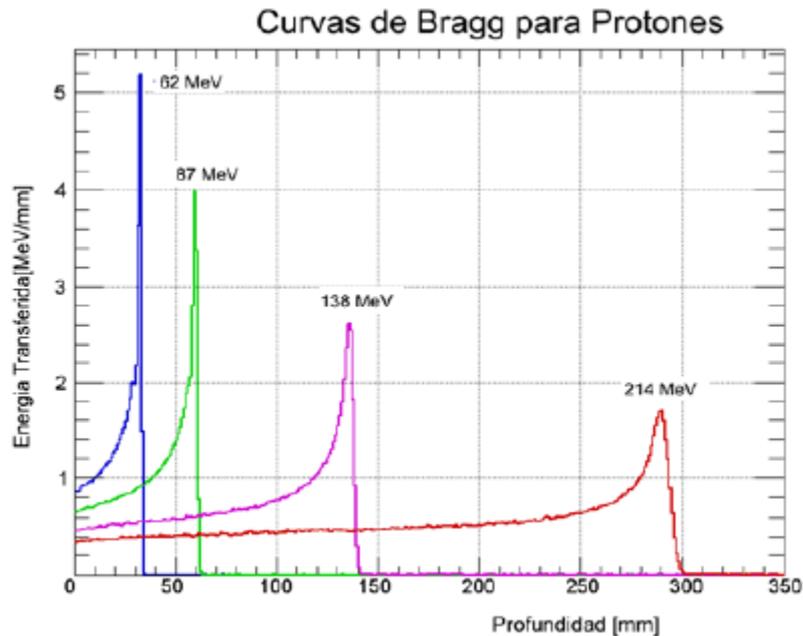
Figura 2.1b Curva típica de la PDD de un haz de electrones (a) y fotones (b) en agua.



Fuente: Herranz Muelas, E. (2018). Simulaciones Monte Carlo para radioterapia intraoperatoria con haces de electrones. Tesis Doctoral. Pág. 36.

3. Como un antecedente notable se utilizó el trabajo de tesis doctoral de Quiroga Fagua, A. (2014), que trata de los aspectos físicos de la hadronterapia o terapia de protones; esta tesis, sirvió como fuente para conocer los elementos más importantes de la física de hadrones, los aspectos técnicos, biológicos y clínicos, incluyendo la simulación en agua utilizando Geant4. Los resultados que nos muestra sobre los picos de Bragg fueron entre otras, utilizadas para contrastar la simulación realizada en nuestro trabajo para energía transferida en profundidad en 62, 87, 138 y 214 MeV, es de notar que las energías escogidas consideran una pico de Bragg cerca de la piel simulando tumores profundos y superficiales; ver figura 2.1c.

Figura 2.1c Curvas de Bragg simuladas con QGSP_BIC_EMY para 4 diferentes energías de haz, en donde se puede observar como varía la intensidad del pico de Bragg al cambiar la energía.



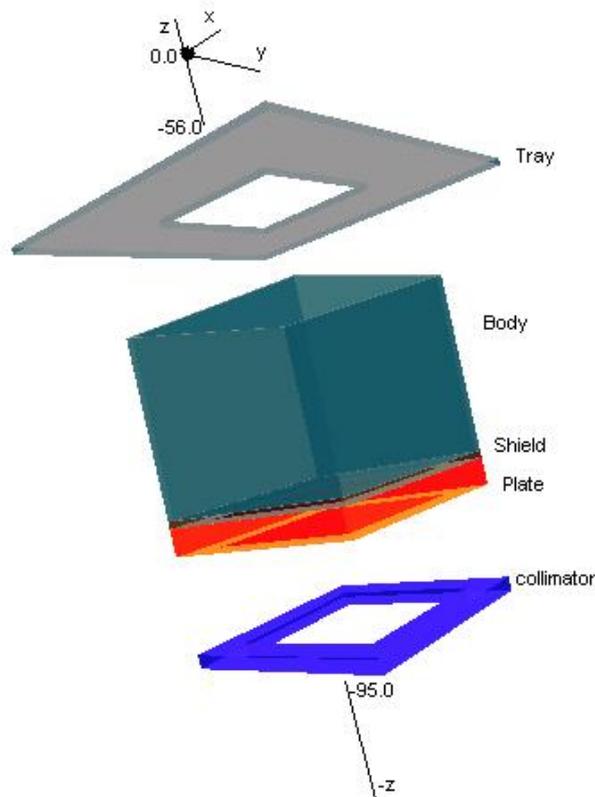
Fuente: Quiroga Fagua, A. (2014). Aspectos Físicos de la Hadronterapia. Tesis de maestría. Pág. 56.

2.1.2 Antecedentes nacionales

1. Como antecedente nacional se escogió la tesis de licenciatura de Godier Amburgo, J. (2004), titulada: Dosimetría de electrones para campos irregulares usando Monte Carlo. desarrollada en la Universidad Nacional del Callao; esta tesis nos mostro los pasos y procedimientos necesarios para construir un programa de simulación computacional basado en el código Monte Carlo PENELOPE, con la finalidad de replicar las características geométricas un cabezal acelerador y un fantoma; nos sirvió además para conocer con mucho detalle el fundamentos físico de la interacción de la radiación con la materia y sus tratamiento computacional con el código mencionado anteriormente también la metodología para determinar el punto y la tasa de máxima dosis sobre un modelo equivalente; un ejemplo, de la

geometría construida para ser usada con PENELOPE del conjunto aplicador es el mostrado en la figura 2.1d.

Figura 2.1d. Aplicador construido para simulación con PENELOPE de un acelerador lineal 3D.



Fuente: Godier Amburgo, J. (2004). Dosimetría de electrones para campos irregulares usando Monte Carlo. Tesis de licenciatura. Pág. 139.

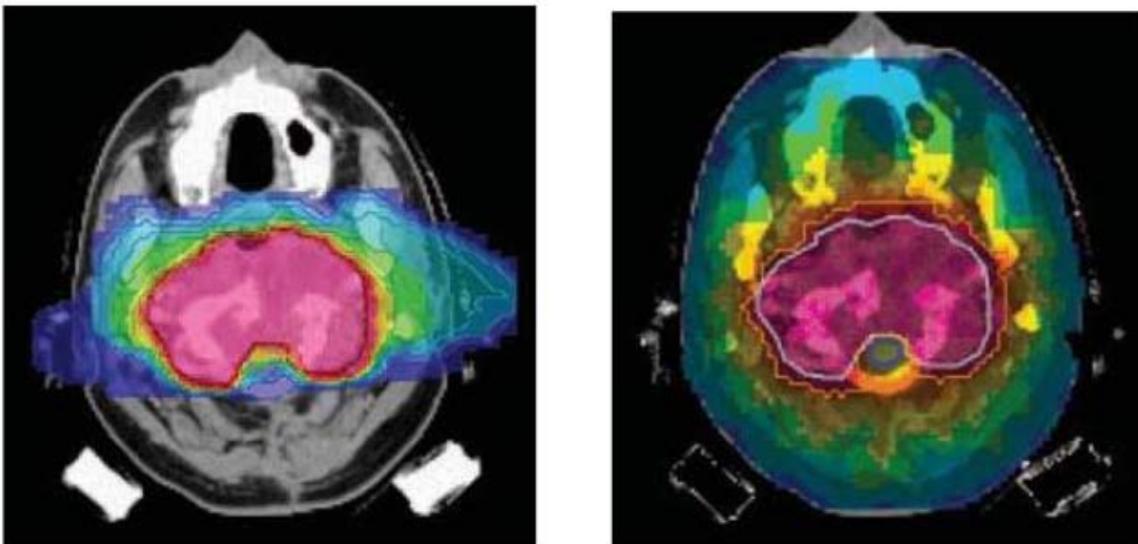
2.2 Marco

La hadronterapia usando protones e iones cargados se inicia en la década de los 40 por Robert Wilson en Estados Unidos, mientras realizaba estudios para aclarar el proceso de frenado de protones rápidos en la materia, se logró identificar que los perfiles de dosis-profundidad tienen un aumento significativo de la dosis al final de su alcance en la materia, a esto se le denominó "Pico de Bragg"; este descubrimiento de la interacción de protones con tejido mostró tener ventajas físicas y radiobiológicas, esto es debido a que partículas más pesadas para el tratamiento requieren para su aceleración imanes más potentes y que ocupen menor espacio, la

tabla mostrada en el anexo 1 muestra los Elementos requeridos en terapia con protones, iones pesados y neutrones.

Según se muestra en el trabajo de Quiroga Fagua, A. (2014) existen ventajas de la terapia con protones, frente a la radioterapia de intensidad modulada con fotones, lo cual se puede ver en la reducción de la dosis total a tejido sano, fuera del volumen blanco de planificación; asimismo, indica también que se ha encontrado que hay disminución en el riesgo de desarrollar tumores secundarios en niños, adolescentes y adultos jóvenes tratados; la figura 2.2a muestra comparativamente esto.

Figura 2.2a. Comparación entre la irradiación con iones de carbono (izquierda) y la irradiación con fotones (derecha). Mediante la técnica de radioterapia de intensidad modulada con fotones.



Fuente: Quiroga Fagua, A. (2014). Aspectos Físicos de la Hadronterapia. Tesis de Maestría. Pág. 44.

Quiroga Fagua, A. (2014) nos indica también que la primera instalación que empleo iones pesados fue el Heavy Ion Medical Accelerator (HIMAC), en Japón. Este centro empezó a funcionar en 1994. En este se realizaban experimentos clínicos con iones pesados, en la actualidad es uno de los que presenta mayor actividad.

Para la investigación a nivel mundial se trabaja normalmente con haces mono energéticos de 10 mm de diámetro de He, C, O, N, Ne, Si, Ar y Fe, alcanzando energías de 230 a 800 MeV/uma, dependiendo del ion; según lo referido en Bedoya Tobon, J. (2011), al realizar un proceso de simulación de transporte de electrones y positrones se presentan mayores complejidades debido a que la pérdida de energía de un electrón en una sola interacción es pequeña y sufren un gran número de colisiones antes de detenerse, con más razón la simulación de transporte de protones requiere recurrir a la técnica computacional de múltiples dispersiones que tiene la desventaja que al ser utilizada en simulaciones condensadas puede dar lugar a distorsiones sistemáticas de los resultados en bajas interacciones, de las cuales las dominantes son dispersión elástica, colisiones inelásticas y la emisión de radiación de frenado.

2.2.1 Teórico

El marco teórico respecto al cual se fundamenta la investigación que se desarrollara es la siguiente:

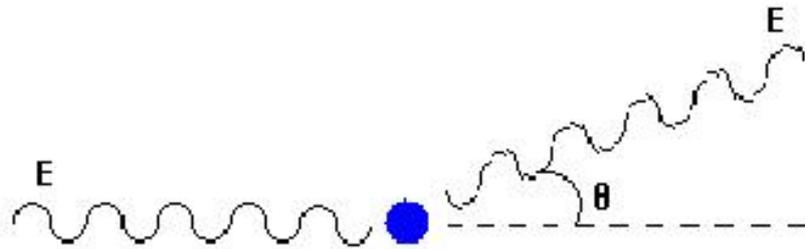
2.2.1.1 Interacción de radiación con la materia

Para resolver la interacción de protones en este trabajo se revisaron las interacciones que probabilísticamente, puede sufrir el haz incidente con el blanco, estas se conocen como dispersiones, las cuales pueden ser de tipo elástico, inelástico o de frenado (emisión Bremsstrahlung) y aniquilación electrón - positrón; según lo revisado en (Herranz, E. 2018), en general, un proyectil de masa cargada al interactuar con un blanco puede variar su energía inicial provocando efectos de pérdida de energía, modificar su carga efectiva, ionizar átomos del blanco, interactuar con el blanco y causar emisiones de diferentes tipos de radiación, entre otras. Las interacciones que son de mayor probabilidad son las siguientes:

- **Dispersión Coherente (Rayleigh)**

En este proceso un fotón es dispersado por un electrón atómico sin producir excitación ó ionización. Es decir que las energías del fotón incidente y dispersado son aproximadamente las mismas.

Figura 2.2b. Dispersión Rayleigh.

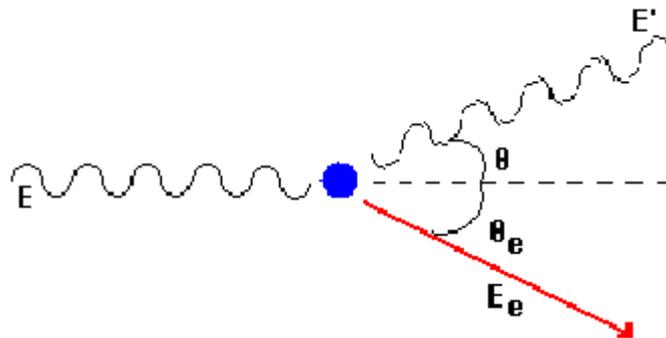


Fuente: elaboración propia.

- **Dispersión Incoherente (Compton)**

En la dispersión Compton un fotón de energía E interactúa con un electrón atómico, el cual absorbe cierta cantidad de energía emitiéndose un fotón secundario de energía E' en la dirección Ω , respecto al fotón original incidente. Las contribuciones de las diferentes capas electrónicas se consideran separadamente. Luego de una interacción Compton con la i -ésima capa, el electrón blanco es expulsado a un estado libre con energía cinética $E_e = E - E' - U_i$, donde U_i es la energía de ionización para la capa considerada.

Figura 2.2c. Dispersión Compton.

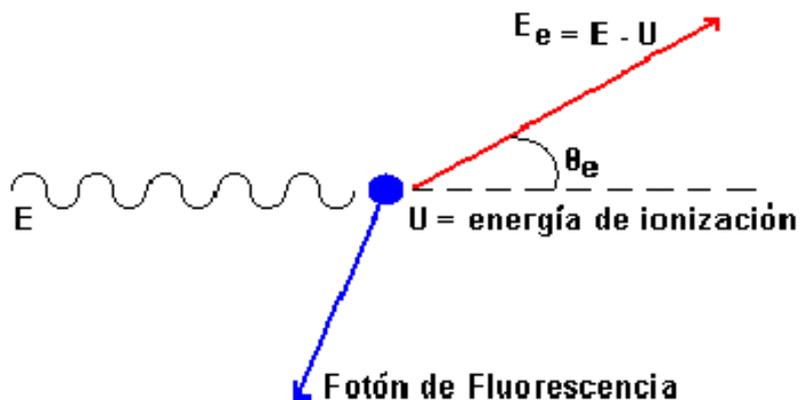


Fuente: elaboración propia.

- **Efecto fotoeléctrico**

En el efecto fotoeléctrico, un fotón es absorbido por el blanco, emitiéndose un electrón desde la i -ésima capa con energía cinética $E_e = E - U_i$, donde U_i es la energía de ionización para la capa; esto es posible solo cuando la energía del fotón incidente excede la energía de ionización correspondiente, lo cual establece ciertas limitaciones características a considerar en la sección eficaz del efecto.

Figura 2.2d. Efecto Fotoeléctrico.

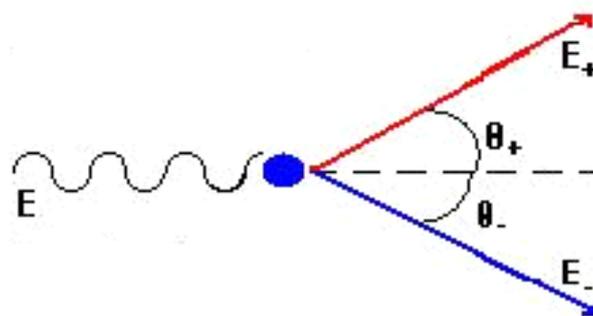


Fuente: elaboración propia.

- **Producción del par electrón-positrón**

Los pares electrón-positrón, pueden ser creados por absorción de un fotón en la vecindad de una partícula masiva, como un núcleo o un electrón, quien absorberá la energía y el momentum. La energía límite para producir un par en el campo de un núcleo es $2mc^2$; en el caso de un campo electrónico (producción triple), esto es posible solo con una energía mayor a $4mc^2$.

Figura 2.2e. Producción de par electrón - positrón.

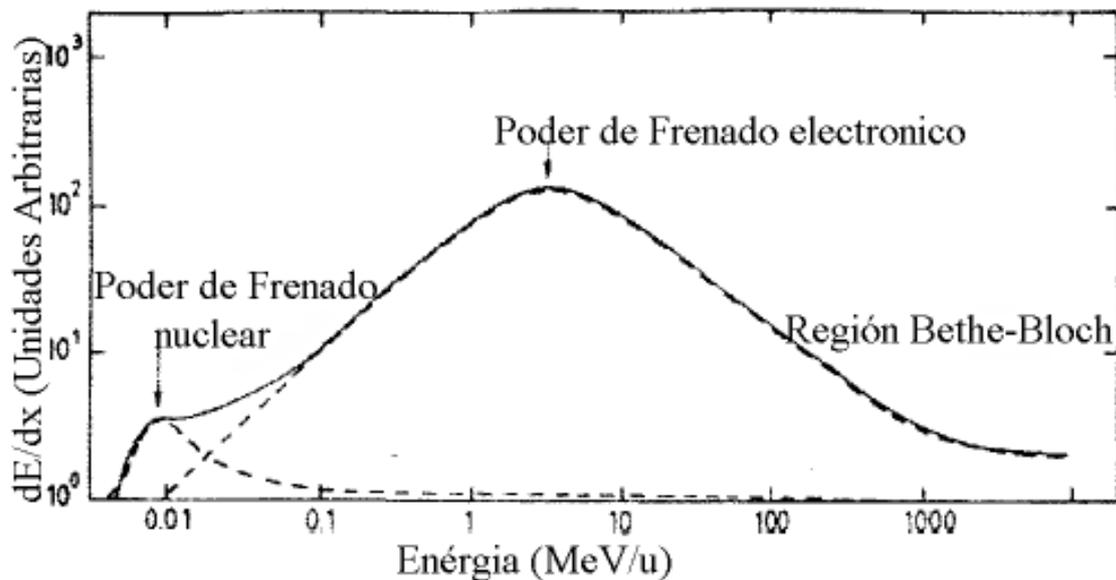


Fuente: elaboración propia.

En la protonterapia (terapia con protones) y de modo más general en la Hadronterapia (terapia con iones pesados), es necesario explicar las interacciones adicionales que sufre el haz incidente con el blanco material; en el trabajo de Quiroga Fagua, A. (2014) los efectos físicos observados al interactuar una partícula cargada (proyectil), en un blanco se muestra en la tabla 2.2a; pero en general, una partícula cargada al interactuar con un blanco puede variar su energía inicial provocando efectos de pérdida de energía, modificar su carga efectiva, ionizar átomos del blanco, interactuar con el blanco y causar emisiones de diferentes tipos de radiación, entre otras.

Debemos tomar en cuenta también que las interacciones causantes de depositar y dispersar la energía en el medio para el caso de protones son producidos por colisiones inelásticas y elásticas. Según explica Quiroga Fagua, A. (2014), en las colisiones inelásticas (nucleares o electrónicas), la energía cinética total no se conserva, por lo que parte de ella es absorbida como energía de excitación, ionización, desintegración del núcleo o creación de partículas, ver Figura 2.2f.

Figura 2.2f. Representación esquemática de la pérdida de energía debida a colisiones inelásticas electrónicas y nucleares.

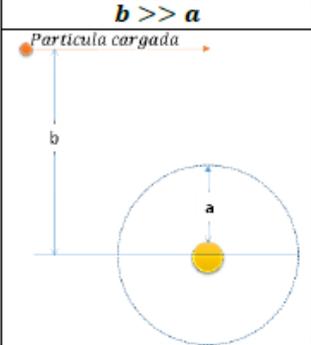
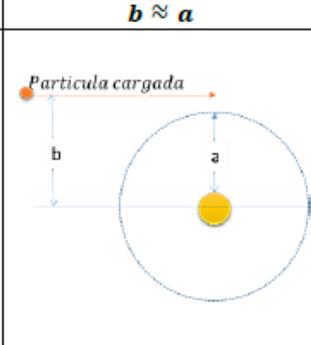
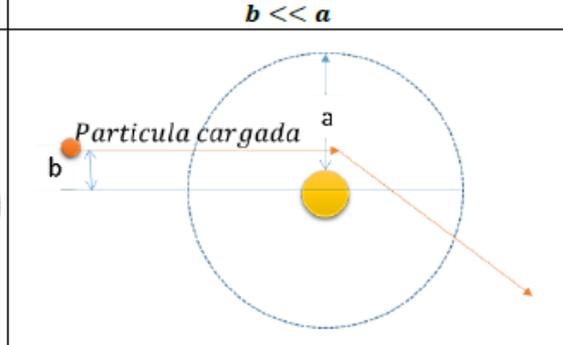


Fuente: Quiroga Fagua, A. (2014). Aspectos Físicos de la Hadronterapia. Tesis de Maestría. Pág. 6.

En colisiones elásticas (nucleares o electrónicas), la energía cinética total blanco – proyectil se conserva, por lo que su efecto es cambio en la dirección del haz. Según lo afirma Quiroga Fagua, A. (2014), para la simulación de un haz de protones es necesario considerar en particular las colisiones inelásticas, las cuales, desempeñan un rol importante en terapia con protones, especialmente en los últimos micrómetros de la trayectoria, en la cual este será el proceso dominante; así, cuando un proyectil con suficiente energía impacta contra el núcleo, se emiten partículas, por lo que el núcleo y el proyectil quedarán en un estado cuasi-excitado.

Para alcanzar su estado de equilibrio se pueden generar dos procesos: uno, es llamado proceso de evaporación, en el cual las partículas pueden decaer consecutivamente emitiendo iones ligeros, hasta que alcanzan su estado fundamental.

Tabla 2.2a. Diferentes tipos de interacciones de partículas cargadas considerando b como el parámetro de impacto con respecto al radio atómico (a).

$b \gg a$		$b \approx a$		$b \ll a$	
					
Electrónica (Coulomb)				Nuclear	
Elastica	Inelastica	Elastica	Inelastica		
Número de interacciones: pocas. Incrementan a energías menores a 100 eV	Número de interacciones: elevado	Número de interacciones: poco frecuentes para partículas cargadas pesadas	Número de interacciones: minoritaria		
Pérdida de energía: nula	La pérdida de energía: debida a la interacción con un solo electrón es pequeña, sin embargo globalmente la pérdida de energía es grande.	Pérdida de energía: nula	Se pierde energía y se emiten fotones.		
	Puede causar polarización atómica, <i>excitación o ionización</i> mediante la eliminación de un electrón de valencia		La <i>probabilidad</i> para este tipo de interacción es <i>inversamente proporcional a la masa al cuadrado</i> , para partículas cargadas pesadas se puede despreciar esta contribución		
			<i>Fragmentacion</i> Aumenta al aumentar el z del proyectil		

Fuente: Quiroga Fagua, A. (2014). Aspectos Físicos de la Hadronterapia. Tesis de Maestría. Pág. 5.

2.2.1.2 Deposición energética de partículas pesadas

Para realizar esta investigación es necesario conocer que al penetrar en un medio absorbente, las partículas pesadas cargadas, tales como protones e iones pesados, pierden su energía principalmente por interacciones de Coulomb con los electrones del medio; esta pérdida de energía es inversamente proporcional a la raíz cuadrada de la velocidad y se cuantifica en KeV/mm o

KeV/(g/cm²); para modelamiento según podemos ver en Cal Gonzales, J. (2010); podemos utilizar la formula de Bethe:

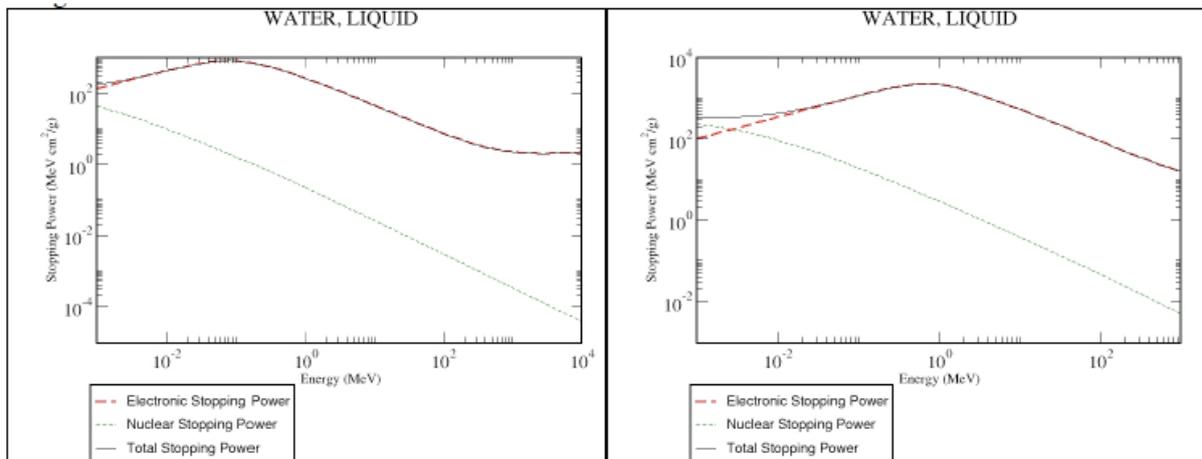
$$\frac{dE}{dx} \equiv -\frac{4\pi \cdot e^4 \cdot z^2 \cdot n_e}{m_e v^2} \left[\ln\left(\frac{2m_e v^2}{I}\right) - \ln\left(1 - \frac{v^2}{c^2}\right) - \frac{v^2}{c^2} \right] \quad (2.2.1)$$

En la ecuación (2.2.1) n_e es la densidad electrónica del medio, z es la carga efectiva de la partícula incidente, v su velocidad e I el potencial de ionización medio.

En esta ecuación no se incluyen los términos relativistas ni las correcciones de baja energía; sin embargo, la ecuación anterior nos permite conocer que las partículas cargadas pesadas depositen el máximo de densidad de energía al final de su recorrido, donde su velocidad es próxima a cero, lo mencionado anteriormente da lugar a lo que se conoce como pico de Bragg y siendo que el haz es monoenergético la tasa de pérdida de energía al atravesar un medio uniforme es siempre la misma, por lo que las partículas del haz se frenaran todas aproximadamente a la misma profundidad, lo que da lugar al rango de la partícula; la figura 2.2g, nos muestra el poder de frenado de protones (izquierda) y de partículas α (derecha) en agua.

Se muestra en ambos casos la contribución electrónica (en rojo) y la contribución nuclear (en verde) al poder de frenado. Se puede ver que la contribución dominante es la electrónica (excepto para energías muy bajas). Datos obtenidos de: National Institute of Standards and Technology y recogidos del trabajo de Cal Gonzales, J. (2010) .

Figura 2.2g. Poder de frenado para protones y partículas α en agua a diferentes energías.



Fuente: Cal Gonzales, J. (2010). Aplicación de Simulaciones Monte Carlo para el análisis de información CT y su uso en PET y Dosimetría. Memoria del Trabajo para la obtención del Diploma de Estudios Avanzados. Pág. 21

2.2.1.3 Sistema de entrega del haz de protones

Según podemos observar en Quiroga Fagua, A. (2014), hay otro proceso de suma importancia mediante el cual el haz es manipulado para depositar la dosis en el volumen deseado con precisión e indica además que en terapia los rangos de profundidad o rangos de las partículas cargadas a los que se requiere entregar el haz varían de unos cuantos milímetros a decenas de centímetros.

Para entregar el haz de partículas se conocen dos sistemas: uno denominado pasivo, empleado originalmente en radioterapia convencional y el otro es el llamado activo.

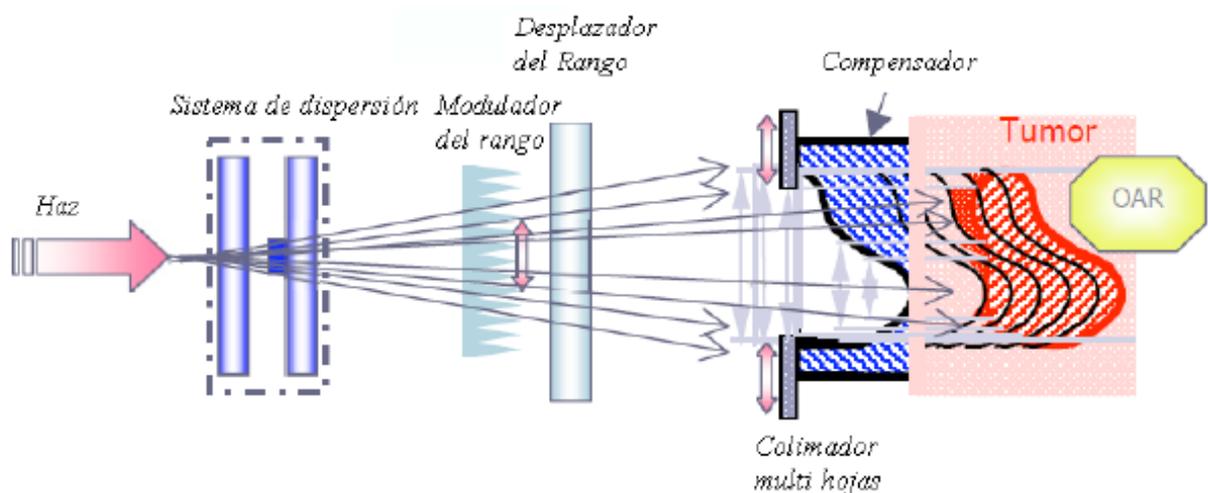
Sobre estos métodos de entrega del haz lo visto en Quiroga Fagua, A. (2014), explica que el primer método de entrega pasivo se basa en el empleo de un modulador, el cual se encarga de dispersar, degradar o colimar el haz con el fin de aumentar el campo o sección transversal del haz incidente con el fin de irradiar el volumen tumoral en su totalidad; la finalidad de esta configuración es desplazar y ensanchar el pico de Bragg dando lugar a la región denominada SOPB, por su acrónimo en inglés, Spread Out Bragg Peak (Pico de Bragg ensanchado).

Seguendo lo explicado por la investigación mencionada anteriormente nuestra geometría de simulación en la parte del modulador se compondrá de placas de plástico de diferentes espesores, que harán que el haz proveniente del acelerador se degrade; también se simulara un sistema de doble dispersión que tendrá por finalidad lograr que el haz se desplace por el área requerida.

Tal como plantea Quiroga Fagua, A. (2014), el método pasivo presenta el inconveniente al tener que ubicar en el camino del haz diversos materiales, lo cual conlleva la producción de fragmentos nucleares producidos por interacciones nucleares con el modulador, ocasionando contaminación del haz y una entrega de dosis adicional en la región de entrada, este efecto deberá ser considerado en los resultados de la simulación más adelante.

La figura 2.2h tomada del trabajo de Quiroga Fagua, A. (2014), muestra el esquema de funcionamiento del sistema de liberación pasivo. Se indica la entrada del haz monoenergético el cual tendrá un pico de Bragg a una profundidad definida y se desplaza según requiera para irradiar el volumen completo del tumor, seguidamente se encuentra el compensador y el colimador que permiten adaptar el haz al tamaño y forma del tumor y finalmente se encuentra la zona radiada.

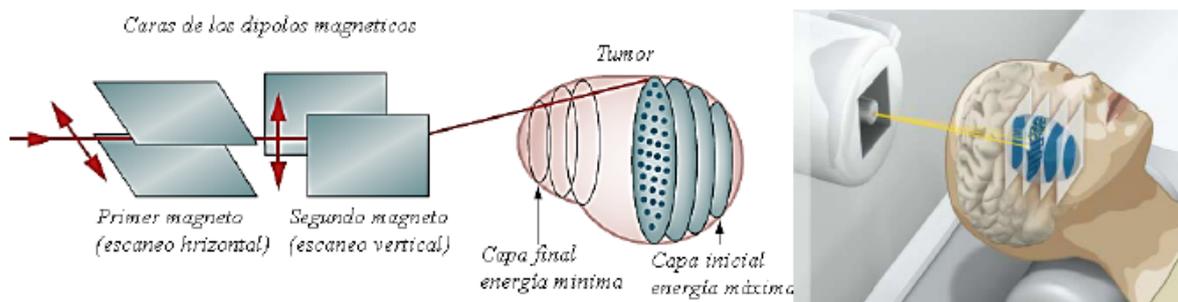
Figura 2.2h. Esquema de funcionamiento del sistema de liberación pasivo.



Fuente: Quiroga Fagua, A. (2014). Aspectos Físicos de la Hadronterapia. Tesis de Maestría. Pág. 31.

En la revisión del trabajo de Quiroga Fagua, A. (2014), se muestra que el otro método de entrega del haz es el sistema de conformación (del haz) activo. Este aprovecha el hecho de que el haz es cargado, para orientarlo por medio de dipolos magnéticos transformando el haz en un "lápiz" que permite dibujar el volumen de interés, escaneándolo a través de delgadas "tajadas" del tumor a una profundidad constante. El método requiere de un sincrotrón, tal que se varié fácilmente la energía y la profundidad del pico de Bragg pueda ser elegida rápidamente.

Figura 2.2i. Esquema de funcionamiento del sistema de liberación activo.



Fuente: Quiroga Fagua, A. (2014). Aspectos Físicos de la Hadronterapia. Tesis de Maestría. Pág. 32.

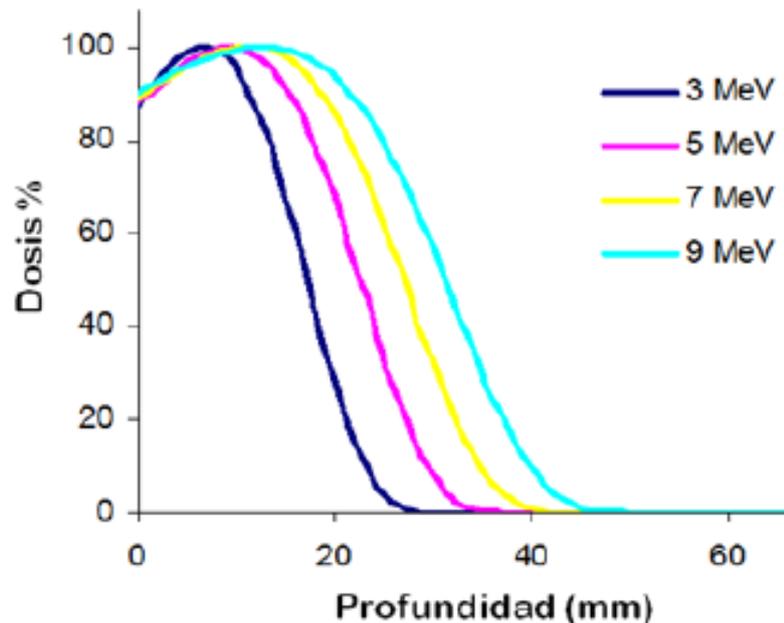
2.2.1.4 Curvas Dosimétricas

Tal como se indicó en el trabajo de Herranz Muelas, E. (2018), la curva de rendimiento en profundidad está relacionada con la forma en que la radiación se atenúa a medida que penetra en un medio; también se indica que la variación de la dosis en función de la profundidad a lo largo del eje central es uno de los parámetros fundamentales que caracterizan un haz de radiación; asimismo, el rendimiento en profundidad de un haz depende de varios factores, tales como la energía del haz, la distancia entre el foco generador de radiación y la superficie irradiada o el tamaño del campo rectangular.

En física medica, en estas gráficas el valor de la dosis medido a distintas profundidades se puede normalizar respecto al máximo valor medido, por lo que estas curvas dosimétricas se conoce también como porcentaje de dosis en profundidad PDD, por sus siglas en inglés (Percentage Depth Dose).

En la Figura 2.2ii se ha representado la forma de las curvas típicas de dosis en profundidad en agua de un haz de electrones de uso clínico tal como se muestra en Herranz Muelas, E. (2018).

Figura 2.2ii. PDD de varios haces de electrones de distintas energías



Fuente: Herranz Muelas, E. (2018). Simulaciones Monte Carlo para radioterapia intraoperatoria con haces de electrones. Tesis Doctoral. Pág. 36.

Existen diferentes parámetros, útiles para la caracterización de las curvas de dosis en profundidad tal como la vista en la figura 2.1b y que hemos tomado del trabajo de Herranz Muelas, E. (2018).

- R_{max} : profundidad donde la dosis absorbida en el eje central es máxima.
- R_{90} profundidad superior a R_{max} donde la dosis absorbida en el eje central se ve reducida al 90% de la dosis máxima. A la región comprendida entre $z=0$ y R_{90} se le denomina rango terapéutico.
- R_{50} : profundidad donde la dosis absorbida en el eje central se ve reducida al 50% de la dosis máxima.
- Contaminación por rayos X (Cola de Bremsstrahlung): dosis medida en el eje central a $d_{10} + 10$ cm (d_{10} : profundidad donde la dosis absorbida en el eje central se ve reducida al 10% de la dosis máxima).

- R_p (rango práctico): profundidad de interacción entre el fondo de contaminación por rayos X y la tangente de la curva PDD en el punto de inflexión.

Para los haces de electrones tenemos:

- Una dosis relativa en la superficie más elevada
- Un región de "dosis efectiva" (región comprendida entre $z = 0$ y $z = R_{90}$) más amplia.
- Una caída lineal de la dosis en profundidad.
- Una cola de Bremsstrahlung debido a la generación de fotones en las colisiones inelásticas de los electrones con los núcleos.

2.2.1.5 Transporte de electrones y positrones con Monte Carlo

Lo revisado en Rojas, L. (2010), respecto al transporte de electrones y positrones con Monte Carlo nos permite definir que la historia o trayectoria de una partícula es vista como una secuencia aleatoria de desplazamientos libres que terminan con un evento de interacción donde la partícula cambia su dirección de movimiento, pierde energía y puede generar partículas secundarias, esto tiene que previamente estar modelado según las leyes de la física y atendiendo las funciones de probabilidad determinadas por las secciones eficaces adecuadas y dependiendo del medio, la energía de la partícula y la disposición geométrica del sistema. En el desarrollo de esta investigación se analizaron las principales interacciones que tienen lugar en el transporte de electrones y positrones con el fin de lograr comprender su modelado y tratamiento.

La interacción de partículas cargadas ligeras con la materia según lo revisado en Cal Gonzales, J. (2010) debe tomar en cuenta que en la interacción de electrones y positrones con un medio material estos van perdiendo progresivamente su energía cinética a lo largo de su trayectoria, la reducción de velocidad es consecuencia de diferentes interacciones elementales entre la partícula cargada incidente y las partículas cargadas del medio.

Estas interacciones se denominan colisiones y son las que son responsables de la energía transferida a la materia. Los principales procesos que pueden tener lugar son: colisiones elásticas, inelásticas y radiativas. La penetración de un haz de partículas cargadas ligeras en un medio puede ser descrita suponiendo una pérdida lineal y continua de energía a medida que penetra en el medio esta cantidad se denomina poder de frenado y está dada según se toma de Cal Gonzales, J. (2010) por:

$$\frac{dE}{dx} \equiv \left(\frac{dE}{dx} \right)_{col} + \left(\frac{dE}{dx} \right)_{rad} \quad (2.2.2)$$

Donde $\left(\frac{dE}{dx} \right)_{col}$ representa la pérdida de energía por ionización y $\left(\frac{dE}{dx} \right)_{rad}$ representa la pérdida de energía por radiación electromagnética.

Tal como podemos observar en Cal Gonzales, J. (2010) La pérdida de energía por ionización viene dada por la formula de Bethe para partículas cargadas ligeras:

$$-\left(\frac{dE}{dx} \right)_{col} \equiv \frac{2\pi \cdot e^4 \cdot NZ}{m_0 v^2} \left(\ln \frac{m_0 v^2 E}{2I^2(1-\beta^2)} - (\ln 2)(2\sqrt{1-\beta^2} - 1 + \beta^2) + (1-\beta^2) + \frac{1}{8}(1-\sqrt{1-\beta^2})^2 \right) \quad (2.2.3)$$

Donde N y Z son la densidad y el número atómico del medio, m_0 es la masa en reposo del electrón, la variable I representa el potencial de ionización del medio y $\beta = \frac{v}{c}$ siendo v la velocidad de la partícula y c la velocidad de la luz.

Por otro lado, la pérdida de energía por radiación electromagnética viene dada por la ecuación:

$$-\left(\frac{dE}{dx} \right)_{rad} \equiv \frac{NEZ(Z+1)e^4}{137m_0^2 c^4} \left(4 \ln \frac{2E}{m_0 c^2} - \frac{4}{3} \right) \quad (2.2.4)$$

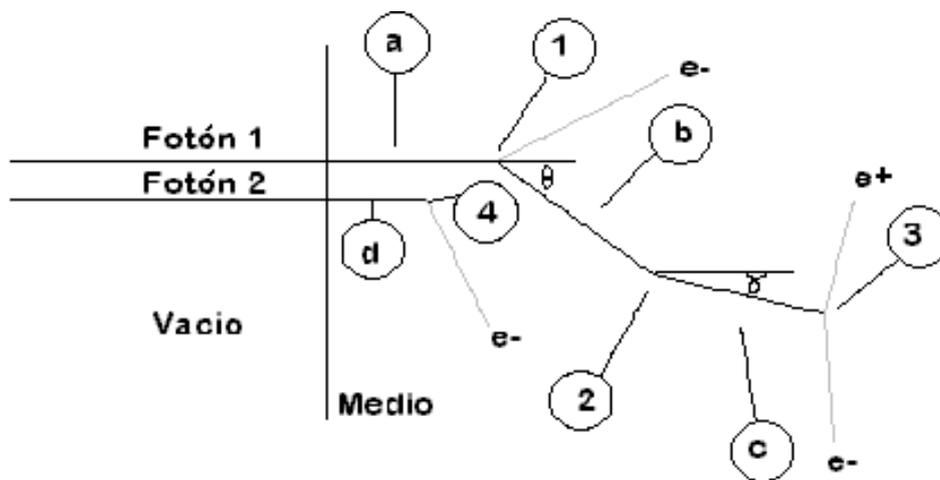
En el trabajo de Godier Amburgo, J. (2004) se explica que en simulación con Monte Carlo la determinación de los sitios de colisión ó de ocurrencia de eventos, es

básicamente obtenida al calcular las trayectorias partiendo de la dirección inicial dada por la fuente; es decir, proviene de consideraciones geométricas.

El análisis debe hacerse primero para fotones, en todos los casos (Compton, Rayleigh y otros.) y el proceso se inicia con la determinación de la posición de ocurrencia primaria, luego se calcula el ángulo polar y azimutal de inicio de trayectoria secundaria. La energía depositada así como su contribución a las magnitudes requeridas se almacena, y se aplica en cada caso un cálculo del camino recorrido, siendo la trayectoria entre colisiones una línea recta.

Se repite el proceso para las N historias iniciales y luego se aplica el mismo tratamiento para los M, fotones secundarios generados.

Figura 2.2j. Simulación detallada fotones.



Fuente: Godier Amburgo, J. (2004), tesis de licenciatura, pág. 77.

Donde: a, b, c y d, son los caminos para los fotones calculados con la ley de atenuación DCL.

1 = Evento Compton, 2 = Dispersión Rayleigh

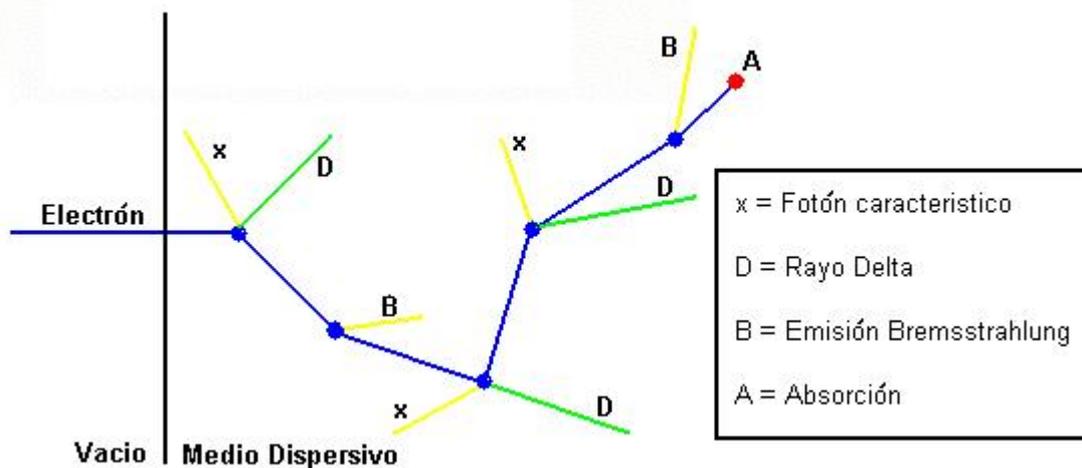
3 = Producción de Pares y 4 = Efecto Fotoeléctrico

Lo recogido del trabajo de Godier Amburgo, J. (2004) muestra que para el caso de partículas cargadas, donde la interacción ocurre como colisiones elásticas e inelásticas; se evalúan las energías de las partículas secundarias en comparación con las energías de corte y usando las técnicas de rechazo se determinan cuales quedan; luego se almacenan en memoria todas las características de las partículas producidas, su posición de nacimiento, energía inicial y dirección de vuelo. en el caso del código Monte Carlo PENELOPE se siguen las trayectorias usando simulación detallada para el caso de colisiones elásticas y simulación condensada para el caso de colisiones inelásticas, este tipo de tratamiento se denomina “Simulación Mixta”.

- **Simulación Detallada**

Godier Amburgo, J. (2004) considera cada evento individualmente y es usada cuando ocurren colisiones de alta energía, es decir cuando el ángulo de deflexión es alto. El valor limite de ángulo que separa las colisiones suaves de las duras lo determina el usuario dependiendo de la velocidad de computo del ordenador, esto debido a que efectuar una simulación detallada consume mucho tiempo de uso del microprocesador.

Figura 2.2k. Simulación detallada electrones.



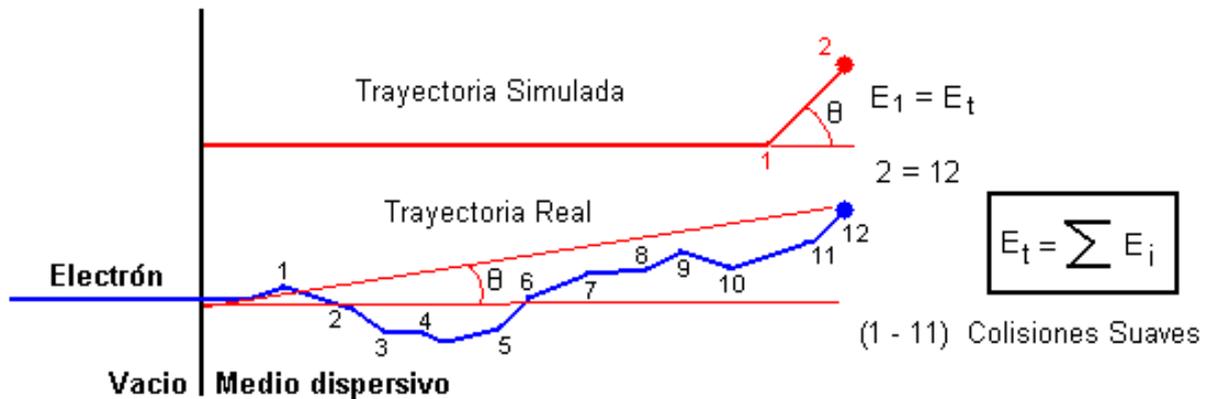
Fuente: Godier Amburgo, J. (2004), tesis de licenciatura, pág. 78.

- **Simulación Condensada**

Según Godier Amburgo, J. (2004) en este tipo de simulación la modificación de trayectoria para una partícula con ángulo de deflexión menor a cierto ángulo

limite, puede ser despreciada durante cierto número de interacciones, para ser tomada en cuenta posteriormente cuando la suma de los pequeños cambios sea importante.

Figura 2.2l. Simulación condensada electrones.



Fuente: Godier Amburgo, J. (2004), tesis de licenciatura, pág. 78.

En el código Monte Carlo PENELOPE, el proceso de interacción que tendrá lugar en el punto establecido toma en cuenta la probabilidad de ocurrencia siendo que esta es proporcional a las secciones eficaces y obedece a la siguiente relación:

$$F(i) = \frac{\sigma_i}{\sigma_t} \quad (2.2.5)$$

Donde: σ_i , es la sección eficaz para el i-ésimo tipo de interacción

σ_t , es la sección eficaz total (suma de secciones eficaces).

El tipo de interacción (i), se escoge aleatoriamente tomando la función F(i) como valor de descarte.

$$F(i-1) < \xi < F(i)$$

Donde: ξ , es un número real aleatorio entre 0 y 1

2.2.2 Conceptual

El marco conceptual respecto al cual se fundamenta la investigación que se desarrollará es la siguiente:

■ Dosis y dosis equivalente

Proceso de cuantificar los efectos de la radiación en el cuerpo, para ello, se presentan las cantidades que describen el haz en términos de la energía depositada en el medio. La dosis de radiación es una de estas cantidades que depende de varios factores como la intensidad, la energía de radiación, el tiempo de exposición (flujo de partículas en un tiempo específico), el área expuesta y la profundidad de deposición de energía.

La dosis absorbida (D) es la cantidad de energía total absorbida (E) por unidad de masa (m) del medio. La dosis absorbida se representa con:

$$\frac{dE}{dm} = D \quad (2.2.6)$$

En el SI las unidades de la dosis absorbida son los gray (Gy), donde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 6.25 \times 10^{12} \text{ MeV/kg}$. Esta dosis representa la energía por unidad de masa que logra producir efectos biológicos atribuibles a la radiación. (Quiroga, A. 2014).

según lo indicado en la ICRP - 103 (2008), para especificar los límites de exposición son empleadas las magnitudes de protección; estas permiten garantizar que la incidencia de efectos estocásticos a la salud se mantiene por debajo de niveles inaceptables; así, la dosis equivalente en un órgano o tejido T, denotada como H_T se calcula conociendo la dosis absorbida promedio, $D_{T,R}$ en el volumen de un órgano o tejido específico T (ver anexo 2), debida a la radiación de tipo R (ver anexo 3); cabe mencionar que la radiación R se considera incidente en el cuerpo o emitida por radionúclidos dentro de él. La ecuación es la siguiente:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.2.7)$$

Donde W_R es el factor de ponderación de la radiación para la radiación R. La suma se realiza para todos los tipos de radiaciones involucrados. La unidad de dosis equivalente es el J kg⁻¹ y tiene como nombre especial el sievert (Sv).

■ **Receptores de radiación y geometría del fantoma**

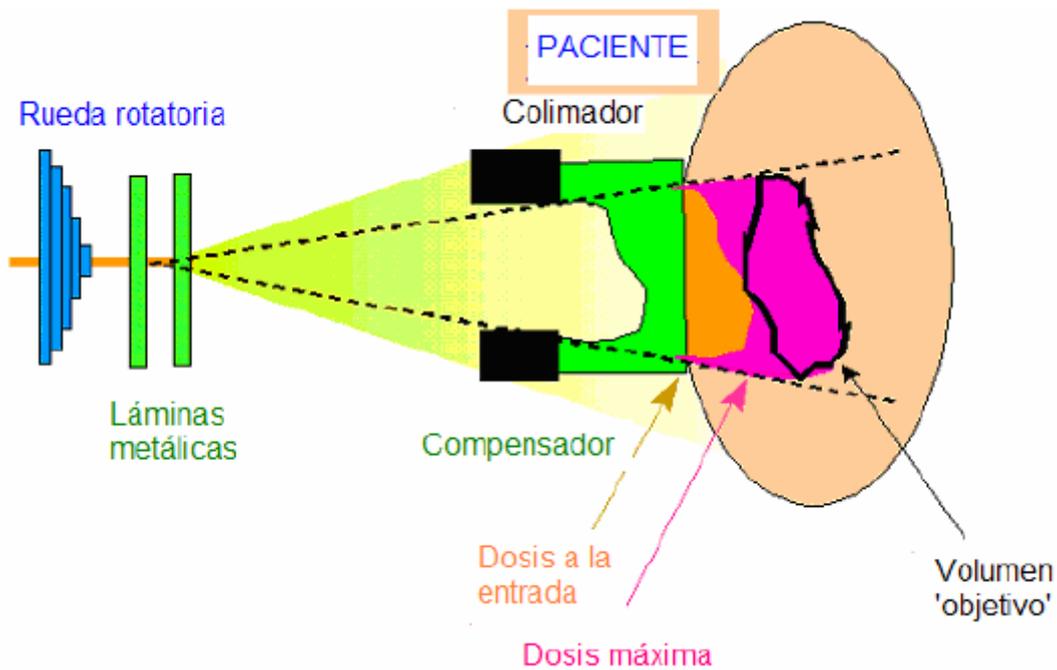
Usualmente el término receptor se aplica al medio ó conjunto material sobre el cual incide radiación ionizante y en el que deberemos calcular la dosis absorbida, esta dosis estará en función de la geometría y composición del material que constituye al receptor.

Para un tratamiento computacional de la representación del receptor, es necesario redefinirlo como el conjunto de medios sobre el cual incide la radiación y dentro del cual se ubica el blanco (fantoma), que es el bloque material de interés para cálculos dosimétricos (AAPM TG-21, 1983).

Siguiendo la terminología empleada en los protocolos vigentes para determinación de dosis absorbida, usaremos la etiqueta de fantoma para referirnos a cierto medio material de geometría finita y composición similar a la de los objetos en tratamiento. Para muchos de los protocolos de calibración el material recomendado es agua, sobre esta se realizan las mediciones experimentales para puesta a punto de aceleradores de radioterapia y maquinas isotópicas.

En esta investigación usamos como fantoma una geometría simple cubica de agua para un sistema de entrega pasivo de protones denominados sistemas pasivos de dispersión dispersores, compensadores y colimadores que fueron adaptados de la terapia convencional de fotones según se ve en Herranz, E., et. al. (2008); este autor explica también que para dar forma al haz de protones en la forma primigenia más simple en 1954 en el Lawrence Berkeley Laboratory (California), se usaban compensadores y colimadores: mediante los colimadores se trataba de limitar el campo de radiación en la dirección lateral para abarcar sólo la región del tumor. La función del compensador era adaptar el haz de forma que la máxima dosis se depositase sobre el tumor, empleando para ello distintos materiales absorbentes, tal como se muestra en la figura (2.2m).

Figura 2.2m. Esquema empleado en los sistemas de dispersión pasiva.



Fuente: Herranz, E., et. al. (2008). Hadronterapia. Pág. 56.

■ El método Monte Carlo (MC)

Tomando lo revisado en Rojas, L. (2010) podemos conceptualmente definir al método de Monte Carlo como una forma genérica de nombrar procedimientos matemáticos que mediante el uso de números generados aleatoriamente y el muestreo de distribuciones de probabilidad sobre un conjunto de variables aleatorias definidas en un espacio dimensional finito permiten resolver problemas de índole aleatoria. Según además este autor se tienen datos históricos de que el uso la técnica llamada Monte Carlo viene desde antes del siglo XVIII. El nombre fue inspirado por el casino Monte Carlo, el físico Von Neumann y sus colaboradores introdujeron el termino cuando realizaron un estudio de la difusión de neutrones para el desarrollo de la bomba atómica, esto ocurrió en Los Alamos, EUA. El uso del método Monte Carlo se extiende a muy diversas áreas, por ejemplo en la solución de problemas de mecánica estadística, la evaluación de integrales, la resolución de sistemas de ecuaciones diferenciales, el modelado del crecimiento de bosques, estudios de contaminación, estudios del comportamiento de las acciones en la bolsa de valores, entre otras.

Rojas, L. (2010), explica que Los códigos MC de transporte tienen modelos de interacción para las partículas que se van a simular, es decir, conjuntos de secciones diferenciales transversales para los mecanismos de interacción relevantes. Entre los códigos o programas de simulación MC para el transporte de partículas en medios materiales de actualidad están: EGS4, EGSnrc, PENELOPE, NOREC, MCNP y GEANT4, cada uno con sus ventajas y desventajas en el caso del código PENELOPE que aplicamos en esta investigación se pueden simular cascadas de fotones, electrones y positrones en casi cualquier medio material sólido (amorfo), líquido o gaseoso, en geometrías que pueden definirse con superficies cuádricas y se modificó la rutina correspondiente incorporando a los protones como partícula de bombardeo.

Según podemos revisar en Cal Gonzales, J. (2010), PENELOPE es un paquete de subrutinas, invocadas por un programa principal que controla la evolución de las historias de las partículas y acumula en contadores las magnitudes de interés en cada aplicación concreta. Estas subrutinas están escritas en el lenguaje de programación FORTRAN77 y son distribuidas por la Agencia de Energía Nuclear de la Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económico (Nuclear Energy Agency, NEA-OECD). Sus autores son Francesc Salvat y Jose M. Fernandez-Varea de la Facultad de Física de la Universidad de Barcelona y Josep Sempau del Instituto de Técnicas Energéticas de la Universidad Politécnica de Cataluña La simulación de electrones y positrones con PENELOPE incluye los siguientes tipos de interacciones:

- Dispersión elástica fuerte ($\theta > \theta_c$).
- Dispersión inelástica fuerte ($\theta > \theta_c$).
- Emisión por Bremsstrahlung (radiación de frenado).
- Interacción Delta.
- Interacción artificial débil ($\theta < \theta_c$).
- Ionización de capas internas.
- Aniquilación (solo para positrones).
- Interacciones auxiliares (mecanismos adicionales de interacción que pueden ser definidos por el usuario, por ejemplo, interacciones fotonucleares)

La simulación de fotones incluye los siguientes tipos de interacciones:

- Dispersión elástica (Rayleigh), Dispersión inelástica, entre otras.

2.3 Definición de términos básicos

■ Radiación

Conceptualizamos a la radiación como la emisión, propagación y transferencia de energía en cualquier medio en forma de ondas electromagnéticas o partículas, tal es el caso de los rayos x, rayos gamma o partículas alfa y beta, neutrones o protones. (Cember, 1980).

■ Fuentes de radiación

Se designa como fuente, a un productor de radiación ionizante, puede tratarse de un acelerador el cual incrementa la energía cinética de partículas cargadas (electrones y protones), u otras partículas más pesadas, también son fuentes los núcleos radiactivos en cuyo proceso de decaimiento emiten partículas y fotones. Alternativamente una fuente de radiación puede ser algún artefacto que aproveche la producción de fotones ó partículas debido a procesos de interacción con la materia, tal es el caso de las máquinas de rayos X y los aceleradores.

Computacionalmente las fuentes pueden ser representadas por una cantidad escalar S_0 , que indica el número de partículas o cuantos que dejan cierta energía en el medio por unidad de volumen. Una fuente queda correctamente definida si se conoce el número de partículas ó fotones incidentes por unidad de área, su energía individual y la dirección inicial que presentan; estas consideraciones serán de utilidad ya que con el fin de calcular dosis será necesario resolver la ecuación de transporte y por ende conocer el tipo de fuente empleada. (Elford, 1983).

■ Iones pesados (hadrones) y protones

Hadrones, son partículas pesadas como los iones de He, C, O, N, Ne, Si, Ar y Fe, que también se pueden utilizar para tratamientos de cáncer y muchas veces ofrecen una mayor eficacia biológica en determinados tipos de tumores; por otro lado, un protón es una partícula subatómica con carga eléctrica positiva que junto a los neutrones forma el núcleo de los átomos, su masa es 1.672×10^{-27} kg.

■ **Acelerador Lineal**

Los aceleradores lineales o LINAC por su acrónimo en inglés "Linear Accelerator" se utilizan en radioterapia para producir haces de electrones o de fotones. En general, la radiación producida por este tipo de dispositivos es de alta energía y forma un espectro que va desde unos pocos keV hasta decenas de MeV dependiendo del modelo del dispositivo. (Herranz, E. 2018).

■ **Neoplasias**

Se consideran neoplasias a las formaciones anormales de ciertos tipos de tejido, los más comunes son los de cabeza y cuello, de pulmón, los de tipo hepatocelular, hueso y próstata.

■ **Perfil de dosis**

Se conoce como perfil de dosis a la representación gráfica de la dosis generada en función de la profundidad, también se conoce como curva de rendimiento en profundidad y está relacionada con la forma en que la radiación se atenúa a medida que penetra en un medio. Esta variación de la dosis en función de la profundidad a lo largo del eje central es uno de los parámetros fundamentales que caracterizan un haz de radiación tal como se ve en (Herranz, E., 2018). Existen también las representaciones de distribuciones de dosis 2D y 3D conocidos también como perfiles transversales y se utilizan para determinar completamente el depósito de dosis y se obtienen al realizar mediciones de dosis fuera del eje central del campo, las cuales se denominan "off-axis". (Herranz, E., 2018).

■ **Pico de Bragg**

Es el punto donde se deposita la mayor cantidad de energía en partículas cargadas pesadas luego de frenar por completo en su tránsito a través de la materia, esto es debido a que en las partículas más pesadas, como los protones, la atenuación del haz es diferente: las partículas se desaceleran poco a poco en su recorrido, depositando una pequeña cantidad de energía hasta que se frenan por completo y entonces se produce un depósito de energía más alto y muy localizado.

■ Simulación Monte Carlo y código PENELOPE

Son métodos estadísticos que hacen uso de números aleatorios como base para la solución de problemas relacionados con procesos estocásticos, mediante la creación de un modelo, lo más parecido al sistema real. (Bedoya, 2011).

PENELOPE (PENetration and EnergyLOSS of Positrons and Electrons), es un código abierto de propósito general para el transporte de electrones, fotones y positrones, sin considerar reacciones foto-nucleares, en un rango de energías comprendido entre 50 eV y 1GeV; por esta razón, su principal campo de aplicación es la física médica. (Herranz, E.,2018).

Según nos muestra Cal Gonzales, J. (2010), PENELOPE cuenta con un programa principal, el cual se encargara de ir llamando de manera adecuada a las subrutinas, e ira almacenando la información sobre las trayectorias de las partículas simuladas. Este programa principal debe dar a PENELOPE unos ficheros de entrada con información sobre la geometría del sistema y de los materiales a utilizar. También debe de proporcionar a las subrutinas de PENELOPE los parámetros necesarios para su funcionamiento, como son: tipo de partícula a simular, posición y dirección de la misma, el anexo 4 muestra el diagrama de flujo correspondiente y el anexo 5 la tabla de algunos materiales biológicos de interés que se pueden simular.

CAPÍTULO III

HIPOTESIS Y VARIABLES

3.1 Hipótesis

3.1.1 Hipótesis general

- La dosimetría de un haz de protones se realiza con Monte Carlo.

3.1.2 Hipótesis específicas

- La curva dosis en profundidad para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV es generada usando Monte Carlo.
- El pico de Bragg para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV es hallado usando Monte Carlo.

3.2 Definición conceptual de las variables

En la presente investigación las variables identificadas son las siguientes:

■ **Variable independiente: Haz de protones**

Los protones producidos en ciclotrones o sincrotrones son acelerados en ciclos aumentando gradualmente su energía, el rango de interés en el caso de protones es de 80 a 400 MeV. La pérdida de energía por unidad de longitud recorrida es inversamente proporcional a la raíz cuadrada de la velocidad de éstas partículas y su expresión viene dada por la ecuación (1). (Herranz, 2008).

■ **Variable dependiente: Dosis depositada**

La dosis de radiación es una cantidad de energía depositada por unidad de masa que depende de varios factores como la intensidad, la energía de radiación, el tiempo de exposición (flujo de partículas en un tiempo específico), el área expuesta y la profundidad de deposición de energía. La dosis absorbida (D) es la cantidad de energía total absorbida (E) por unidad de masa (m) del medio.

3.3 Operacionalización de la variables

3.3.1 Definición operacional de la variable

La definición operacional de las variables de esta investigación se muestra en la tabla 3.3.1.

Tabla 3.3.1. Operacionalización de variables.

Variable	Tipo	Dimensión	Indicadores
Independiente	Cuantitativa	Energía transferida	Energía en MeV del haz de protones
Haz de protones			
Dependiente	Cuantitativa	Energía absorbida	Dosis en Gy $1 \text{ Gy} = 1\text{J/kg} = 6.25 \times 10^{12} \text{ MeV/kg}$
Dosis depositada			

CAPÍTULO IV

DISEÑO METODOLOGICO

4.1 Tipo y diseño de la investigación

4.1.1 Tipo de investigación

- La investigación fue de tipo aplicada.

4.1.2 Diseño de la investigación

- Cuantitativa, mediante simulación computacional por métodos Monte Carlo, donde los parámetros de simulación fueron auto generados para la recolección y medición de valores energéticos.

4.2 Método de investigación

El método de investigación es cuasi experimental, aplicado mediante la ejecución de una simulación computacional usando el código Monte Carlo PENELOPE modificado, para inicialmente modelar geoméricamente la entrega de modo pasivo de haces de protones de diferentes energías (160, 200 y 250 MeV) buscando luego que la radiación tenga un reparto adecuado de la dosis mediante un sistema de compensación previo al blanco que será un fantoma de agua.

La penetración del haz se simula con un filtro de radiación que produzca a la salida un haz de la energía deseada consiguiéndose un pico de Bragg fijo en todo el plano transversal para las diferentes energías (160, 200 y 250 MeV).

4.3 Población y muestra

Debido a la naturaleza de esta investigación no se identifica población y muestra estadística.

4.4 Lugar de estudio y periodo desarrollado

Debido a la naturaleza de esta investigación no se identifica un lugar de estudio específico, el desarrollo de la investigación se realizó en el marco del D.S. N° 044-2020-PCM, D.U. N° 026-2020 y Res. N° 068-2020-CU (UNAC) del 25 de marzo de 2020 en

modo trabajo remoto y su periodo de desarrollo es según lo establecido en la resolución rectoral N° 491-2020-R del 01 de setiembre del 2020 al 31 de agosto del 2021.

4.5 Técnicas e instrumentos para la recolección de la información

4.5.1 Construcción geométrica

Según lo revisado en Godier, A. (2004), para que sea posible utilizar el código PENELOPE, es necesario realizar la modificación del software inicial, código fuente original; por ello, tomando como base el programa PENCALC.FOR, desarrollado por Godier, A. (2004), la construcción geométrica de los materiales a simular se deben realizar en el programa PENGEOM2.FOR, la tabla (4.5.1) muestra las componentes del programa PENCALC.FOR.

Tabla 4.5.1. Componentes del programa PENCALC.FOR de PENELOPE

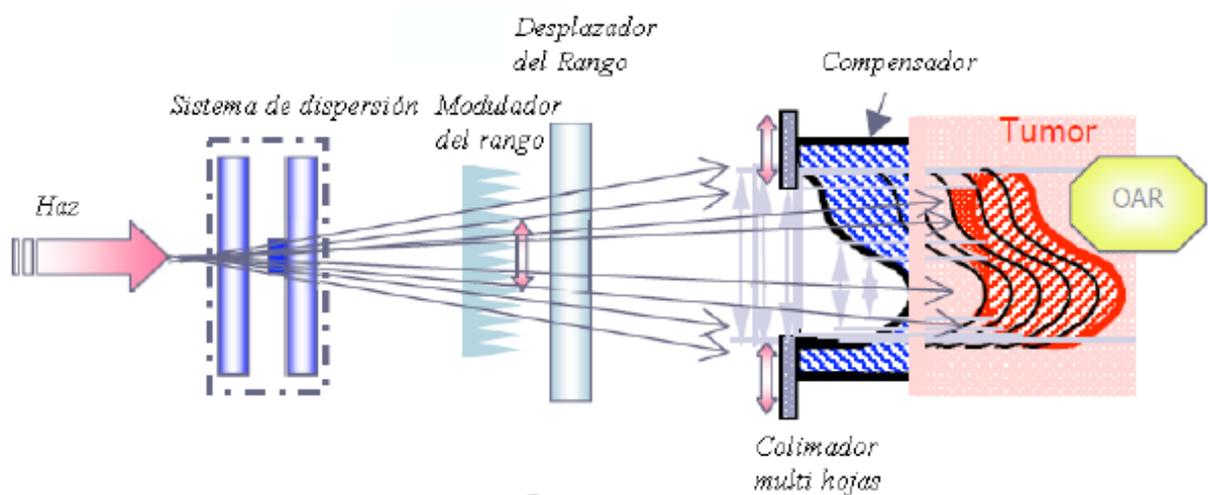
Componente	Descripción
PENELOPE.FOR	Este conjunto se encarga del tratamiento de eventos de interacción de la radiación con la materia, ejecutando los algoritmos correspondientes para cálculo de cantidades significativas (dosis, fluencia, etc.), así mismo puede ser configurado para modificar parámetros de entorno (energías de corte, longitud máxima de viaje, etc.).
PENGEOM2.FOR	Toma los datos geométricos, y efectúa básicamente dos tipos de operaciones, la determinación de los desplazamientos espaciales y el cruce de interfaces para medios complejos.
TIMERG77.FOR	Proporciona datos cronológicos y temporales para uso de los generadores de números aleatorios y controladores de tiempo de simulación.
MATERIAL.EXE	Código que permite elaborar un archivo de secciones eficaces evaluadas sobre cierto rango energético, respecto a un material definido por el usuario.
PENCALC.FOR (Código de usuario)	Realiza el llamado al conjunto de subrutinas del núcleo, para efectuar operaciones de registro y cálculo según los requerimientos del operador.

Fuente: Godier Amburgo, J. (2004), pág. 93.

Para realizar la construcción geométrica que se usara en la simulación se construyo una versión simplificada del sistema de liberación pasivo de una haz monoenergético de protones, el cual se espera tendrá un pico de Bragg a una

profundidad definida y se usara para irradiar el volumen completo del fantoma de agua, ver figura 4.5a.

Figura 4.5a. Esquema de funcionamiento del sistema de liberación pasivo de un haz de protones.

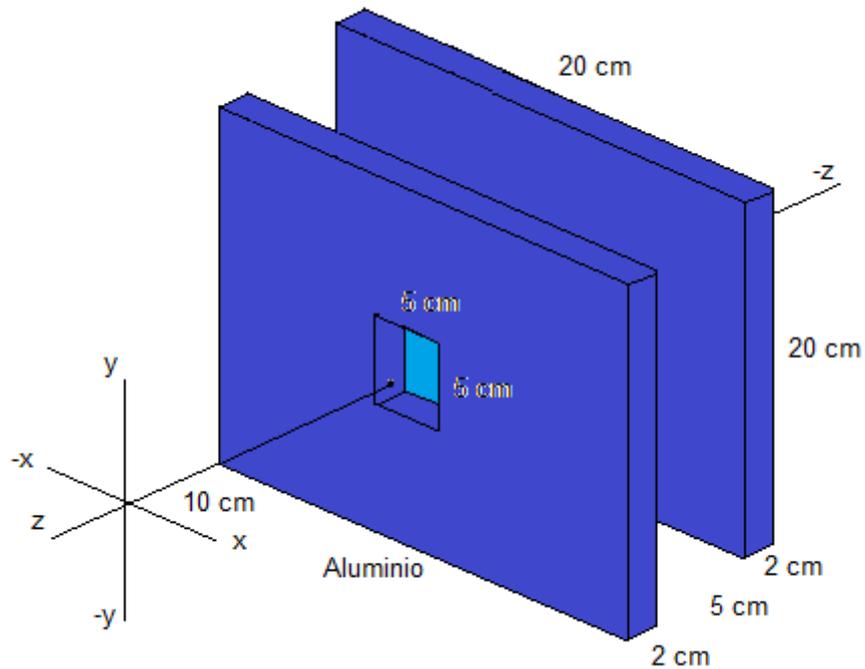


Fuente: Quiroga Fagua, A. (2014). Aspectos Físicos de la Hadronterapia. Tesis de Maestría. Pág. 31.

Siendo que se trata de una simulación de un haz monoenergético ideal, en esta investigación prescindiremos del modulador y desplazador de rango del haz de radiación y consideramos el sistema de dispersión, el colimador y el compensador; la distancia al blanco o fantoma SSD (Source Surface Distance) considerada es 100 cm; por ello, los elementos deben disponerse en esa longitud; los elementos geométricos a simular son los siguientes:

- **Sistema de dispersión**, para esta simulación está conformada por dos laminas de aluminio (Al), con densidad 2.7 g/cm^3 y de $20 \times 20 \text{ cm}$, con una perforación cuadrada de $5 \times 5 \text{ cm}$, ubicadas a 10 cm del punto de salida del haz de protones, con un espesor de 2 cm cada una con una separación de 5 cm entre ellas; su finalidad es conseguir un flujo homogéneo del haz de protones, las dimensiones se muestran en la siguiente figura.

Figura 4.5b, Dimensiones, ubicación y composición del sistema de dispersión.



Fuente: elaboración propia

El archivo de geometría compatible con PENGEM2 de PENELOPE construido para este elemento es el siguiente:

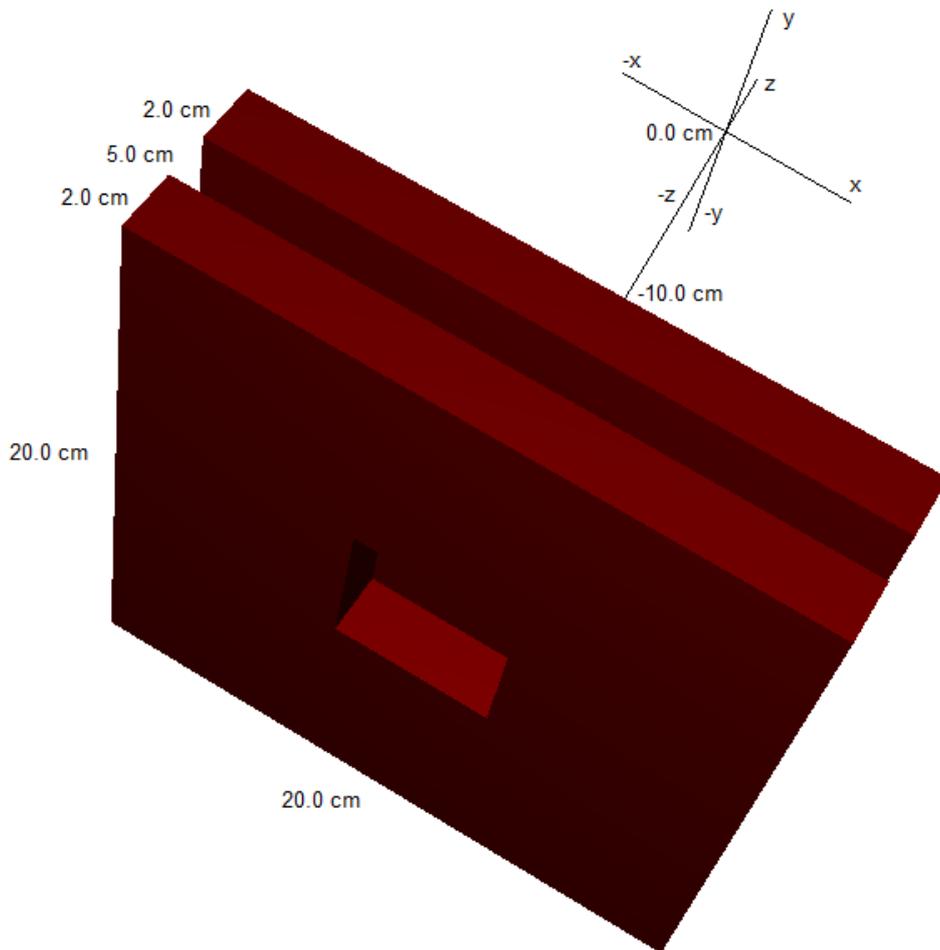
Dispersor20x20.Geo

```

XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
  SISTEMA DE DISPERSION 20X20
00000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 1) PLANOS PARALELOS 1
INDICES=( 0, 0, 1, 0,-1)
Z-SCALE=( 1.0000000000000000E+00, 0)
Z-SHIFT=(-11.0000000000000000E+00, 0)
00000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 2) PLANOS PARALELOS 2
INDICES=( 0, 0, 1, 0,-1)
Z-SCALE=( 10.0000000000000000E+00, 0)
  THETA=(90.0000000000000000E+00, 0)
00000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 3) PLANOS PARALELOS 3
INDICES=( 0, 0, 1, 0,-1)
Z-SCALE=( 10.0000000000000000E+00, 0)
  THETA=(90.0000000000000000E+00, 0)
  PHI=(90.0000000000000000E+00, 0)
00000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 4) PLANOS PARALELOS 4
INDICES=( 0, 0, 1, 0,-1)
Z-SCALE=( 2.5000000000000000E+00, 0)

```

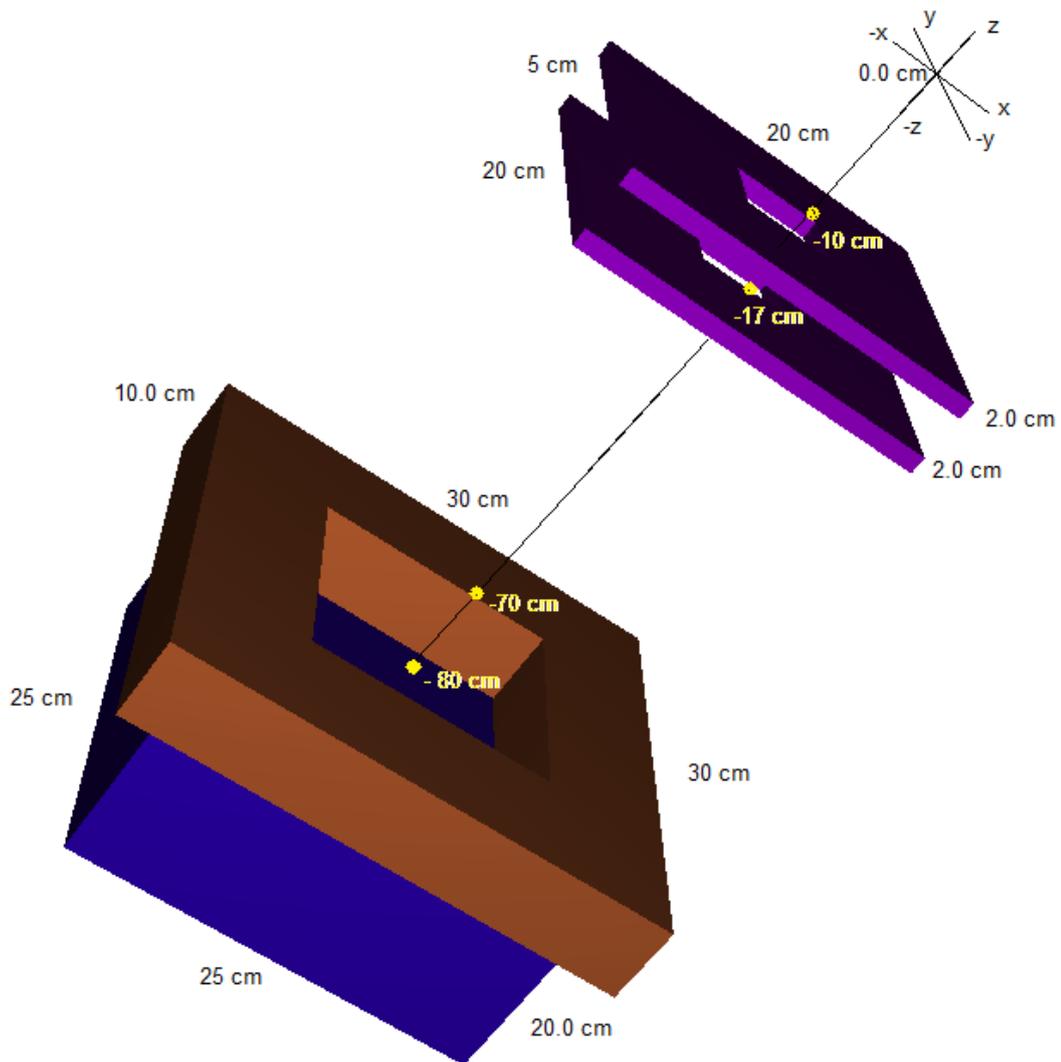

Figura 4.5c, Visualización geométrica del sistema de dispersión con Gview3d.



Fuente: elaboración propia.

- **Sistema colimador-compensador**, su función es limitar el campo de radiación en la dirección lateral para abarcar sólo la región del tumor, en la simulación de esta investigación se incluye al compensador dentro de esta sección geométrica cuya finalidad es la de adaptar el haz para maximizar la dosis sobre la zona a irradiar, está conformada en la sección de **colimador** por una lamina de la aleación conocida como **cerrobend** que tiene una fracción porcentual en su composición de 20% de Estaño (Sn), 40% de plomo (Pb), 10% de Cadmio (Cd) y 50% de Bismuto (Bi) con una densidad de 11.762 g/cm^3 , con dimensiones de $30 \times 30 \text{ cm}$, con una perforación cuadrada de $15 \times 15 \text{ cm}$, ubicadas a 70 cm del punto de salida del haz de protones, con un espesor de 10 cm . El segundo componente de este sistema es la sección

Figura 4.5e, Visualización geométrica del sistema de dispersión y colimador-compensador con Gview3d.



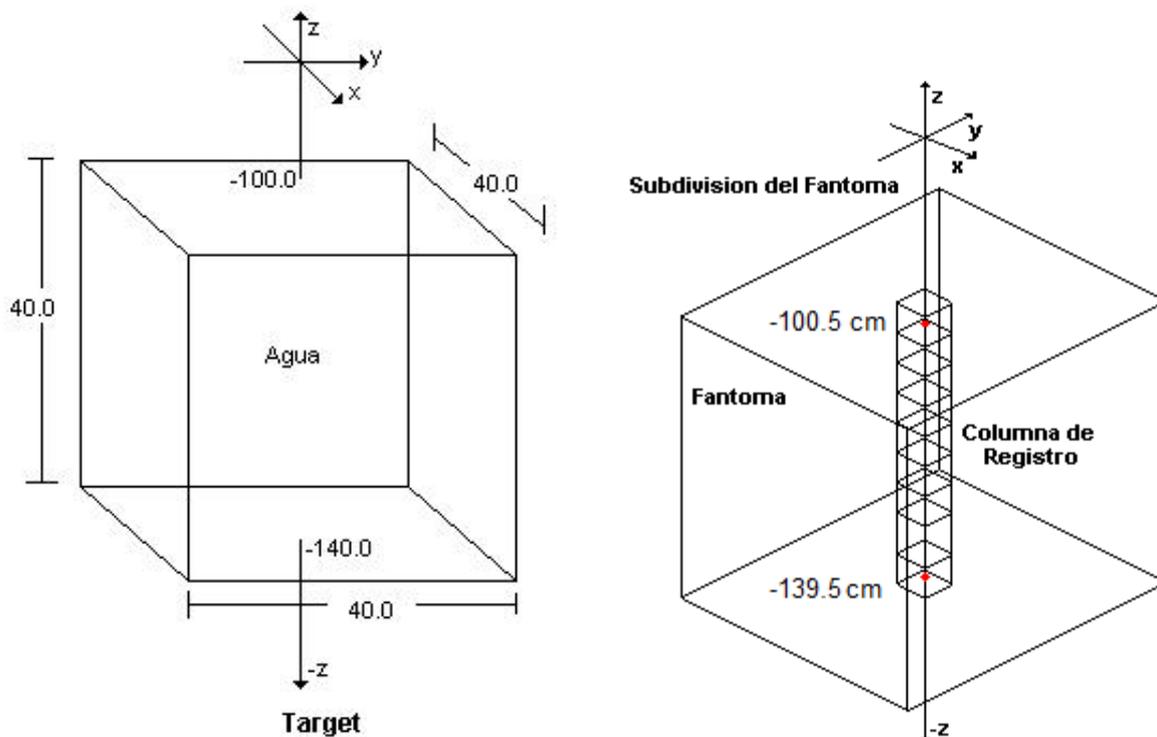
Fuente: elaboración propia.

- **Fantoma**, su función es proveernos de una proyección de la dosis depositada en profundidad y la elegimos de forma cubica con dimensiones de 40 x 40 x 40 cm y de composición agua cuya composición porcentual en peso de elementos es 11.2% de hidrogeno (H) y 88.8% de Oxigeno (O) con una

densidad de 1.0 g/cm^3 , tal como en el caso anterior es posible modificar sus características de ser necesario.

La posición en nuestra simulación para este componente es a 100 cm. de la ventana de salida del haz de protones (con simetría en el eje -z), a esta distancia se le denomina SSD (Source Surface Distance), que también se denomina distancia fuente-paciente, tal como se revisó en la tesis de Godier, J. (2004), tomando en cuenta de que el haz de partículas incide normalmente sobre el Fantoma, dividimos este componente en 64,000 voxels (pequeños volúmenes de 1 cm^3), pero solo se seleccionó los 40 cubos en la columna vertical en el eje -z (con punto de medida desde -100.5 cm hasta -139.5 cm) para registro de dosis, tal como se muestra en la figura siguiente:.

Figura 4.5f, Dimensiones y posición del fantoma de agua.



Fuente: Fuente: Godier Amburgo, J. (2004), pág. 140 (figura 3.14).

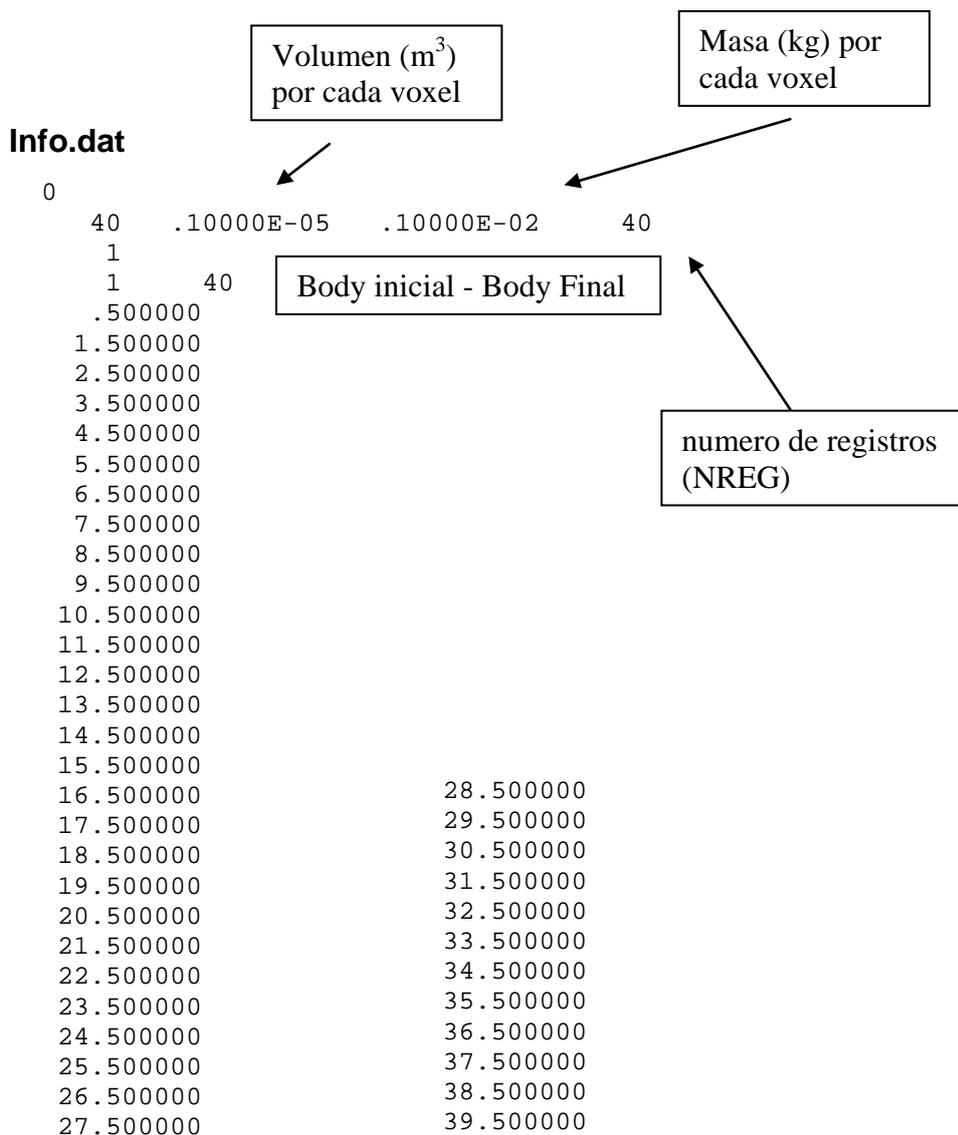
El archivo de geometría compatible con PENGEO2 de PENELOPE construido para este elemento es el siguiente:

FCompleto.Geo

```
XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
FANTOMA40X40_COMPLETO
00000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 1)
```

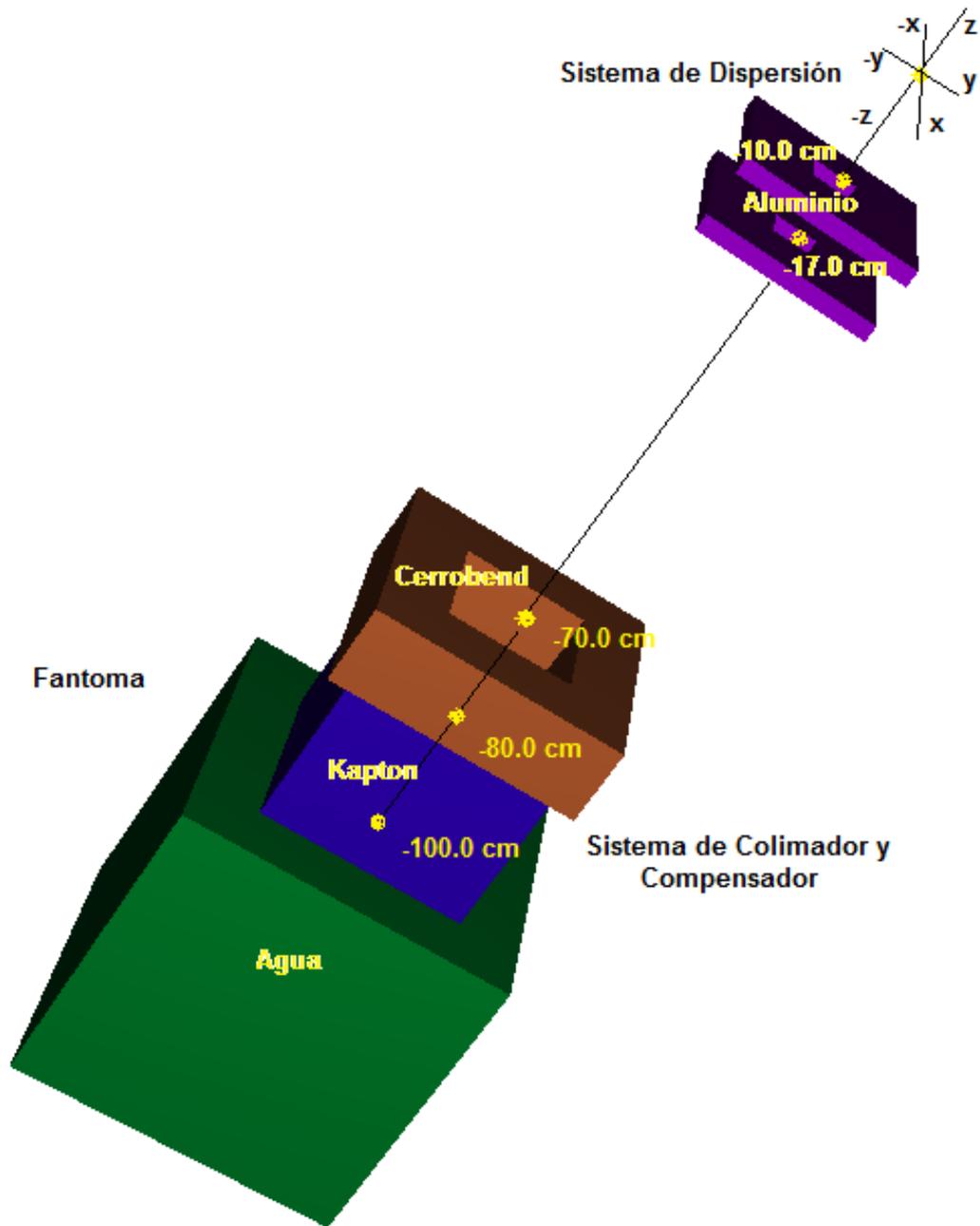


El programa GENGEO.EXE creado por Godier, J. (2004) y que en este trabajo estamos utilizando, permite subdividir el fantoma en sectores individuales denominados voxels como ya se mencionó, generando las líneas de información geométrica para adicionarlas a la composición de los dispersores y colimador-compensador en el archivo GEO. Genera el archivo INFO.DAT con datos de masa y posición para cada uno de los bloques de registro establecidos (bodys), los puntos de medición se han considerado en positivo desde la superficie del FANTOMA, para efectos de su grafica final de dosis en profundidad.



Se integraron las diferentes geometrías creadas por separado del sistema de dispersión, el sistema colimador y compensador y el fantoma completo; lo cual permite generar el archivo de geometría de simulación completa el cual se puede visualizar con el ejecutable Gview3d de PENELOPE.

Figura 4.5g, Composición de Simulación Completa vista en Gview3d



Fuente: Elaboración propia.

4.5.2 Elaboración de archivo de material

Para ejecutar la simulación planteada se necesitan dos tipos de archivos, uno con información de la disposición geométrica de los elementos que componen el sistema de dispersión y el fantoma y otro con la composición atómica y molecular de los materiales a utilizar en la simulación; dicho archivo de datos de los componentes se generó con el programa **Material.exe**, que se incluye junto con el

código fuente PENELOPE y otro con la disposición geométrica de los elementos que componen el blanco, es decir el conjunto de elementos sobre los que se hará incidir el haz monoenergético de protones.

Para esta simulación fueron utilizados cuatro materiales diferentes, cuyos números de identificación fueron mostrados cuando se elaboró el archivo de geometrías con extensión GEO, y se resumen en la siguiente tabla:

Tabla 4.5.2. Identificación de Materiales en archivo GEO y composición atómica

Material	Número de Identificación	Densidad (g/cm ³)	Número y fracción en peso de elementos
Aluminio	1	2.700000	Al(1.00)
Cerrobend	2	11.76200	Sn(0.2), Pb(0.4), Cd(0.1), Bi(0.5)
Kapton	3	1.420000	H(0.0227), C(0.7687), N(0.0635), O(0.1451)
Agua	4	1.000000	H(0.112), O(0.888)

Fuente: Godier Amburgo, J. (2004), pág. 145.

Con la información de la tabla (4.5.2), se pudo generar un archivo con extensión DAT, para ser utilizado con el programa PENCALC y realizar la simulación; para lograr esto usamos el programa accesorio MATERIAL.EXE ya mencionado; los datos que se muestran en el archivo incluyen la densidad, número atómico y proporción en peso de cada componente, la energía media de excitación en eV y la tabla de datos para energías en el intervalo establecido tanto para el caso de electrones, positrones, protones y fotones.

Aluminio

```
P1 MATERIAL:(ALUMINIO -DBASE)
P2 MASS DENSITY=( 2.7000E+00) g/cm**3
P3 NUMBER OF ELEMENTS IN THE MOLECULE=( 1) /.LE.15/
P4+ ATOMIC NUMBER=(13),ATOMS/MOLECULE=( 1.000000E+00)
P5 MEAN EXCITATION ENERGY=( 166.00) eV
P6 NUMBER OF OSCILLATORS=( 4) /.LE.30/
P8 NUMBER OF INPUT ENERGIES=(106) FOR ELECTRONS /.LT.180/
P10 NUMBER OF INPUT ENERGIES=(106) FOR POSITRONS /.LT.180/
P12 NUMBER OF INPUT ENERGIES=(102) FOR PHOTONS /.LT.400/
```

Cerrobend

```
P1 MATERIAL:(CERROBEND -DBASE)
P2 MASS DENSITY=( 1.1762E+01) g/cm**3
P3 NUMBER OF ELEMENTS IN THE MOLECULE=( 4) /.LE.15/
```

P4+ ATOMIC NUMBER=(50),ATOMS/MOLECULE=(2.000000E-01)
P4+ ATOMIC NUMBER=(82),ATOMS/MOLECULE=(4.000000E-01)
P4+ ATOMIC NUMBER=(48),ATOMS/MOLECULE=(1.000000E-01)
P4+ ATOMIC NUMBER=(83),ATOMS/MOLECULE=(5.000000E-01)
P5 MEAN EXCITATION ENERGY=(752.95) eV
P6 NUMBER OF OSCILLATORS=(23) /.LE.30/
P8 NUMBER OF INPUT ENERGIES=(106) FOR ELECTRONS /.LT.180/
P10 NUMBER OF INPUT ENERGIES=(106) FOR POSITRONS /.LT.180/
P12 NUMBER OF INPUT ENERGIES=(102) FOR PHOTONS /.LT.400/

Kapton

P1 MATERIAL:(KAPTON -DBASE)
P2 MASS DENSITY=(1.4200E+00) g/cm**3
P3 NUMBER OF ELEMENTS IN THE MOLECULE=(4) /.LE.15/
P4+ ATOMIC NUMBER=(1),ATOMS/MOLECULE=(2.270000E-02)
P4+ ATOMIC NUMBER=(6),ATOMS/MOLECULE=(7.687000E-01)
P4+ ATOMIC NUMBER=(7),ATOMS/MOLECULE=(6.350000E-02)
P4+ ATOMIC NUMBER=(8),ATOMS/MOLECULE=(1.451000E-01)
P5 MEAN EXCITATION ENERGY=(83.07) eV
P6 NUMBER OF OSCILLATORS=(7) /.LE.30/
P8 NUMBER OF INPUT ENERGIES=(106) FOR ELECTRONS /.LT.180/
P10 NUMBER OF INPUT ENERGIES=(106) FOR POSITRONS /.LT.180/
P12 NUMBER OF INPUT ENERGIES=(102) FOR PHOTONS /.LT.400/

Agua

P1 MATERIAL:(AGUA -DBASE)
P2 MASS DENSITY=(1.0000E+00) g/cm**3
P3 NUMBER OF ELEMENTS IN THE MOLECULE=(2) /.LE.15/
P4+ ATOMIC NUMBER=(1),ATOMS/MOLECULE=(2.000000E+00)
P4+ ATOMIC NUMBER=(8),ATOMS/MOLECULE=(1.000000E+00)
P5 MEAN EXCITATION ENERGY=(75.00) eV
P6 NUMBER OF OSCILLATORS=(3) /.LE.30/
P8 NUMBER OF INPUT ENERGIES=(106) FOR ELECTRONS /.LT.180/
P10 NUMBER OF INPUT ENERGIES=(106) FOR POSITRONS /.LT.180/
P12 NUMBER OF INPUT ENERGIES=(102) FOR PHOTONS /.LT.400/

Bajo los encabezados de las líneas P8, P10 y P12, el archivo muestra los valores de energía cinética (caso electrones y positrones), camino libre medio elástico en unidades de mtu (mass-thickness unit $1 \text{ mtu} = 1.0 \times 10^{-6} \text{ g/cm}^2$) y valores de poder de frenado por colisión en (eV/mtu) de los sucesos posibles de dispersión, para fotones, electrones y positrones.

Figura 4.5h, Ejecución del código Material.exe para el elemento Aluminio.

```

ENTER MATERIAL NAME, FOR YOUR INFORMATION <NO MORE THAN 42 CHARACTERS> ...
ALUMINIO
MATERIAL: ALUMINIO

SELECT ONE OPTION <1 OR 2>:
  1: ENTER COMPOSITION DATA FROM THE KEYBOARD
  2: READ THEM FROM THE FILE COMPDATA.TAB
1

CHEMICAL FORMULA:
NUMBER OF ELEMENTS IN THE MOLECULE ...
1
NUMBER OF ELEMENTS = 1
ENTER ATOMIC NUMBER AND NUMBER OF ATOMS/MOLECULE OF THE FIRST ELEMENT ...
13
ELEMENT: A1 <Z=13>, ATOMS/MOLECULE = 1.000000E+00

ENTER MASS DENSITY <g/cm**3> ...
2.7
DENSITY = 2.700000E+00 g/cm**3

THE CALCULATED MEAN EXCITATION ENERGY I IS 1.660000E+02 eV
DO YOU WANT TO CHANGE IT? <1=YES,2=NO>
2
PLASMA ENERGY = 3.28662E+01 eV

ESTIMATED ENERGY AND OSCILLATOR STRENGTH OF THE PLASMON:
WP = 1.57884E+01 eV, FP = 3.000000E+00

ENTER THE ENERGY <IN eV> AND OSCILLATOR STRENGTH OF THE PLASMON ...
<FOR INSULATORS, THESE QUANTITIES SHOULD BE SET EQUAL TO ZERO>
15.7884 3
PLASMON ENERGY = 1.57884E+01 eV, OSCILLATOR STRENGTH = 3.000000E+00

NUMBER OF OSCILLATORS = 4
F< 1> = 3.000000E+00, U< 1> = 0.000000E+00 eV, W< 1> = 1.57884E+01 eV
F< 2> = 6.000000E+00, U< 2> = 7.300000E+01 eV, W< 2> = 1.65983E+02 eV
F< 3> = 2.000000E+00, U< 3> = 1.180000E+02 eV, W< 3> = 2.66886E+02 eV
F< 4> = 2.000000E+00, U< 4> = 1.558000E+03 eV, W< 4> = 3.52108E+03 eV
GROUPING FACTOR = 1.000500E+00
STERNHEIMER ADJUSTMENT FACTOR = 2.25999E+00

PENELOPE'S MATERIAL DATA FILE IS BEING CREATED
ENTER PATH+NAME FOR THIS FILE <UP TO 80 CHARACTERS> ...
ALUMINIO.DAT

```

Fuente: Elaboración propia.

4.5.3 Construcción de archivo de Ingreso de datos INP

Para esta investigación se elaboraron tres archivos de ingreso de datos con extensión INP en formato de texto libre, tal como lo requiere el código PENCALC; se simuló la incidencia de haces de protones (KPAR (3) - modificado en código anteriormente se usaba para simulación de positrones) con tres valores energéticos distintos 160, 200 y 250 MeV; en esta investigación, decidimos que la fuente de protones sea de tipo apertura circular en la posición origen de coordenadas (0, 0, 0), indicando un radio de apertura de 0.5 cm, este dato se debe



incluir en el archivo de ingreso INP, también es necesario indicar la dirección del haz para incidencia sobre nuestro conjunto geométrico por ello se selecciono +180° respecto al eje +Z.

En el archivo también se confirman la cantidad de materiales usados en la simulación indicando para cada uno los valores de las variables EABS(1:3) - Energía debajo de la cual se asume que la partícula es absorbida por el medio, C1 -Deflexión angular promedio, C2 -Fracción máxima de energía perdida entre eventos de colisión elástica consecutivos, WCC -Energía de corte para colisiones inelásticas duras, WCR - Energía de corte para emisión Bremsstrahlung, DSMAX -Máximo camino libre medio entre eventos elásticos duros en cm. Se consigna en cada caso el numero de partículas simuladas en nuestro caso 99999999 historias, aproximadamente 10^8 partículas, el tiempo máximo programado en horas para simulación 10^6 horas. A continuación presento los archivos correspondientes a los tres valores energéticos simulados.

■ P_160MEV.INP

```
C1 Title:(PENCALC input data file )
F1 CONFIGURACION DE FUENTE (0-3): 1
F2 INCLUSION DE ARCHIVO DE ESPECTRO(0,1): 0 /SI ICFTE=0,1,2
OP 1 KPAR:(3) /1 for electrons, 2 for photons, 3 for protons/
OP 1 Source position=( 0.0000E+00, 0.0000E+00, 0.0000E+00) cm
OP 1 Beam direction=(+180.00E+00,+0.0000E+00) deg
OP 1 Beam aperture=( 0.0000e+00) deg
OP 1 APERTURA (RADIO DEL HAZ)=( 0.5000e+00) cm
OP 1 Energy=( 1.6000E+08) eV /SI IESPCT=0
C7 Number of different materials=( 4) /.LE.4/
C8-> EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR,DSMAX. One line for each material.
    1.0E5 1.0E3 1.0E5 0.15 0.15 1.0E4 1.0E3 1.0E10
    1.0E5 1.0E3 1.0E5 0.15 0.15 1.0E4 1.0E3 1.0E10
    1.0E5 1.0E3 1.0E5 0.15 0.15 1.0E4 1.0E3 1.0E10
    1.0E5 1.0E3 1.0E5 0.15 0.15 1.0E4 1.0E3 1.0E10
C9 Number of trajectories desired=(99999999), time=(999999) sec
/SI ICFTE=0,1,2
C10 Random seeds=( 12345, 54321)
C11 PENELOPE'S input file:(PROTON01.DAT)
C12 Geometry definition file:(PROTOGEO.GEO)
C13 OPCION IWATCH:(0)
```

■ P_200MEV.INP

```
C1 Title:(PENCALC input data file )
F1 CONFIGURACION DE FUENTE (0-3): 1
F2 INCLUSION DE ARCHIVO DE ESPECTRO(0,1): 0 /SI ICFTE=0,1,2
OP 1 KPAR:(3) /1 for electrons, 2 for photons, 3 for protons/
OP 1 Source position=( 0.0000E+00, 0.0000E+00, 0.0000E+00) cm
OP 1 Beam direction=(+180.00E+00,+0.0000E+00) deg
OP 1 Beam aperture=( 0.0000e+00) deg
OP 1 APERTURA (RADIO DEL HAZ)=( 0.5000e+00) cm
OP 1 Energy=( 2.0000E+08) eV /SI IESPCT=0
C7 Number of different materials=( 4) /.LE.4/
C8-> EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR,DSMAX. One line for each material.
    1.0E5 1.0E3 1.0E5 0.15 0.15 1.0E4 1.0E3 1.0E10
    1.0E5 1.0E3 1.0E5 0.15 0.15 1.0E4 1.0E3 1.0E10
    1.0E5 1.0E3 1.0E5 0.15 0.15 1.0E4 1.0E3 1.0E10
    1.0E5 1.0E3 1.0E5 0.15 0.15 1.0E4 1.0E3 1.0E10
C9 Number of trajectories desired=(99999999), time=(999999) sec
/SI ICFTE=0,1,2
C10 Random seeds=( 12345, 54321)
C11 PENELOPE'S input file:(PROTON01.DAT)
C12 Geometry definition file:(PROTOGEO.GEO)
C13 OPCION IWATCH:(0)
```

■ P_250MEV.INP

```
C1 Title:(PENCALC input data file )
F1 CONFIGURACION DE FUENTE (0-3): 1
F2 INCLUSION DE ARCHIVO DE ESPECTRO(0,1): 0 /SI ICFTE=0,1,2
OP 1 KPAR:(3) /1 for electrons, 2 for photons, 3 for protons/
OP 1 Source position=( 0.0000E+00, 0.0000E+00, 0.0000E+00) cm
OP 1 Beam direction=(+180.00E+00,+0.0000E+00) deg
OP 1 Beam aperture=( 0.0000e+00) deg
OP 1 APERTURA (RADIO DEL HAZ)=( 0.5000e+00) cm
OP 1 Energy=( 2.5000E+08) eV /SI IESPCT=0
C7 Number of different materials=( 4) /.LE.4/
C8-> EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR,DSMAX. One line for each material.
    1.0E5 1.0E3 1.0E5 0.15 0.15 1.0E4 1.0E3 1.0E10
    1.0E5 1.0E3 1.0E5 0.15 0.15 1.0E4 1.0E3 1.0E10
    1.0E5 1.0E3 1.0E5 0.15 0.15 1.0E4 1.0E3 1.0E10
    1.0E5 1.0E3 1.0E5 0.15 0.15 1.0E4 1.0E3 1.0E10
C9 Number of trajectories desired=(99999999), time=(999999) sec
/SI ICFTE=0,1,2
C10 Random seeds=( 12345, 54321)
C11 PENELOPE'S input file:(PROTON01.DAT)
C12 Geometry definition file:(PROTOGEO.GEO)
```



C13 OPCION IWATCH:(0)

Para la simulación se desactivó la opción de gráfico en 3D OPCION IWATCH:(0). con las semillas aleatorias 12345 y 54321 para el generador de números aleatorios. El archivo de materiales PROTON01.DAT y el de geometrías PROTOGEO.GEO no se modifican para los tres casos simulados.

4.5.4 Modificación de código y hardware utilizado

4.5.4.1 Modificación de código

A fin de poder efectuar la simulación con protones usando PENELOPE siendo que originalmente este código no contemplaba la simulación con este tipo de partículas, fue necesario realizar una modificación en diversas subrutinas del código fuente PENCALC.FOR y PENELOPE.FOR, las cuales debieron efectuarse siguiendo el flujo gramático de funcionamiento del código de simulación visto en el anexo 6.

fue necesario codificar además la ecuación mostrada en (García Tavora, V. 2019), que determina el poder de frenado de los protones en un medio dispersor, indicándolas como el promedio de energía perdida por unidad de longitud y que según este autor son el resultado de tres interacciones descritas en la ecuación siguiente:

$$S_T = S_{el} + S_{nuc} + S_{Brems} = - \left(\frac{dE}{dx} \right)_{el} - \left(\frac{dE}{dx} \right)_{nuc} - \left(\frac{dE}{dx} \right)_{Brems} \quad (4.5.1)$$

Donde: S_{el} , es el poder de frenado causado por las interacciones Coulombianas con los electrones del medio, S_{nuc} es el producido por las colisiones elásticas con los núcleos del medio y S_{Brems} es la emisión de radiación de frenado.

En el caso de protones según lo revisado en (García Tavora, V. 2019) el poder de frenado total está expresado por la fórmula de Bethe-Bloch.

$$-\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi N_A r_e^2 m_e c^2}{A} Z \frac{z^2}{\beta^2} \left[\ln \left(\frac{2m_e c^2 \beta^2 \gamma^2 T_{max}}{I^2} \right) - 2\beta - \delta - \frac{2C_e}{Z} + F \right] \quad (4.5.2)$$

Donde: A, es el numero másico de los elementos del medio, N_A es el numero de Avogadro, r_e es el radio clásico del electrón, $m_e c^2$ es la energía-masa en reposo del electrón, T_{max} es la energía máxima que puede transferir el protón a un electrón tras la colisión, Z es el numero atómico del material, z es la carga del protón en unidades de carga del electrón, I es el potencial medio de ionización del material, $\gamma = E/mc^2$, δ es la función de densidad, C_e es la función de corrección de capas, F son correcciones de orden mayor y $\beta^2 = 1 - (1/\gamma^2)$.

Según (Garcia Tavora, V. 2019) como resultado de estas colisiones la energía cinética del protón va disminuyendo. La energía máxima que puede ser transferida de una partícula de masa m con energía cinética E a un electrón con masa m_0 en una colisión es aproximadamente 1/500 de la energía de la partícula por nucleón

Debido a la pequeña fracción de la energía total que se transfiere, el protón pierde su energía en muchas interacciones mientras pasa a través del material absorbente, lo que hace que se vaya frenando lentamente hasta que se para. La trayectoria del protón no se ve significativamente desviada por los electrones del medio, debido a su diferencia de masas. La distribución de la energía depositada en el medio a lo largo de la trayectoria recorrida por partículas cargadas representa con lo que se conoce como curva de Bragg. (Garcia Tavora, V. 2019).

Las modificaciones más importantes realizadas al código fuente que podemos resaltar son las siguientes:

- **Líneas de código modificadas en la subrutina MAIN del programa PENCALC.FOR**
- C (0) OPCION PARA INCLUSION DE ARCHIVO DE ESPECTRO DESACTIVADA
- C (1) OPCION PARA INCLUSION DE ARCHIVO DE ESPECTRO ACTIVADA
- SELECT CASE (ICFTE)
- C FUENTE ORIGINAL
- CASE(0)
- READ(5,1020) KPARP

```

1020 FORMAT(11X,I1)
      IF(KPARP.LT.1.OR.KPARP.GT.3) KPARP=1
      IF(KPARP.EQ.1) WRITE(6,2021)
2021 FORMAT(/6X,'Primary particles: electrons')
      IF(KPARP.EQ.2) WRITE(6,2022)
2022 FORMAT(/6X,'Primary particles: photons')
      IF(KPARP.EQ.3) WRITE(6,2023)
2023 FORMAT(/6X,'Primary particles: protons')
C **** POSITION.
      READ(5,1030) X0,Y0,Z0
1030 FORMAT(22X,E11.4,1X,E11.4,1X,E11.4,1X)
      WRITE(6,2030) X0,Y0,Z0
2030 FORMAT(/5X,' Source position =',1P,E11.4,',',E11.4,',',
1 E11.4,' cm')

```

- **Líneas de código modificadas del programa PENCALC.FOR**

En el PENELOPE.FOR se modificaron las subrutinas siguientes:

```

C *****
C                               SUBROUTINE JUMP
C *****
C                               SUBROUTINE JUMP(DSMAX,DS)
C
C   CALCULATION OF THE FREE PATH FROM THE STARTING POINT TO THE
C   POSITION OF THE NEXT EVENT AND OF THE PROBABILITIES OF OCCUR-
C   RENCE OF DIFFERENT EVENTS.
C
C Arguments:
C   DSMAX ... maximum allowed step length (input),
C   DS ..... step length (output).
C
      IMPLICIT DOUBLE PRECISION (A-H,O-Z), INTEGER*4 (I-N)
      PARAMETER (MAXMAT=10, NMP=200)
      COMMON/EMESH/EL,EU,TDR(maxmat),THB(maxmat),DLFC,DLEMP1,
1          DLEMP(NMP)
      COMMON/DELE/SHEE(MAXMAT,NMP),SELE(MAXMAT,NMP),
1 SINE(MAXMAT,NMP),SBRE(MAXMAT,NMP),AELE(MAXMAT,NMP),
2 BELE(MAXMAT,NMP),W1E(MAXMAT,NMP),W2E(MAXMAT,NMP),
3 DEL(MAXMAT,NMP),PTOTE(MAXMAT,NMP),ISOFT(maxmat)
      COMMON/DPOS/SHEP(MAXMAT,NMP),SELP(MAXMAT,NMP),
1 SINP(MAXMAT,NMP),SBRP(MAXMAT,NMP),SAN(MAXMAT,NMP),
2 AELP(MAXMAT,NMP),BELP(MAXMAT,NMP),W1P(MAXMAT,NMP),
3 W2P(MAXMAT,NMP),PTOTP(MAXMAT,NMP)
      COMMON/JMODES/MODE,MODEE,MODEI,IEXCD
      COMMON/JUMCOL/P(5),ST,DST,DS1,W1,W2,XEL,XE,XEK,K
C **** MAIN-PENELOPE COMMONS.
      COMMON/TRACK/E,X,Y,Z,U,V,W,WGHT,KPAR,IBODY,M,ILB
      COMMON/simpar/EABS(3,MAXMAT),C1(MAXMAT),C2(MAXMAT),
1          WCC(MAXMAT),WCR(MAXMAT)
      EXTERNAL RAND
C

```

```

      IF(KPAR.EQ.2) THEN
        GO TO 3
      ELSE IF(KPAR.EQ.3) THEN
        GO TO 2
      ENDIF
C
C ***** ELECTRONS (KPAR=1).
C
      1 CONTINUE
      IF(MODE.EQ.1) THEN
        DS=DS1
        CALL IMFPSE
        RETURN
      ENDIF
C **** Energy index.
      XE=1.0D0+(DLOG(E)-DLEMP1)*DLFC
      K=XE
      XEK=XE-K
C **** Inverse hard mean free path (interaction probability per
C      unit path length).
      ST=DEXP(PTOTE(M,K)+(PTOTE(M,K+1)-PTOTE(M,K))*XEK)
      DSMAXP=DSMAX
      ISRAND=0
C
C **** Soft stopping interactions.
C      MODEI=1, soft stopping is active,
C      MODEI=0, soft stopping is not active.
C
      IF(ISOFT(m).EQ.1) THEN
        W1=DEXP(W1E(M,K)+(W1E(M,K+1)-W1E(M,K))*XEK)
        IF(W1.GT.1.0D-15) THEN
          W2=DEXP(W2E(M,K)+(W2E(M,K+1)-W2E(M,K))*XEK)
          MODEI=1
C **** The maximum step length, DSMAXP, is tentatively set
C      equal to 3 mean free paths. If the input DSMAX is less than
C      this value, DSMAXP is randomized to eliminate dose artifacts
C      at the end of the first step.
          DSMC=3.0D0/ST
          IF(DSMAXP.GT.DSMC) THEN
            DSMAXP=DSMC
          ELSE IF(DSMAXP.GT.1.0D-10) THEN
            DSMAXP=0.5D0*(RAND(1.0D0)+RAND(2.0D0))*DSMAXP
          ELSE
C **** The external maximum step length control is switched off
C      when the input value of DSMAX is less than 1.0D-10.
            DSMAXP=DSMC
          ENDIF
          ISRAND=1
C **** Upper bound for the interaction probability along the
C      step (including artificial energy straggling).
          DEMAX=DSMAXP*W1
          W21=W2/W1
          IF(DEMAX.GT.3.0D0*W21) THEN
            ELW=DMAX1(E-(DEMAX+DSQRT(3.0D0*W2*DSMAXP)),EABS(1,M))
          ELSE

```

```

        ELW=DMAX1(E-1.501D0*(DEMAX+W21),EABS(1,M))
    ENDIF
    XE1=1.0D0+(DLOG(ELW)-DLEMP1)*DLFC
    K1=XE1
    XEK1=XE1-K1
    STLW=DEXP(PTOTE(M,K1)+(PTOTE(M,K1+1)-PTOTE(M,K1))*XEK1)
    ST=DMAX1(ST,STLW)
ELSE
    MODEI=0
ENDIF
ELSE
    MODEI=0
ENDIF
C
C **** Soft elastic scattering.
C   MODEE=1, soft scattering is active,
C   MODEE=0, soft scattering is not active.
C
P(1)=DEXP(SELE(M,K)+(SELE(M,K+1)-SELE(M,K))*XEK)
P(2)=DEXP(SHEE(M,K)+(SHEE(M,K+1)-SHEE(M,K))*XEK)
IF(P(2).GE.0.5D0*P(1)) THEN
    P(2)=P(1)
    MODEE=0
ELSE
    MODEE=1
    IF(ISRAND.EQ.0.AND.DSMAXP.LT.1.0D20) THEN
C **** The maximum step length, DSMAXP, is tentatively set
C equal to 3 mean free paths. If the input DSMAX is less than
C this value, DSMAXP is randomized to eliminate dose artifacts
C at the end of the first step.
        DSMC=3.0D0/ST
        IF(DSMAXP.GT.DSMC) THEN
            DSMAXP=DSMC
        ELSE IF(DSMAXP.GT.1.0D-10) THEN
            DSMAXP=0.5D0*(RAND(1.0D0)+RAND(2.0D0))*DSMAXP
        ELSE
            DSMAXP=DSMC
        ENDIF
    ENDIF
ENDIF
C
DST=-DLOG(RAND(3.0D0))/ST
C **** IEXCD=0, hard interaction,
C **** IEXCD=1, delta interaction,
IF(DST.LT.DSMAXP) THEN
    IEXCD=0
ELSE
    DST=DSMAXP
    IEXCD=1
ENDIF
C
IF(MODEE+MODEI.EQ.0) THEN
    DS=DST
    DS1=0.0D0
    MODE=1

```



```

        CALL IMFPSE
    ELSE
        DS=DST*RAND(4.0D0)
        DS1=DST-DS
    ENDIF
    RETURN
C
C ***** PROTONS (KPAR=3).
C
    2 CONTINUE
    IF(MODE.EQ.1) THEN
        DS=DS1
        CALL IMFPSP
        RETURN
    ENDIF
C **** Energy index.
    XE=1.0D0+(DLOG(E)-DLEMP1)*DLFC
    K=XE
    XEK=XE-K
C **** Inverse hard mean free path (interaction probability per
C unit path length).
    ST=DEXP(PTOTP(M,K)+(PTOTP(M,K+1)-PTOTP(M,K))*XEK)
    DSMAXP=DSMAX
    ISRAND=0
C
C **** Soft stopping interactions.
C MODEI=1, soft stopping is active,
C MODEI=0, soft stopping is not active.
C
    IF(ISOFT(m).EQ.1) THEN
        W1=DEXP(W1P(M,K)+(W1P(M,K+1)-W1P(M,K))*XEK)
        IF(W1.GT.1.0D-15) THEN
            W2=DEXP(W2P(M,K)+(W2P(M,K+1)-W2P(M,K))*XEK)
            MODEI=1
C **** The maximum step length, DSMAXP, is tentatively set
C equal to 3 mean free paths. If the input DSMAX is less than
C this value, DSMAXP is randomized to eliminate dose artifacts
C at the end of the first step.
            DSMC=3.0D0/ST
            IF(DSMAXP.GT.DSMC) THEN
                DSMAXP=DSMC
            ELSE IF(DSMAXP.GT.1.0D-10) THEN
                DSMAXP=0.5D0*(RAND(1.0D0)+RAND(2.0D0))*DSMAXP
            ELSE
                DSMAXP=DSMC
            ENDIF
            ISRAND=1
C **** Upper bound for the interaction probability along the
C step (including artificial energy straggling).
            DEMAX=DSMAXP*W1
            W21=W2/W1
            IF(DEMAX.GT.3.0D0*W21) THEN
                ELW=DMAX1(E-(DEMAX+DSQRT(3.0D0*W2*DSMAXP)),EABS(3,M))
            ELSE
                ELW=DMAX1(E-1.501D0*(DEMAX+W21),EABS(3,M))

```

```

ENDIF
XE1=1.0D0+(DLOG(ELW)-DLEMP1)*DLFC
K1=XE1
XEK1=XE1-K1
STLW=DEXP(PTOTP(M,K1)+(PTOTP(M,K1+1)-PTOTP(M,K1))*XEK1)
ST=DMAX1(ST,STLW)
ELSE
MODEI=0
ENDIF
ELSE
MODEI=0
ENDIF
C
C **** Soft elastic scattering.
C MODEE=1, soft scattering is active,
C MODEE=0, soft scattering is not active.
C
P(1)=DEXP(SELP(M,K)+(SELP(M,K+1)-SELP(M,K))*XEK)
P(2)=DEXP(SHEP(M,K)+(SHEP(M,K+1)-SHEP(M,K))*XEK)
IF(P(2).GE.0.5D0*P(1)) THEN
P(2)=P(1)
MODEE=0
ELSE
MODEE=1
IF(ISRAND.EQ.0.AND.DSMAXP.LT.1.0D20) THEN
C **** The maximum step length, DSMAXP, is tentatively set
C equal to 3 mean free paths. If the input DSMAX is less than
C this value, DSMAXP is randomized to eliminate dose artifacts
C at the end of the first step.
DSMC=3.0D0/ST
IF(DSMAXP.GT.DSMC) THEN
DSMAXP=DSMC
ELSE IF(DSMAXP.GT.1.0D-10) THEN
DSMAXP=0.5D0*(RAND(1.0D0)+RAND(2.0D0))*DSMAXP
ELSE
DSMAXP=DSMC
ENDIF
ENDIF
ENDIF
C
DST=-DLOG(RAND(3.0D0))/ST
IF(DST.LT.DSMAXP) THEN
IEXCD=0
ELSE
DST=DSMAXP
IEXCD=1
ENDIF
C
IF(MODEE+MODEI.EQ.0) THEN
DS=DST
DS1=0.0D0
MODE=1
CALL IMFSP
ELSE
DS=DST*RAND(4.0D0)

```

```

DS1=DST-DS
ENDIF
RETURN

```

```

C *****
C                               SUBROUTINE KNOCK
C *****
C                               SUBROUTINE KNOCK(DE,ICOL)
C
C                               Simulation of random hinges and hard interaction events.
C
C                               Output arguments:
C                               DE ..... energy deposited by the particle in the material.
C                               It is equal to the difference between the energies
C                               before and after the interaction.
C                               ICOL ... kind of interaction suffered by the particle.
C
C                               IMPLICIT DOUBLE PRECISION (A-H,O-Z), INTEGER*4 (I-N)
C                               PARAMETER (REV=5.1099906D5, TREV=2.0D0*REV)
C                               PARAMETER (PI=3.1415926535897932D0, TWOPI=2.0D0*PI)
C                               PARAMETER (MAXMAT=10, NO=30, NMP=200)
C                               DIMENSION PHOT(15)
C ***** ENERGY MESH POINTS.
C                               COMMON/COMP/ZAT(MAXMAT,15),STF(MAXMAT,15),ZT(MAXMAT),
1                               AT(MAXMAT),ZEQ(MAXMAT),AEQ(MAXMAT),RHO(MAXMAT),
2                               EXPOT(MAXMAT),NELEM(MAXMAT)
C                               COMMON/EMESH/EL,EU,TDR(maxmat),THB(maxmat),DLFC,DLEMP1,
1                               DLEMP(NMP)
C                               COMMON/DELE/SHEE(MAXMAT,NMP),SELE(MAXMAT,NMP),
1                               SINE(MAXMAT,NMP),SBRE(MAXMAT,NMP),AELE(MAXMAT,NMP),
2                               BELE(MAXMAT,NMP),W1E(MAXMAT,NMP),W2E(MAXMAT,NMP),
3                               DEL(MAXMAT,NMP),PTOTE(MAXMAT,NMP),ISOFT(maxmat)
C                               COMMON/DPOS/SHEP(MAXMAT,NMP),SELP(MAXMAT,NMP),
1                               SINP(MAXMAT,NMP),SBRP(MAXMAT,NMP),SAN(MAXMAT,NMP),
2                               AELP(MAXMAT,NMP),BELP(MAXMAT,NMP),W1P(MAXMAT,NMP),
3                               W2P(MAXMAT,NMP),PTOTP(MAXMAT,NMP)
C                               COMMON/CBIND/IB(25,92),NOC(25)
C                               COMMON/CRELX/PRK1(92),PRK2(92),PRK3(92),PRK4(92),PRK5(92),
1                               PRK6(92),PRK7(92)
C                               COMMON/XINCIA/FJ0(MAXMAT,NO),IZFL(MAXMAT,NO)
C                               COMMON/JMODES/MODE,MODEE,MODEI,IEXCD
C                               COMMON/JUMCOL/P(5),ST,DST,DS1,W1,W2,XEL,XE,XEK,K
C ***** MAIN-PENELOPE COMMONS.
C                               COMMON/simpar/EABS(3,MAXMAT),C1(MAXMAT),C2(MAXMAT),
1                               WCC(MAXMAT),WCR(MAXMAT)
C                               COMMON/TRACK/E,X,Y,Z,U,V,W,WGHT,KPAR,IBODY,M,ILB
C
C                               EXTERNAL RAND
C
C                               IF(KPAR.EQ.2) GO TO 2000
C
C ***** ELECTRONS (KPAR=1) AND POSITRONS (KPAR=3).
C ***** HARD EVENT.

```



```

C
1100 CONTINUE
    MODE=0
C **** A delta interaction (ICOL=6) occurs when the maximum
C     allowed step length is exceeded.
    IF(IEXCD.EQ.1) THEN
        ICOL=6
        DE=0.0D0
        RETURN
    ENDIF
C **** Interaction probabilities.
    IF(KPAR.EQ.1) THEN
        STNOW=P(2)+P(3)+P(4)
    ELSE
        STNOW=P(2)+P(3)+P(4)+P(5)
    ENDIF
C **** Random sampling of the interaction type.
    STS=DMAX1(STNOW,ST)*RAND(5.0D0)
    SS=P(2)
    IF(SS.GT.STS) GO TO 1200
    SS=SS+P(3)
    IF(SS.GT.STS) GO TO 1300
    SS=SS+P(4)
    IF(SS.GT.STS) GO TO 1400
    IF(KPAR.EQ.3) THEN
        SS=SS+P(5)
        IF(SS.GT.STS) GO TO 1500
    ENDIF
C **** A delta interaction (ICOL=6) may occur when the total
C     interaction probability per unit pathlength, ST, is
C     larger than STNOW.
    ICOL=6
    DE=0.0D0
    RETURN
C
C **** HARD ELASTIC COLLISION (ICOL=2).
C
1200 ICOL=2
    IF(KPAR.EQ.1) THEN
        TA=DEXP(AELE(M,K)+(AELE(M,K+1)-AELE(M,K))*XEK)
        TB=BELE(M,K)+(BELE(M,K+1)-BELE(M,K))*XEK
    ELSE
        TA=DEXP(AELP(M,K)+(AELP(M,K+1)-AELP(M,K))*XEK)
        TB=BELP(M,K)+(BELP(M,K+1)-BELP(M,K))*XEK
    ENDIF
    FPE=1.0D0/P(1)
    IF(MODEE.EQ.1) THEN
        FPEH=DMAX1(FPE,1.0D0/P(2))
    ELSE
        FPEH=FPE
    ENDIF
    CALL ELHARD(FPE,FPEH,TA,TB,CDT)
    DF=TWOPI*RAND(6.0D0)
    CALL DIRECT(CDT,DF,U,V,W)
    DE=0.0D0

```



```

RETURN
C
C **** HARD INELASTIC COLLISION (ICOL=3).
C
1300 ICOL=3
      DELTA=DEXP(DEL(M,K)+(DEL(M,K+1)-DEL(M,K))*XEK)
      tdrarg=TDR(m)
      CALL SHINEL(E,tdrarg,DELTA,DE,EP,CDT,ES,CDTS,M,KPAR)
C **** SCATTERING ANGLES (PRIMARY PARTICLE).
      DF=TWOPI*RAND(7.0D0)
C **** DELTA RAY.
      IF(ES.GT.EABS(1,m)) THEN
        DFS=DF+PI
        US=U
        VS=V
        WS=W
        CALL DIRECT(CDTS,DFS,US,VS,WS)
        CALL STORES(ES,US,VS,WS,WGHT,1)
      ENDIF
C **** NEW ENERGY AND DIRECTION.
      IF(EP.GT.EABS(KPAR,m)) THEN
        E=EP
        CALL DIRECT(CDT,DF,U,V,W)
        RETURN
      ENDIF
      DE=E
      E=0.0D0
      IF(KPAR.EQ.1) RETURN
      DE=DE+TREV
      GO TO 2500

C *****
C                SUBROUTINE SHINEL
C *****
      SUBROUTINE SHINEL(E,WC,DEL,DE,EP,CDT,ES,CDTS,M,KPAR)
C
C  RANDOM SIMULATION OF HARD INELASTIC COLLISIONS.
C
      IMPLICIT DOUBLE PRECISION (A-H,O-Z), INTEGER*4 (I-N)
      PARAMETER (REV=5.1099906D5, TREV=2.0D0*REV)
      PARAMETER (MAXMAT=10, NO=30)
      DIMENSION QM(NO),CS(2*NO)
      COMMON/XHIN/FZ(MAXMAT,NO),UI(MAXMAT,NO),WI(MAXMAT,NO),
1 WI2(MAXMAT,NO),NOSC(MAXMAT)
      EXTERNAL RAND
      NOS=NOSC(M)
C **** CONSTANTS.
      RB=E+TREV
      GAM=1.0D0+E/REV
      GAM2=GAM*GAM
      BETA2=(GAM2-1.0D0)/GAM2
      G12=(GAM+1.0D0)**2
      RMOL1=((GAM-1.0D0)/GAM)**2
      IF(KPAR.EQ.3) THEN

```

```

      RBHA1=RMOL1*(2.0D0*G12-1.0D0)/(GAM2-1.0D0)
      RBHA2=RMOL1*(3.0D0+1.0D0/G12)
      RBHA3=RMOL1*2.0D0*GAM*(GAM-1.0D0)/G12
      RBHA4=RMOL1*(GAM-1.0D0)**2/G12
    ENDIF
  C
  C ****  HARD CLOSE COLLISIONS ABOVE WC THRESHOLD.
  C
      WCC=0.0D0
      CSC0=0.0D0
      IF(WC.GT.1.0D-1) THEN
        WCC=WC
        WL=WCC/E
        WL1=1.0D0-WL
  C ****  ELECTRONS (MOLLER'S CROSS SECTION).
      IF(KPAR.NE.3) THEN
        IF(WL.LT.0.5D0) CSC0=(RMOL1*(0.5D0-WL)+1.0D0/WL-1.0D0/WL1
  1      -(1.0D0-RMOL1)*DLOG(WL1/WL))/E
  C ****  POSITRONS (BHABHA'S CROSS SECTION).
      ELSE
        IF(WL.LT.1.0D0) CSC0=((1.0D0/WL-1.0D0)+RBHA1*DLOG(WL)
  1      +RBHA2*WL1+(RBHA3/2.0D0)*(WL**2-1.0D0)+(RBHA4/3.0D0)
  2      *(1.0D0-WL**3))/E
      ENDIF
    ENDIF
  C
  C *****  CROSS SECTIONS FOR THE DIFFERENT EXCITATIONS.
  C
  C ****  DISTANT EXCITATIONS.
      CSDT0=DMAX1(DLOG(GAM2)-BETA2-DEL,0.0D0)
      CPA=DSQRT(E*RB)
      CST=0.0D0
      DO 3 I=1,NOS
        WII=WI(M,I)
  C ****  TRANSVERSE EXCITATIONS.
        IF(WII.GT.E.OR.WII.LT.WC) GO TO 1
        IF(WII.GT.1.0D-6*E) THEN
          CPP=DSQRT((E-WII)*(E-WII+TREV))
          QM(I)=DSQRT((CPA-CPP)**2+REV*REV)-REV
        ELSE
          QM(I)=WI2(M,I)/(BETA2*TREV)
        ENDIF
        IF(QM(I).GE.WII) GO TO 1
  C ****  LONGITUDINAL EXCITATIONS.
        CSDL=DLOG(WII*(QM(I)+TREV)/(QM(I)*(WII+TREV)))
        CSD=FZ(M,I)*(CSDL+CSDT0)/WII
        CST=CST+CSD
  1 CS(I)=CST
  C ****  CLOSE COLLISIONS.
        IF(WII.LE.WCC) THEN
          CSC=FZ(M,I)*CSC0
        ELSE
          WL=WII/E
          WL1=1.0D0-WL
  C ****  ELECTRONS (MOLLER'S CROSS SECTION).

```

```

        IF(KPAR.NE.3) THEN
            IF(WL.GE.0.5D0) GO TO 2
            CSC=FZ(M,I)*(RMOL1*(0.5D0-WL)+1.0D0/WL-1.0D0/WL1
1          -(1.0D0-RMOL1)*DLOG(WL1/WL))/E
C ***** PROTONS.
        ELSE
            IF(WL.GE.1.0D0) GO TO 2
            CSC=FZ(M,I)*((1.0D0/WL-1.0D0)+RBHA1*DLOG(WL)+RBHA2*WL1
1          +(RBHA3/2.0D0)*(WL**2-1.0D0)+(RBHA4/3.0D0)*(1.0D0
2          -WL**3))/E
            ENDIF
        ENDIF
        CST=CST+CSC
2 CS(NOS+I)=CST
3 CONTINUE
C
C ***** SELECTION OF THE COLLISION TYPE.
C
        IF(CST.LE.0.0D0) THEN
            DE=0.0D0
            EP=E
            CDT=1.0D0
            ES=0.0D0
            CDTS=0.0D0
            RETURN
        ENDIF
        TST=CST*RAND(1.0D0)
        DO 4 I=1,NOS
            J=I
            IF(CS(I).GT.TST) GO TO 200
            IF(CS(NOS+I).GT.TST) GO TO 100
4 CONTINUE
C
C ***** CLOSE COLLISION.
C

```

4.5.4.2 Hardware empleado y tiempo de simulación

En esta investigación se utilizó un computador con velocidad de procesamiento medianamente elevado y con sistema operativo flexible, los detalles del equipo se indican a continuación:

- Microprocesador Intel Core i5-4200U CPU 1.60 GHz
- 8192 MB de memoria RAM
- 120 GB de memoria disponible en disco.
- BIOS R1100DB
- Sistema Operativo Windows 8.1 - 64 Bits

La ejecución de prueba para determinar el tiempo de ejecución, se realizó con un número de partículas simuladas de 10^2 y determinaron el computador puede resolver aproximadamente 1.35×10^3 historias por segundo, sin contar las partículas secundarias producidas el tiempo para 10^8 partículas sería de 20.57 horas.

4.6 Análisis y procesamiento de datos

4.6.1 Simulación con PENELOPE de los haces de protones de las diferentes energías seleccionadas.

Para la simulación es necesario ejecutar un archivo de procesamiento por lotes PROTON01.BAT para cada archivo de extensión INP de prueba, el contenido de este archivo permite activar el programa DATIME.EXE que indica la hora de inicio (INICIO.TXT) y fin de la simulación (FINAL.TXT) y direcciona al ejecutable PENCALC.FOR, para procesar los archivos de ingreso de datos INP y el de salida de resultados WRI.

■ PROTON01.BAT

```
@ECHO OFF
CLS
ECHO INICIO DEL PROGRAMA PENCALC.FOR:
CALL DATIME >INICIO.TXT
CALL DATIME
PENCALC <P_160MEV.INP> PROTON01.WRI
ECHO TERMINO DE EJECUCION:
CALL DATIME >FINAL.TXT
CALL DATIME
CD\
PAUSE
EXIT
```

■ Confirmación de material y geometría en simulación

El programa de simulación presenta en su ejecución una confirmación de los valores de espectro, energía, geometría y materiales usados en el proceso, lo cual nos permite verificar si se han considerado de manera correcta; los datos, luego de la ejecución que arroja el archivo de extensión WRI para el caso de la prueba con protones de 160 MeV son los siguientes:

■ **PROTON01.WRI**

```
*****  
**   Program  PENCALC.  Source and geometry.  **  
*****
```

PENCALC input data file
(1) CONFIGURACION DE FUENTE CIRCULAR
NO INCLUSION DE ARCHIVO ESPECTRO SPC.DAT

Primary particles: positrons

Source position = 0.0000E+00, 0.0000E+00, 0.0000E+00 cm
Beam direction = 1.8000E+02, 0.0000E+00 deg
Beam aperture = 0.0000E+00 deg
RADIO DE APERTURA = 5.0000E-01 cm

Primary particle energy = 1.6000E+08 eV

Number of different materials = 4

```
**** 1st Material  
Electron absorption energy = 1.0000E+05 eV  
Photon absorption energy = 1.0000E+03 eV  
Positron absorption energy = 1.0000E+05 eV
```

Electron-positron simulation parameters:
C1 = 1.5000E-01, C2 = 1.5000E-01
WCC = 1.0000E+04 eV, WCR = 1.0000E+03 eV
DSMAX = 1.000E+10 cm

```
**** 2nd Material  
Electron absorption energy = 1.0000E+05 eV  
Photon absorption energy = 1.0000E+03 eV  
Positron absorption energy = 1.0000E+05 eV
```

Electron-positron simulation parameters:
C1 = 1.5000E-01, C2 = 1.5000E-01
WCC = 1.0000E+04 eV, WCR = 1.0000E+03 eV
DSMAX = 1.000E+10 cm

```
**** 3rd Material  
Electron absorption energy = 1.0000E+05 eV  
Photon absorption energy = 1.0000E+03 eV  
Positron absorption energy = 1.0000E+05 eV
```



Electron-positron simulation parameters:
C1 = 1.5000E-01, C2 = 1.5000E-01
WCC = 1.0000E+04 eV, WCR = 1.0000E+03 eV
DSMAX = 1.000E+10 cm

**** 4th Material
Electron absorption energy = 1.0000E+05 eV
Photon absorption energy = 1.0000E+03 eV
Positron absorption energy = 1.0000E+05 eV

Electron-positron simulation parameters:
C1 = 1.5000E-01, C2 = 1.5000E-01
WCC = 1.0000E+04 eV, WCR = 1.0000E+03 eV
DSMAX = 1.000E+10 cm

Desired number of tracks = 99999999
Computation time available = 999999 sec
RANDOM SEEDS = 12345 , 54321
PENCALC'S input file: PROTON01.DAT
OPCION IWATCH: 0

Cabe mencionar que esta confirmación se repite para las siguientes energías simuladas, por ello considero que no cabe repetirlo.

■ Resumen de simulación realizada

Como resultado de la simulación el programa PENCALC muestra en el archivo de extensión WRI el resumen de la ejecución del código, se muestran datos como el tiempo de simulación, la velocidad de simulación que depende del tipo de hardware empleado en historias por segundo procesadas y las partículas primarias y secundarias simuladas tanto emergentes como absorbidas, para el caso de la prueba con protones de 160 MeV para 10^6 partículas son los siguientes:

```
*****  
** Program PENCALC. Results. **  
*****  
  
CALCULATION TIME ..... 15297 sec  
SIMULATION SPEED ..... 6.54E+01 showers/sec  
  
SIMULATED PRIMARY PARTICLES ..... 999999
```



RANDOM SEEDS = 296300924 , 919301157

SIMULATED PRIMARY PARTICLES:

```

+++++
+   ELECTRONS   +   PHOTONS   +   PROTONS   +
+++++
+ EMERGING     +           0   +           0   +       19009   +
+++++
+ ABSORBED     +           0   +           0   +       980990   +
+++++
```

SIMULATED SECONDARY PARTICLES:

```

+++++
+   ELECTRONS   +   PHOTONS   +   POSITRONS   +
+++++
+ EMERGING     +    185142   +    9768888   +     67170   +
+++++
+ ABSORBED     +    64293687 +    14517840   +     692282   +
+++++
```



CAPÍTULO V RESULTADOS

5.1 Resultados descriptivos

El archivo de extensión WRI muestra el resumen de la ejecución del código e incluye datos estadísticos como el tiempo de simulación, la velocidad de simulación en historias por segundo procesadas y las partículas primarias y secundarias simuladas en esta investigación los resultados representativos para 10^6 partículas son:

```
*****
**  Program  PENCALC. Results.  **
*****

CALCULATION TIME .....      15297 sec
SIMULATION SPEED .....      6.54E+01 showers/sec

SIMULATED PRIMARY PARTICLES .....      999999

RANDOM SEEDS =  296300924 ,  919301157

SIMULATED PRIMARY PARTICLES:

      +-----+
      + ELECTRONS + PHOTONS + PROTONS +
      +-----+
+ EMERGING +           0 +           0 +      19009 +
+-----+
+ ABSORBED +           0 +           0 +      980990 +
+-----+

SIMULATED SECONDARY PARTICLES:

      +-----+
      + ELECTRONS + PHOTONS + POSITRONS +
      +-----+
+ EMERGING +      185142 +      9768888 +      67170 +
+-----+
+ ABSORBED +      64293687 +      14517840 +      692282 +
+-----+
```



5.2 Resultados inferenciales

Con los resultados de la simulación obtenidos en cada ejecución se puede obtener la dosis acumulada o absorbida en unidades de Gy registrada en los voxels que se indicaron previamente en el archivo de DAT de geometría e infiere además el error asociado en cada medida; así para la energía de 160 MeV la dosis es de 0.42483×10^{-3} Gy; para la energía de 200 MeV la dosis es de 0.69959×10^{-3} Gy y para la energía de 250 MeV la dosis es de 0.11155×10^{-2} Gy; siendo además para todos los casos el pico de Bragg ubicado a 31 cm de la superficie blanco.

5.3 Otro tipo de resultados de acuerdo la naturaleza del problema y la hipótesis

5.3.1 Resultados de simulación computacional

El código de simulación arroja en cada ejecución los datos de dosis acumulada o absorbida en unidades de Gy registrada en los voxels que se indicaron previamente en el archivo de DAT de geometría midiendo además el error asociado en cada medida de dosis en profundidad; se generaron tres archivos uno para cada energía simulada.

■ RESULTADOS 160 MEV

RESULTADOS DEL PROGRAMA PENCALC.FOR
=====

VOLUMEN DE CUERPOS (m**3) EN REG. 1 = .10000E-05
MASA DE CUERPOS (Kg) EN REG. 1 = .10000E-02

DOSIS EN COMPONENTES DEL BLANCO - AVANCE Z(cm): .10000E+01

PROF.(cm)	DOSIS (Gy)	ERROR (Gy)
.50000E+00	.13616E-04 +/-	.68081E-06
.15000E+01	.12386E-04 +/-	.61932E-06
.25000E+01	.11267E-04 +/-	.56336E-06
.35000E+01	.10225E-04 +/-	.51126E-06
.45000E+01	.93740E-05 +/-	.46870E-06
.55000E+01	.86230E-05 +/-	.43115E-06
.65000E+01	.79270E-05 +/-	.39635E-06

.75000E+01	.73354E-05	+/-	.36677E-06
.85000E+01	.67884E-05	+/-	.33942E-06
.95000E+01	.62677E-05	+/-	.31339E-06
.10500E+02	.57981E-05	+/-	.28991E-06
.11500E+02	.54171E-05	+/-	.27085E-06
.12500E+02	.49936E-05	+/-	.24968E-06
.13500E+02	.46595E-05	+/-	.23298E-06
.14500E+02	.43429E-05	+/-	.21715E-06
.15500E+02	.40466E-05	+/-	.20233E-06
.16500E+02	.38047E-05	+/-	.19024E-06
.17500E+02	.35527E-05	+/-	.17763E-06
.18500E+02	.32991E-05	+/-	.16495E-06
.19500E+02	.30768E-05	+/-	.15384E-06
.20500E+02	.29031E-05	+/-	.14516E-06
.21500E+02	.27418E-05	+/-	.13709E-06
.22500E+02	.25787E-05	+/-	.12893E-06
.23500E+02	.24178E-05	+/-	.12089E-06
.24500E+02	.22999E-05	+/-	.11499E-06
.25500E+02	.21695E-05	+/-	.10847E-06
.26500E+02	.20369E-05	+/-	.10184E-06
.27500E+02	.19479E-05	+/-	.97396E-07
.28500E+02	.18685E-05	+/-	.93427E-07
.29500E+02	.17634E-05	+/-	.88172E-07
.30500E+02	.29031E-05	+/-	.14516E-06
.31500E+02	.27418E-05	+/-	.13709E-06
.32500E+02	.25787E-05	+/-	.12893E-06
.33500E+02	.24178E-05	+/-	.12089E-06
.34500E+02	.22999E-05	+/-	.11499E-06
.35500E+02	.21695E-05	+/-	.10847E-06
.36500E+02	.20369E-05	+/-	.10184E-06
.37500E+02	.19479E-05	+/-	.97396E-07
.38500E+02	.18685E-05	+/-	.93427E-07
.39500E+02	.17634E-05	+/-	.88172E-07

TOTAL DOSIS ABSORBIDA POR EL BLANCO A 160 MEV

=====

DOSIS (Gy)	ERROR (Gy)
.42483E-03 +/-	.21242E-04

■ RESULTADOS 200 MEV

RESULTADOS DEL PROGRAMA PENCALC.FOR

=====

VOLUMEN DE CUERPOS (m**3) EN REG.	1 =	.10000E-05
MASA DE CUERPOS (Kg) EN REG.	1 =	.10000E-02

DOSIS EN COMPONENTES DEL BLANCO - AVANCE Z(cm): .10000E+01

PROF. (cm)	DOSIS (Gy)		ERROR (Gy)
.50000E+00	.22818E-04	+/-	.11409E-05
.15000E+01	.20903E-04	+/-	.10451E-05
.25000E+01	.19226E-04	+/-	.96130E-06
.35000E+01	.17642E-04	+/-	.88212E-06
.45000E+01	.16181E-04	+/-	.80903E-06
.55000E+01	.14905E-04	+/-	.74527E-06
.65000E+01	.13730E-04	+/-	.68652E-06
.75000E+01	.12805E-04	+/-	.64024E-06
.85000E+01	.11853E-04	+/-	.59266E-06
.95000E+01	.11130E-04	+/-	.55648E-06
.10500E+02	.10380E-04	+/-	.51898E-06
.11500E+02	.96412E-05	+/-	.48206E-06
.12500E+02	.90043E-05	+/-	.45021E-06
.13500E+02	.84426E-05	+/-	.42213E-06
.14500E+02	.78776E-05	+/-	.39388E-06
.15500E+02	.74951E-05	+/-	.37475E-06
.16500E+02	.70352E-05	+/-	.35176E-06
.17500E+02	.65668E-05	+/-	.32834E-06
.18500E+02	.61678E-05	+/-	.30839E-06
.19500E+02	.57874E-05	+/-	.28937E-06
.20500E+02	.54258E-05	+/-	.27129E-06
.21500E+02	.51243E-05	+/-	.25621E-06
.22500E+02	.48389E-05	+/-	.24195E-06
.23500E+02	.45737E-05	+/-	.22869E-06
.24500E+02	.43310E-05	+/-	.21655E-06
.25500E+02	.40911E-05	+/-	.20456E-06
.26500E+02	.38837E-05	+/-	.19419E-06
.27500E+02	.37531E-05	+/-	.18766E-06
.28500E+02	.35373E-05	+/-	.17686E-06
.29500E+02	.33060E-05	+/-	.16530E-06
.30500E+02	.54258E-05	+/-	.27129E-06
.31500E+02	.51243E-05	+/-	.25621E-06
.32500E+02	.48389E-05	+/-	.24195E-06
.33500E+02	.45737E-05	+/-	.22869E-06
.34500E+02	.43310E-05	+/-	.21655E-06
.35500E+02	.40911E-05	+/-	.20456E-06
.36500E+02	.38837E-05	+/-	.19419E-06
.37500E+02	.37531E-05	+/-	.18766E-06
.38500E+02	.35373E-05	+/-	.17686E-06
.39500E+02	.33060E-05	+/-	.16530E-06

TOTAL DOSIS ABSORBIDA POR EL BLANCO A 200 MEV

=====

DOSIS (Gy)		ERROR (Gy)
.69959E-03	+/-	.34980E-04

■ **RESULTADOS 250 MEV**

RESULTADOS DEL PROGRAMA PENCALC.FOR

=====

VOLUMEN DE CUERPOS (m**3) EN REG. 1 = .10000E-05
 MASA DE CUERPOS (Kg) EN REG. 1 = .10000E-02

DOSIS EN COMPONENTES DEL BLANCO - AVANCE Z(cm): .10000E+01

PROF.(cm)	DOSIS (Gy)		ERROR (Gy)
.50000E+00	.36678E-04	+/-	.18339E-05
.15000E+01	.33864E-04	+/-	.16932E-05
.25000E+01	.31169E-04	+/-	.15584E-05
.35000E+01	.28818E-04	+/-	.14409E-05
.45000E+01	.26669E-04	+/-	.13335E-05
.55000E+01	.24810E-04	+/-	.12405E-05
.65000E+01	.23135E-04	+/-	.11568E-05
.75000E+01	.21554E-04	+/-	.10777E-05
.85000E+01	.20141E-04	+/-	.10070E-05
.95000E+01	.18799E-04	+/-	.93993E-06
.10500E+02	.17643E-04	+/-	.88217E-06
.11500E+02	.16534E-04	+/-	.82671E-06
.12500E+02	.15437E-04	+/-	.77187E-06
.13500E+02	.14551E-04	+/-	.72754E-06
.14500E+02	.13661E-04	+/-	.68304E-06
.15500E+02	.12808E-04	+/-	.64039E-06
.16500E+02	.12063E-04	+/-	.60313E-06
.17500E+02	.11409E-04	+/-	.57045E-06
.18500E+02	.10753E-04	+/-	.53766E-06
.19500E+02	.10126E-04	+/-	.50628E-06
.20500E+02	.95665E-05	+/-	.47832E-06
.21500E+02	.90599E-05	+/-	.45299E-06
.22500E+02	.86015E-05	+/-	.43008E-06
.23500E+02	.82171E-05	+/-	.41086E-06
.24500E+02	.77585E-05	+/-	.38793E-06
.25500E+02	.73569E-05	+/-	.36785E-06
.26500E+02	.69468E-05	+/-	.34734E-06
.27500E+02	.66065E-05	+/-	.33033E-06
.28500E+02	.63023E-05	+/-	.31512E-06
.29500E+02	.59516E-05	+/-	.29758E-06
.30500E+02	.95665E-05	+/-	.47832E-06
.31500E+02	.90599E-05	+/-	.45299E-06
.32500E+02	.86015E-05	+/-	.43008E-06
.33500E+02	.82171E-05	+/-	.41086E-06
.34500E+02	.77585E-05	+/-	.38793E-06
.35500E+02	.73569E-05	+/-	.36785E-06



```
.36500E+02 .69468E-05 +/- .34734E-06
.37500E+02 .66065E-05 +/- .33033E-06
.38500E+02 .63023E-05 +/- .31512E-06
.39500E+02 .59516E-05 +/- .29758E-06
```

TOTAL DOSIS ABSORBIDA POR EL BLANCO A 250 MEV

=====

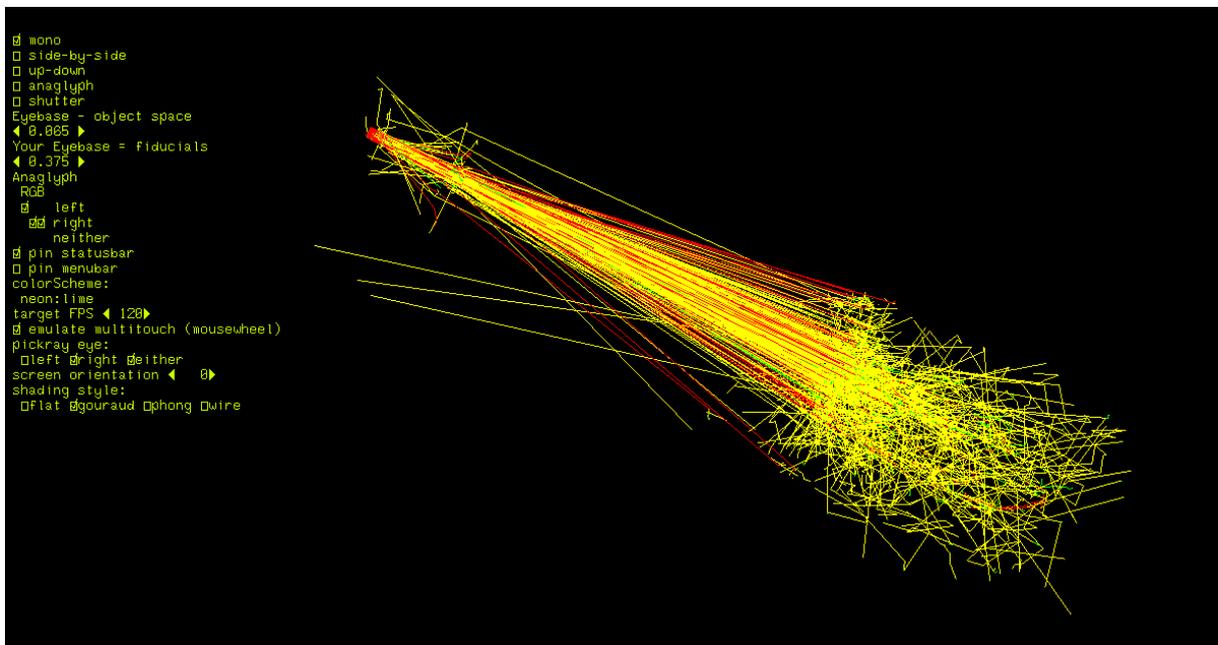
```
DOSIS (Gy)      ERROR (Gy)
.11155E-02 +/- .55774E-04
```

Tabla 5.3.1. Resumen de Dosis absorbida en el Fantoma

Energía (MeV)	Nro. Partículas	Dosis (Gy)	Error (Gy)
160	10 ⁸	0.42483E-03	+/- 0.21242E-04
200	10 ⁸	0.69959E-03	+/- 0.34980E-04
250	10 ⁸	0.11155E-02	+/- 0.55774E-04

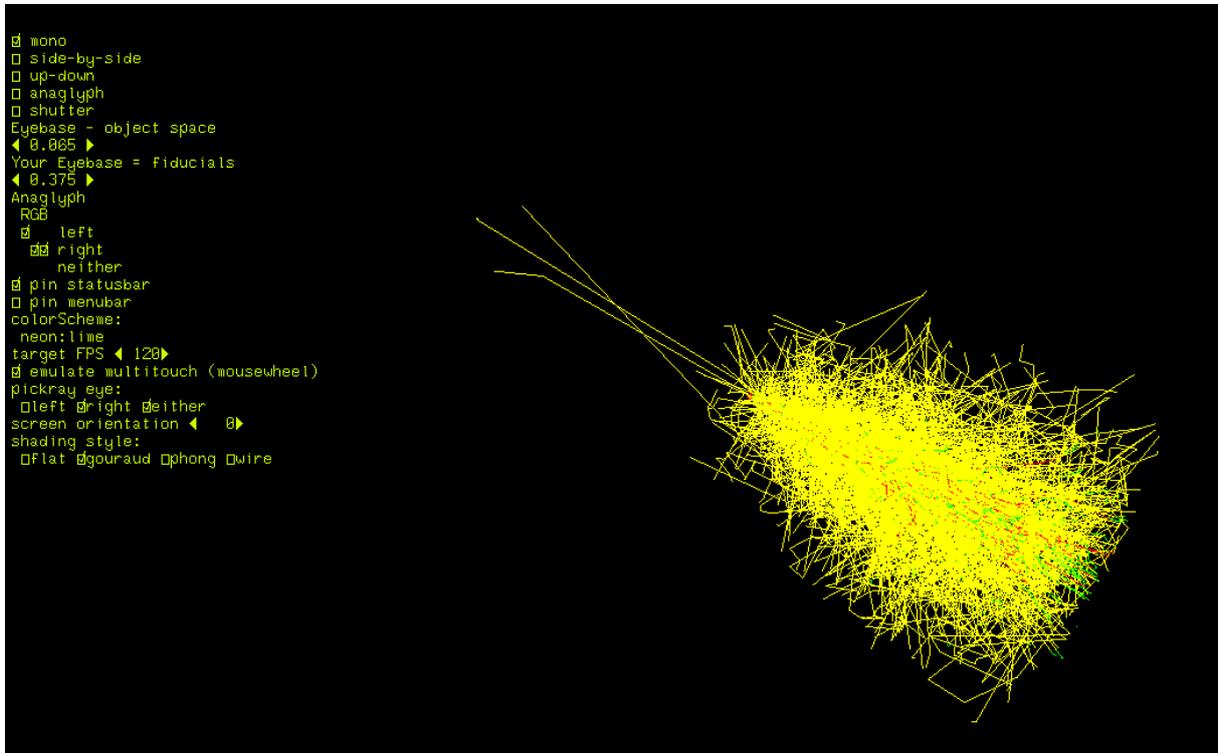
Fuente: Elaboración Propia.

Figura 5.3a, Trayectorias de 10⁴ partículas graficadas usando FREEWRL LAUNCHER 4.0 (Conjunto completo).



Fuente: elaboración propia.

Figura 5.3b, Trayectorias de 10^4 partículas graficadas usando FREEWRL LAUNCHER 4.0 (Fantoma).



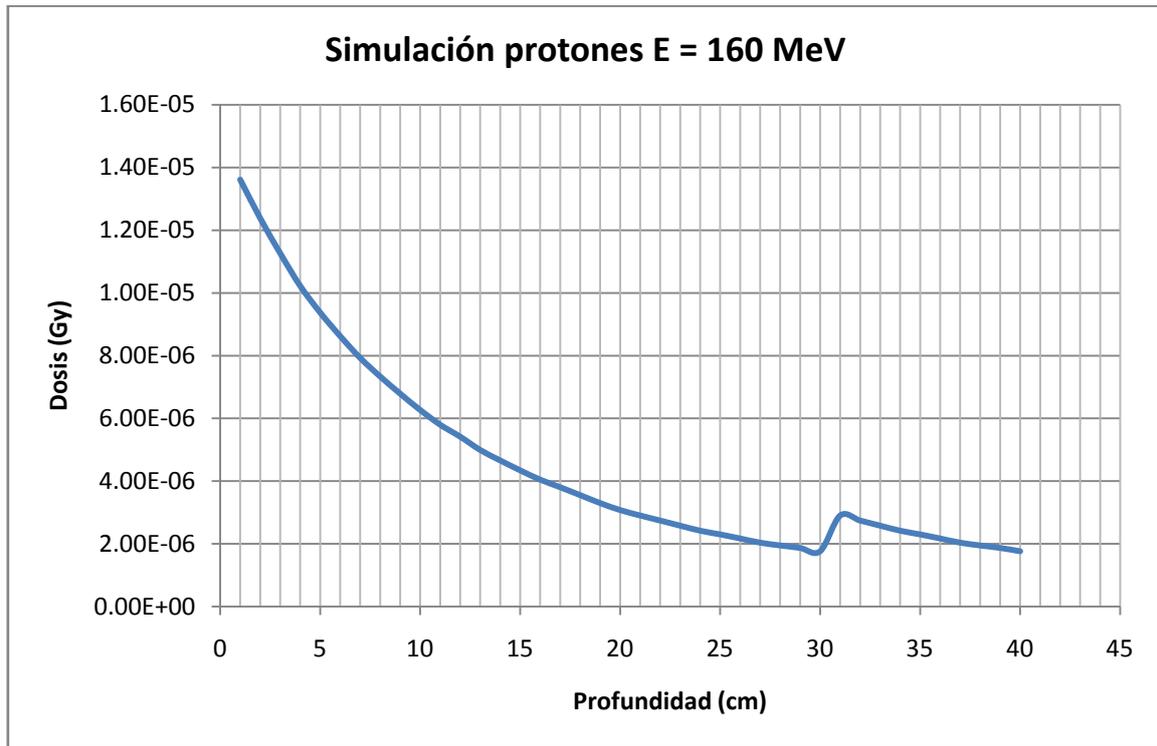
Fuente: elaboración propia.

En las figuras 5.3a y 5.3b puede notarse las trayectorias seguidas por las partículas el código PENCALC escribe un archivo de extensión GPH que luego se transforma en uno de extensión WRL que permite visualizarlas usando el software libre FREEWRL LAUNCHER 4.0 diferenciándolas por colores, las trayectorias de color rojo corresponde a los protones, los verdes a electrones y las de color amarillo a los fotones producidos.

5.3.2 Construcción de curva de dosis en profundidad

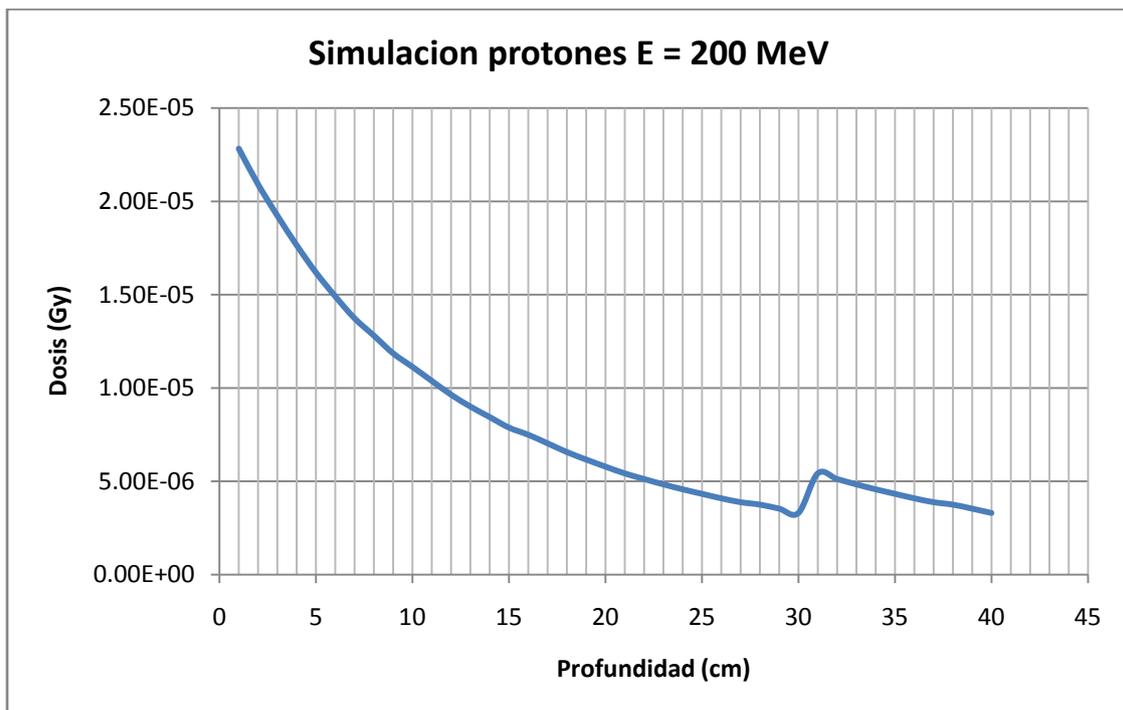
Se llevaron a cabo tres simulaciones para energías de 160 MeV, 200 MeV y 250 MeV respectivamente, cada una de las cuales arroja un resultado de dosis absorbida por cada uno de los elementos geométricos voxels del Fantoma mostrados en la figura 4.5f en las posiciones indicadas en el archivo info.dat; con la información obtenida se pudo construir las graficas de dosis en profundidad.

Figura 5.3c, Curva de dosis para simulación con energía de 160MeV



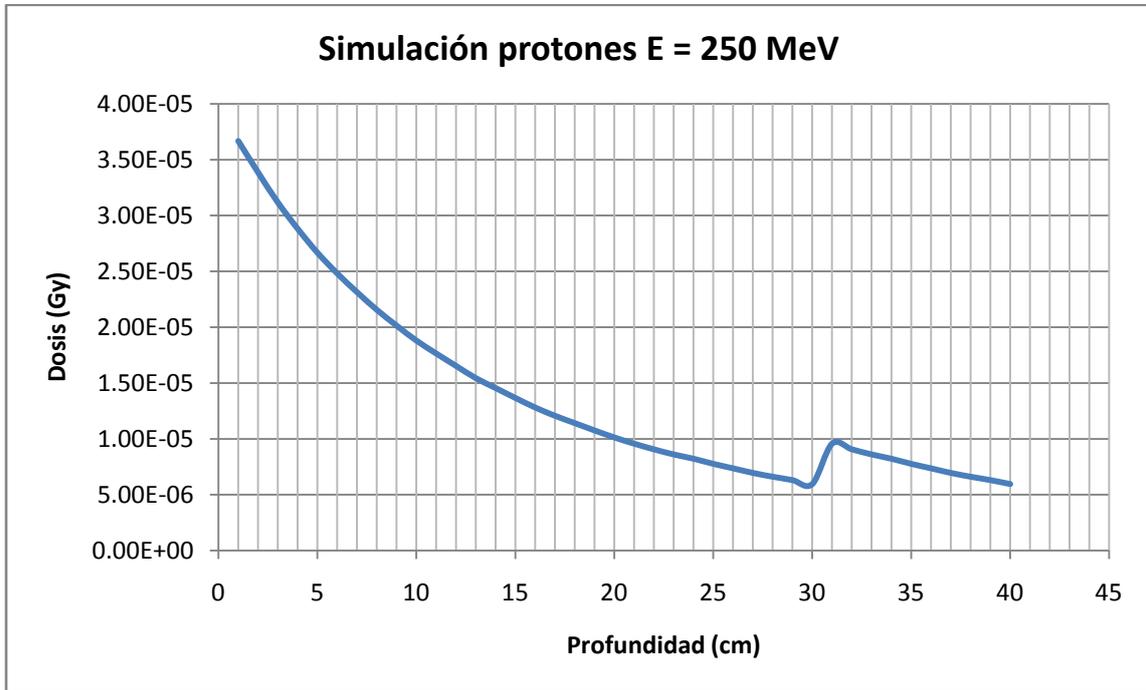
Fuente: elaboración propia.

Figura 5.3d, Curva de dosis para simulación con energía de 200MeV.



Fuente: elaboración propia.

Figura 5.3e, Curva de dosis para simulación con energía de 250MeV.

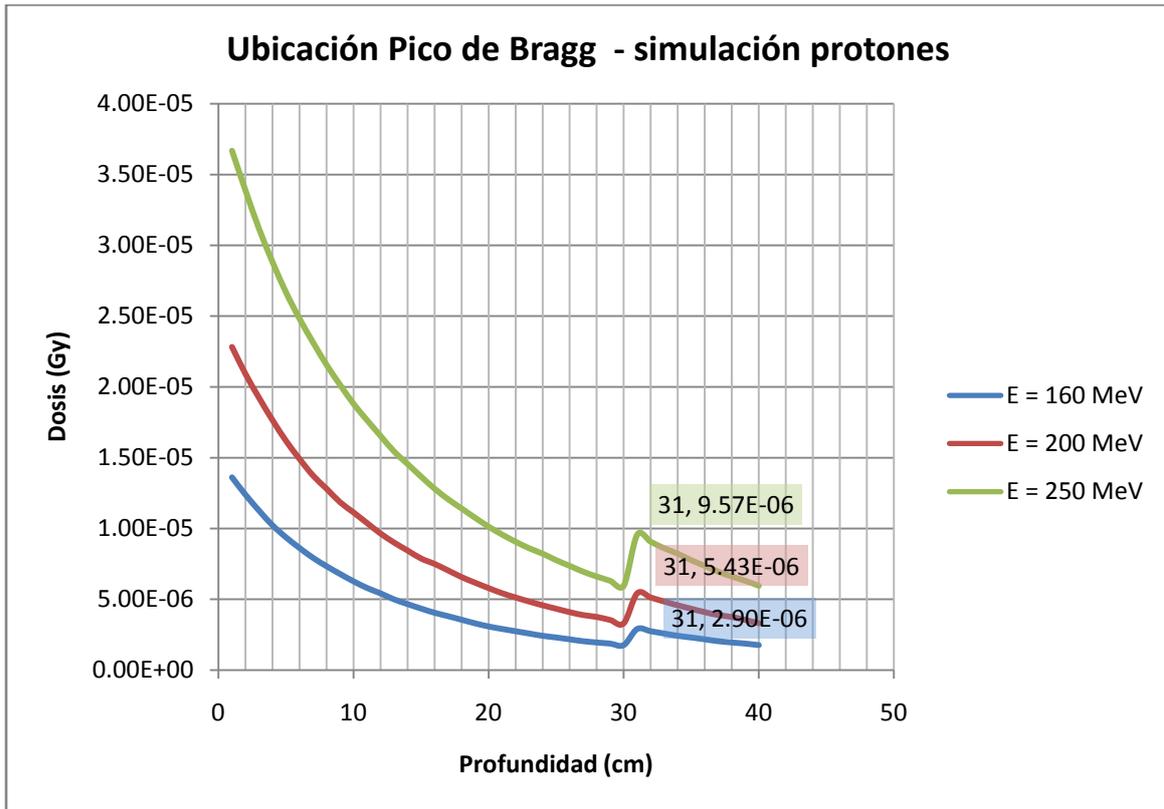


Fuente: elaboración propia.

5.3.2 Identificación del pico de Bragg

Con la información mostrada en las curvas de dosis en profundidad pudo ubicarse el punto de máxima dosis dentro del Fantoma para cada una de las energías simuladas; la grafica comparativa siguiente muestra su ubicación.

Figura 5.3f, Grafica de Dosis en profundidad indicando pico de Bragg.



Fuente: elaboración propia.

Tabla 5.3.2. Dosis y profundidad de Pico de Bragg para diferentes energías

Energía (MeV)	Dosis (Gy)	Profundidad en Fantoma (cm)
160	2.90×10^{-6}	31.00
200	5.43×10^{-6}	31.00
250	9.57×10^{-6}	31.00

Fuente: Elaboración Propia.

Se puede observar que aun con el incremento de energía la posición del pico de Bragg en el Fantoma no cambia; también se puede notar que la dosis total absorbida en cada simulación es la suma de las contribuciones dosimétricas mostradas en el Anexo 7, por las interacciones de dispersión coulombiana inelástica, elástica y nucleares no elásticas (López Moranchel y Maurelos Castell, 2019).

CAPÍTULO VI

DISCUSION DE RESULTADOS

6.1 Contrastación y demostración de la hipótesis con los resultados

La hipótesis principal de esta investigación afirma que **la dosimetría de un haz de protones se realiza con Monte Carlo**; en esta investigación los resultados demuestran que la dosimetría del haz de protones se pudo realizar con el código PENELOPE con base en técnicas Monte Carlo; para ello, se llevaron a cabo tres simulaciones para energías de 160 MeV, 200 MeV y 250 MeV respectivamente, cada una de las cuales arroja un resultado de dosis absorbida por cada uno de los elementos geométricos voxels del Fantoma mostrados en la figura 4.5f con la información obtenida se pudo construir las graficas de dosis en profundidad, lo cual verifica la primera hipótesis específica que indica que **la curva dosis en profundidad para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV es generada usando Monte Carlo**; la segunda hipótesis específica que afirma que **el pico de Bragg para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV es hallado usando Monte Carlo** se comprueba con la información mostrada en las curvas de dosis en profundidad en las cuales pudo ubicarse el punto de máxima dosis dentro del Fantoma; así para la energía de 160 MeV la dosis en el pico máximo es de 2.9×10^{-6} Gy; para la energía de 200 MeV la dosis en el pico máximo es de 5.43×10^{-6} Gy y para la energía de 250 MeV la dosis en el pico máximo es de 9.57×10^{-6} Gy; siendo el pico de Bragg ubicado a 31 cm de la superficie blanco en todos los casos.

6.2 Contrastación de los resultados con otros estudios similares

Esta investigación puede contrastar sus resultados con los mostrados en el trabajo publicado por Herranz, E., et. al. (2008), donde, se observan los resultados obtenidos para un haz monoenergético de protones de 135 MeV que penetra en un medio material acuoso que trata de asemejar al tejido humano, en ese caso los resultados de dosis se muestran en forma relativa, mientras que en esta investigación mostramos que para la energía de 160 MeV la dosis es de 0.42483×10^{-3} Gy; para la energía de 200 MeV la dosis es de 0.69959×10^{-3} Gy y para la energía de 250 MeV la dosis es de 0.11155×10^{-2} Gy; se muestra también en este estudio

que, la profundidad de penetración en la que se produce el pico de Bragg es de 13 cm a diferencia de lo que se obtuvo en esta investigación en la que la profundidad en la que se produce el pico de Bragg es de 31 cm, esto se debe al mayor rango energético simulado.

Como segundo contraste presento el trabajo de tesis doctoral de Quiroga Fagua, A. (2014), que trata de los aspectos físicos de la hadronterapia o terapia de protones; muestra la simulación en agua utilizando el código basado en Monte Carlo Geant4, sus resultados corresponden a haces de protones monoenergéticos de 62, 87, 138 y 214 MeV; la profundidad del pico de Bragg que se produce para una energía de 214 MeV según este trabajo es de 25.8 cm que es bastante aproximada a la que se obtuvo en esta investigación 31 cm., es de notar que por la finalidad de esta investigación las energías escogidas buscan conseguir un pico de Bragg cerca de la piel simulando tumores profundos y superficiales.

6.3 Responsabilidad ética

Esta investigación se realizó de acuerdo con los principios establecidos en el Código de ética de investigación de la Universidad Nacional del Callao aprobado por Resolución del Consejo Universitario N° 210-2017-CU y cumplió con las normatividades institucionales que regulan sus procesos; se actuó con todo el rigor científico para la validación y credibilidad de los métodos y fuentes de consulta utilizados ejerciéndose con responsabilidad y transparencia en todo su proceso.

CONCLUSIONES

- Se determinó la curva dosimétrica generada por Monte Carlo para un haz de protones para ello se uso el código PENELOPE con base en técnicas Monte Carlo.
- Se obtuvieron las curvas de dosis en profundidad generadas por Monte Carlo para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV y se determinaron sus valores de dosis total absorbida; así para un haz de energía de 160 MeV la dosis es de 0.42483×10^{-3} Gy; para la energía de 200 MeV la dosis es de 0.69959×10^{-3} Gy y para la energía de 250 MeV la dosis es de 0.11155×10^{-2} Gy.
- Se localizó la ubicación del punto Bragg o punto de máxima dosis dentro del Fantoma; así para la energía de 160 MeV la dosis en el pico máximo es de 2.9×10^{-6} Gy; para la energía de 200 MeV la dosis en el pico máximo es de 5.43×10^{-6} Gy y para la energía de 250 MeV la dosis en el pico máximo es de 9.57×10^{-6} Gy; siendo el pico de Bragg ubicado a 31 cm de la superficie blanco en todos los casos.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda realizar una simulación con modificación del código fuente para simular un sistema de haz de partículas (protones) por entrega de modo activo , ya que mediante este tipo de sistema el haz es manipulado para depositar la dosis en el volumen deseado con precisión milimétrica.
- Se recomienda realizar una simulación con la modificación del sistema colimador añadiendo un elemento modulador de placas de material dispersivo más denso y adicionando un sistema de triple dispersión que harán que el haz proveniente del acelerador se degrade y que el haz se desplace por el área requerida.
- Se recomienda realizar una simulación con los parámetros mostrados en esta investigación pero cambiando el tipo de partícula a electrones de alta energía debiendo tomar en cuenta que en la interacción de electrones con un medio material estos van perdiendo progresivamente su energía cinética a lo largo de su trayectoria, y puede ser más beneficioso en tratamientos superficiales y de baja profundidad.
- Se recomienda realizar una simulación con parámetros similares pero con cambio de código a fin de contrastar los resultados de esta investigación para protones de alta energía y así determinar la convergencia o divergencia de sus resultados dosimétricos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Bedoya Tobon, J. (2011). *Cálculos dosimétricos mediante código Monte Carlo a partir de imágenes de PET/CT*. Tesis de maestría en Física Medica. Universidad Nacional de Cuyo.

Cal Gonzales, J. (2010). *Aplicación de Simulaciones Monte Carlo para el análisis de información CT y su uso en PET y Dosimetría*. Memoria del Trabajo para la obtención del Diploma de Estudios Avanzados. Universidad Complutense de Madrid.

Garcia, S.; Cabrera, P. (et. al.) *Recomendaciones de la SEOR para la protonterapia en España*. Sociedad Española de Oncología Radioterápica, Madrid, 2019.

Garcia Tavora, V. (2019). *Simulaciones Monte Carlo para el desarrollo de un prototipo de tomógrafo de protones con aplicación en protonterapia*. Master interuniversitario en Física Nuclear. Universidad de Sevilla.

Godier Amburgo, J. (2004). *Dosimetría de electrones para campos irregulares usando Monte Carlo*. Tesis de licenciatura. Universidad Nacional del Callao.

Herranz, E., et. al. (2008). *Hadronterapia*. En: I Encuentro Complutense para la divulgación en Física Nuclear y de Partículas. Madrid - España, Julio 2008. (pp. 50-61).

Herranz Muelas, E. (2018). *Simulaciones Monte Carlo para radioterapia intraoperatoria con haces de electrones*. Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid.

IAEA TRS-398. (2001). *Absorber Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Agencia Internacional de Energía Atómica. Publicado por la IAEA (v.10A).

López Moranchel y Maurelos Castell. Protonterapia: estado del arte y aplicaciones clínicas. Revista oficial de la sociedad española de enfermería oncológica. VOL.21. N.2. Madrid. 2019.

Lozares, S., et. al. (2009). *Radioterapia con partículas pesadas*. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital de Navarra. Anales Sis San Navarra vol.32 supl.2 Pamplona.

Quiroga Fagua, A. (2014). *Aspectos Físicos de la Hadronterapia*. Tesis de maestría. Universidad Nacional de Colombia.

Salvat, F.; Fernandez-Varea, J. M.; Baro, J. y Sempau, J. (1996). *PENELOPE, an Algorithm and Computer Code for Monte Carlo Simulation of Electron-Photon Showers*; Madrid: CIEMAT.

Rojas, L. (2010). *Aplicaciones de la simulación Monte Carlo en dosimetría y problemas de física médica*. En: Contribuciones del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares al avance de la Ciencia y la Tecnología en México - Edición conmemorativa 2010. pp. 89-105. 2010.

Solans, M., Almazán, C. y Espinas, J. (2014). *La protonterapia en el tratamiento del cáncer*. Barcelona: Agència de Qualitat i Avaluació Sanitàries de Catalunya (Colección: Informes, estudios e investigación / Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad. Informes de Evaluación de Tecnologías Sanitarias).

Valente, M. (2014). *Elementos de Calculo Dosimétrico para Hadronterapia y Campos Mixtos*. En: Curso de doctorado en física CONICET, Universidad Nacional de Cordova - Argentina, segundo semestre del 2014. pp. 1-172.

ANEXOS

ANEXO 1

Elementos requeridos en terapia con protones, iones pesados y neutrones.

ACELERADORES EN HADRONTERAPIA			
Protones e iones pesados		Neutrones	
TERAPIA CON PROTONES	TERAPIA CON IONES PESADOS: HELIO, CARBONO, OXÍGENO Y NEÓN.	TERAPIA CON NEUTRONES RÁPIDOS	TERAPIA CON BNCT (Boron Neutron Capture Therapy)
Rango de energía de 60 – 250 MeV.	Rangos de energía desde 50 hasta 430 MeV /u	Energías suficientemente altas como para penetrar en el tejido tan eficazmente como haces de fotones estándar ~20 MeV	Se requieren moderadores para degradar la energía del neutrón a rangos de ~keV
Intensidad media del haz de 10 – 20 nA.	Intensidades de haz comparable a los necesarios para la terapia de protones	Intensidad media del haz primario debe ser de mínimo 40 μA	
Elevada intensidad magnética, requiere aceleradores grandes.	Elevada intensidad magnética, requiere aceleradores grandes.		Se emplean reactores o aceleradores de protones a energías de 2 – 4 MeV para tener neutrones por espalación
En los primeros tratamientos con protones se emplearon sincrociclotrones con rangos de energía 160-340MeV	Se emplean sincrotrones		No existe un acelerador especializado para BNCT.
Disponible en entornos clínicos estándar	No están disponibles en entornos clínicos estándar	Disponibles en entornos estándar	No están disponibles en entornos clínicos estándar

Fuente: Quiroga Fagua, A. (2014). Aspectos Físicos de la Hadronterapia. Tesis de Maestría. Pág. 28.

ANEXO 2

Factores de ponderación de la radiación recomendados.

Tipo de radiación	Factor de ponderación de la radiación w_R
Fotones	1
Electrones ^a y muones	1
Protones y piones cargados	2
Partículas alfa ,Fragmentos de fisión, Iones pesados	20
Neutrones	Una función continua de la energía del neutrón (ver Figura 1 y Ecuación. 4,3)

Fuente: ICRP - 103 (2008). Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica - Publicación 103 de la Sociedad Española de Protección Radiológica. Pág. 58.

ANEXO 3

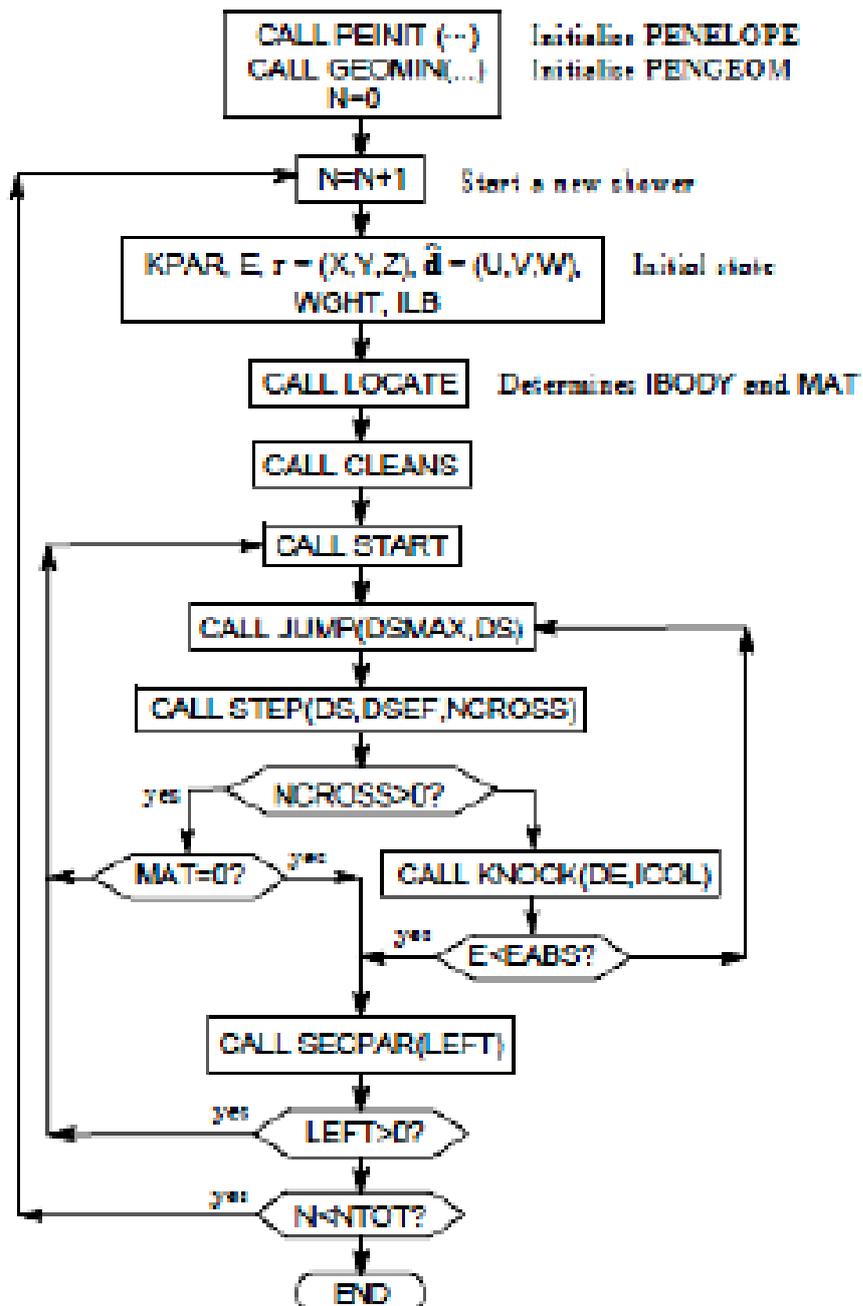
Factores de ponderación de los tejidos recomendados.

Tejido	w_T	Σw_T
Medula ósea, colon, pulmón, estómago, mama, resto de los tejidos *	0,12	0,72
Gónadas	0,08	0,08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0,04	0,16
Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales, piel	0,01	0,04
	Total	1,00

Fuente: ICRP - 103 (2008). Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica - Publicación 103 de la Sociedad Española de Protección Radiológica. Pág. 58.

ANEXO 4

Diagrama de flujo del programa principal para la simulación de la interacción radiación – materia con PENELOPE.



Fuente: Cal Gonzales, J. (2010). Aplicación de Simulaciones Monte Carlo para el análisis de información CT y su uso en PET y Dosimetría.. Pág. 63.

ANEXO 5

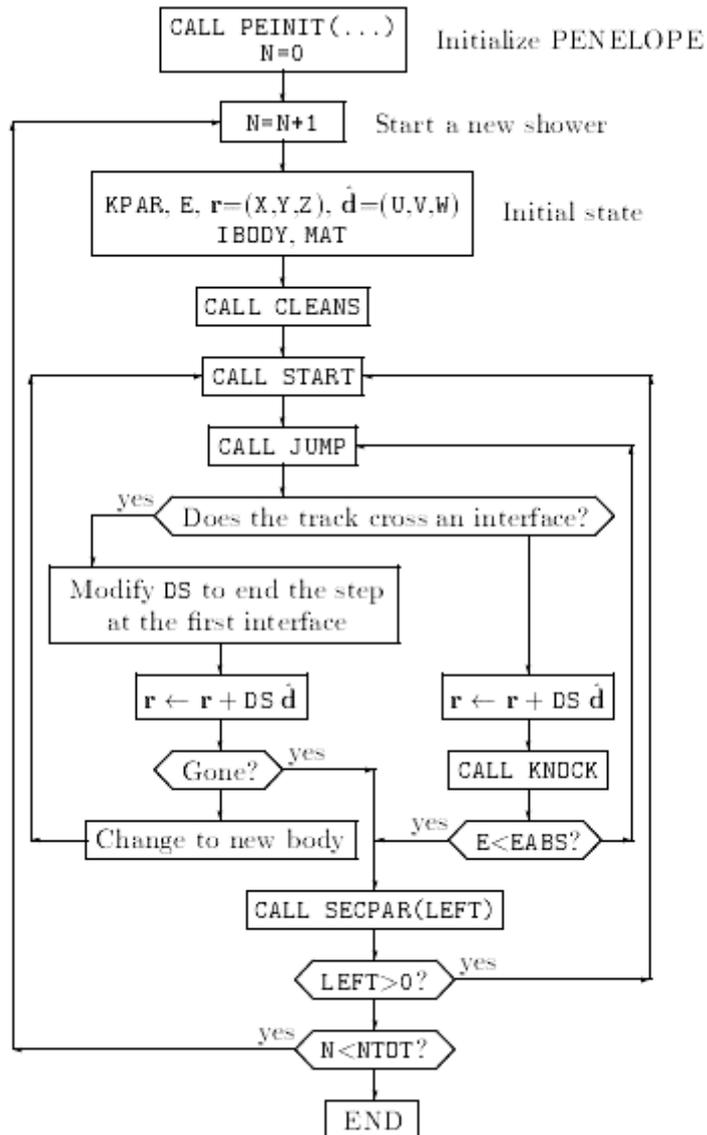
Principales propiedades físicas de los materiales que se pueden trabajar con
PENNELOPE.

Material	Densidad (g/cm ³)	Densidad electrónica (relativa al agua)	< Z >
Adipose tissue	0,920	0,902	2,99
Air	0,001	0,001	7,26
B-100 bone-equivalent plastic	1,450	1,315	4,17
Blood (ICRP)	1,060	1,040	3,45
Bone, compact (ICRU)	1,850	1,696	4,41
Bone, cortical (ICRP)	1,850	1,638	5,29
Brain (ICRP)	1,030	1,023	3,30
Eye lens (ICRP)	1,100	1,068	4,48
Lung (ICRP)	0,300	0,294	3,46
Muscle-equivalent liquid, with sucrose	1,110	1,079	3,48
Muscle-equivalent liquid, without sucrose	1,070	1,048	3,45
Muscle, skeletal (ICRP)	1,040	1,018	3,47
Muscle, striated (ICRU)	1,040	1,019	3,44
Skin (ICRP)	1,100	1,069	3,41
Sucrose	1,581	1,414	4,04
Testicles (ICRP)	1,040	1,024	3,42
Tissue-equivalent plastic	1,127	1,071	3,19
Tissue, soft (ICRP)	1,000	0,978	3,35
Urea	1,323	1,192	4,00
Water	1,000	1,000	3,33

Fuente: Cal Gonzales, J. (2010). Aplicación de Simulaciones Monte Carlo para el análisis de información CT y su uso en PET y Dosimetría. Pág. 64.

ANEXO 6

Diagrama de flujo del programa principal (MAIN) de PENELOPE y responsable del proceso de simulación.



Fuente: Salvat, F.; Fernandez-Varea, J. M.; Baro, J. y Sempau, J. (1996). *PENELOPE, an Algorithm and Computer Code for Monte Carlo Simulation of Electron-Photon Showers*, pag. 105.

ANEXO 7

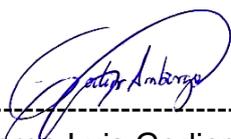
Resumen de características de las interacciones de los protones con el tejido.

Tipo de interacción	Partículas implicadas	Efecto sobre el protón	Efecto dosimétrico
Dispersión coulombiana inelástica	Protón - electrones orbitales	Pérdida de energía	Determina el rango en el tejido
Dispersión coulombiana elástica	Protón - núcleo atómico	Cambio de trayectoria	Determina la penumbra lateral
Nucleares no elásticas	Protón - núcleo atómico	Remoción del protón del haz	Dispersión, desintegración, emisión gamma, neutrones secundarios

Fuente: Lopez Moranchel, I. y Maurelos Castell, I. (2019). *Protonterapia: estado del arte y aplicaciones clínicas*, pág. 21.

MATRIZ DE CONSISTENCIA

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPOTESIS	VARIABLES E INDICADORES	METODOLOGIA
<p>Problema general</p> <p>¿Cuál es la curva dosimétrica generada por Monte Carlo para un haz de protones?.</p> <p>Problemas específicos</p> <p>¿cuál es la curva dosis en profundidad generada por Monte Carlo para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV?.</p> <p>¿cuál es el pico de Bragg obtenido por Monte Carlo para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV?.</p>	<p>Objetivo general</p> <p>Determinar la curva dosimétrica generada por Monte Carlo para un haz de protones.</p> <p>Objetivos específicos</p> <p>Determinar la curva dosis en profundidad usando Monte Carlo para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV.</p> <p>Determinar el pico de Bragg usando Monte Carlo para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV.</p>	<p>Hipótesis general</p> <p>La dosimetría de un haz de protones se realiza con Monte Carlo.</p> <p>Hipótesis específicas</p> <p>La curva dosis en profundidad para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV puede ser generada usando Monte Carlo.</p> <p>El pico de Bragg para haces de protones de 160, 200 y 250 MeV puede ser hallado usando Monte Carlo.</p>	<p>Variable independiente</p> <p>Haz de protones</p> <p>Indicadores</p> <p>Energía en MeV</p> <p>Variable dependiente</p> <p>Dosis depositada</p> <p>Indicadores</p> <p>Dosis en Gy</p>	<p>Tipo de investigación</p> <p>Básica</p> <p>Diseño de la investigación</p> <p>Cuasi experimental.</p> <p>Método de investigación</p> <p>simulación computacional usando el código Monte Carlo PENELOPE</p> <p>Población y muestra</p> <p>No aplica.</p> <p>Lugar de estudio</p> <p>No aplica.</p> <p>Técnicas e instrumentos para la recolección de la información</p> <p>Archivo de datos procedentes del código de simulación Monte Carlo PENELOPE.</p> <p>Plan de trabajo de campo</p> <p>No aplica.</p> <p>Análisis y procedimientos de datos</p> <p>Excel y Editor Fortran.</p>



 Mg. Jorge Luis Godier Amburgo
 Docente Asociado TC40 Cod: 1390
 DNI: 10618659

