

Facultad de Ciencias

Estimación de Dosis en Radioterapia Intraoperatoria

(Dose Estimation in Intraoperative Radiotherapy)

*Trabajo de Fin de Grado
para obtener el*

Grado de Física

Autor: Luis Zapatero Varela de Limia

Director: Jordi Duarte Campderrós

Curso 2023 - 2024

Índice general

Abstract	1
1. Introducción	3
1.1. Contexto Médico: Física Médica y Radioterapia	3
1.2. Contexto Físico: Radiación	6
1.3. Simulaciones	10
1.4. Acelerador	12
2. Metodología	15
2.1. Set Up Experimental	15
2.2. Descripción de la simulación	15
2.3. Observables	17
2.4. Datos reales	18
2.5. Comparación de datos: Normalización	20
2.6. Errores	21
3. Resultados y Discusión	23
3.1. Hilos de Z	23
3.2. Hipótesis planteadas	31
4. Conclusiones	37

Abstract

The objective of the study is the validation of a simulation dedicated to dose estimation for his future implementation in intraoperative radiotherapy treatments. In this way, a quick live simulation could be performed to provide an estimation of the doses.

The simulation of the accelerator LIAC HWL is based on the Montecarlo method and was constructed using the Geant4 library to obtain data of the dose deposited in a water phantom for different electron beam energies (6, 8, 10, and 12 MeV). The comparison with the values measured by the group of physicists from the Marqués de Valdecilla Hospital shows clear differences in the range of electrons (on the order of 2 mm), while in the beam sections it is very accurate. The analysis of the results concluded that there might be an error in the arrangement of the experimental measurement device, which remains to be confirmed to continue the project development.

Keywords: Simulation, Intraoperative (IORT), Montecarlo, Geant4

Resumen

El objetivo del estudio es la validación de una simulación dedicada a la estimación de dosis para su futura implementación en tratamientos de radioterapia intraoperatoria. De esta forma, se podría hacer una rápida simulación en vivo que pudiese dar estimaciones de las dosis que se suministrarán.

La simulación del acelerador LIAC HWL se basa en el método Montecarlo y fue construida mediante la biblioteca de Geant4 para tener datos de la dosis depositada en un maniquí de agua para diferentes energías del haz de electrones (6, 8, 10 y 12 MeV). La comparación de los valores reales medidos por el equipo de físicos del Hospital Marqués de Valdecilla para el mismo acelerador mostraban claras diferencias en el rango de los electrones (del orden de 2 mm), mientras que en las secciones del haz se muestra muy correcta. El análisis de los resultados dejó como conclusión la posibilidad de una equivocación en la disposición del dispositivo experimental de medida, quedando pendiente de confirmarse para continuar con el desarrollo del proyecto.

Palabras clave: Simulación, Intraoperatoria (IORT), Montecarlo, Geant4

Capítulo 1

Introducción

1.1. Contexto Médico: Física Médica y Radioterapia

La oncología, parte de la Medicina que estudia y trata los tumores malignos, es una rama que se ha desarrollado en sobremanera y en la que participan en su investigación profesionales de distintos campos de la ciencia.

El caso de la física no es diferente, y es que desde hace más de un siglo que existe el tratamiento de tumores mediante la aplicación de radiación ionizante o indirectamente ionizante sobre los tejidos dañados. En España fue Salvador Celodio Calatayud, el médico radiólogo que introdujo la radioterapia a la medicina en 1906, además de ser fundador de la Sociedad Española de Radiología y Electrología Médicas. La Física Médica es la rama de la Física aplicada a la Medicina, basada en la creación de imágenes del cuerpo humano por vía radiación no ionizante o por ultrasonidos, desarrollo de aceleradores de partículas para el tratamiento de tumores, estudio de los blindajes y la seguridad del personal ante la radiación, entre otras muchas cosas.

La radioterapia es uno de los tratamientos básicos en oncología y consiste en la aplicación de radiación de energía suficiente sobre el tejido dañado por un cáncer para matar estas células tumorales. Entre sus ventajas se encuentra que la aplicación de esta radiación puede ser muy localizada en comparación con otros métodos como puede ser la terapia de hipertermia, que consiste en aplicar calor sobre la zona afectada con la desventaja de afectar a los tejidos vecinos. Sin embargo, la radioterapia cuenta con el impedimento de la indiscriminación de la radiación entre tejidos sanos y enfermos, de ahí que se estudien tratamientos personalizados a cada paciente con el fin de optimizar la radiación que se deposita en la zona dañada, jugando con factores como son los ángulos de ataque, las secciones que realizan los aceleradores en cada momento, la velocidad angular a la que se desplaza el acelerador sobre el paciente o la energía en cada momento. Esta optimización se lleva a cabo por el equipo de radiofísicos del hospital que, contando con las indicaciones sobre el tratamiento del oncólogo y diferentes herramientas de simulación de la radiación, elaboran planes sobre las imágenes del paciente tomadas con rayos X o ultrasonidos. Dado que las simulaciones se realizan sobre este tipo de imágenes del paciente, cobra mucha importancia el hecho de que el paciente simule las características que tenía su cuerpo el día que se tomaron sus imágenes cuando se vaya a realizar el tratamiento (evitando la ingesta de demasiada agua o haciendo ayunos). Además, una vez se tiene el plan optimizado, se pone a prueba con un maniquí de agua para probar que los valores de la dosis real no difieran demasiado de los esperados, para así tener conocimiento veraz sobre la dosis que finalmente se aplicará en el paciente. Este es el proceso que se lleva a cabo en radioterapia externa (fuente de emisión alejada del paciente) o en braquiterapia (la fuente de emisión se introduce en el interior

del paciente), pero en el caso de la radioterapia intraoperatoria el proceso a seguir es diferente dada la imposibilidad de realizar un plan previo.

Radioterapia Intraoperatoria

La Radioterapia Intraoperatoria (IORT, por sus siglas en inglés) consiste en la aplicación de radiación tras una cirugía que trata de exponer lo más posible el tejido dañado y apartar órganos de alto riesgo a la radiación, para evitar el exceso de dosis en zonas ajenas al tumor. Es un método muy conveniente para algunos casos en los que se requiera de un corto plazo de tratamiento o para tumores difíciles de tratar con otro tipo de enfoques y que requieran del control local del objetivo.

Debido a la naturaleza del cuerpo, la anatomía interior del paciente varía una vez se realiza la cirugía y con ello su distribución de tejidos, órganos sensibles y demás factores que se deben tener en cuenta. Por este motivo no se pueden realizar planes previos que ofrezcan un tratamiento individualizado a cada paciente. En lugar de eso, lo que se utiliza es una estimación de la dosis para una superficie plana de agua, sin tener en cuenta la existencia de materiales que se comportan de forma diferente como los huesos ni el uso de materiales absorbentes para la protección de zonas de riesgo o el uso de ácido hialurónico para potenciar la dosis en algunas superficies. Por todo esto, la realización de simulaciones en IORT que ofrezcan estimaciones de la dosis es un campo aún en desarrollo que mejoraría este tipo de tratamientos.

Para estimar de forma adecuada la dosis, hace falta contar con una simulación sólida del haz de radiación para luego introducir los aspectos más complicados como sería la superficie de los tejidos tras la cirugía y demás factores que complican el proceso de cálculo.

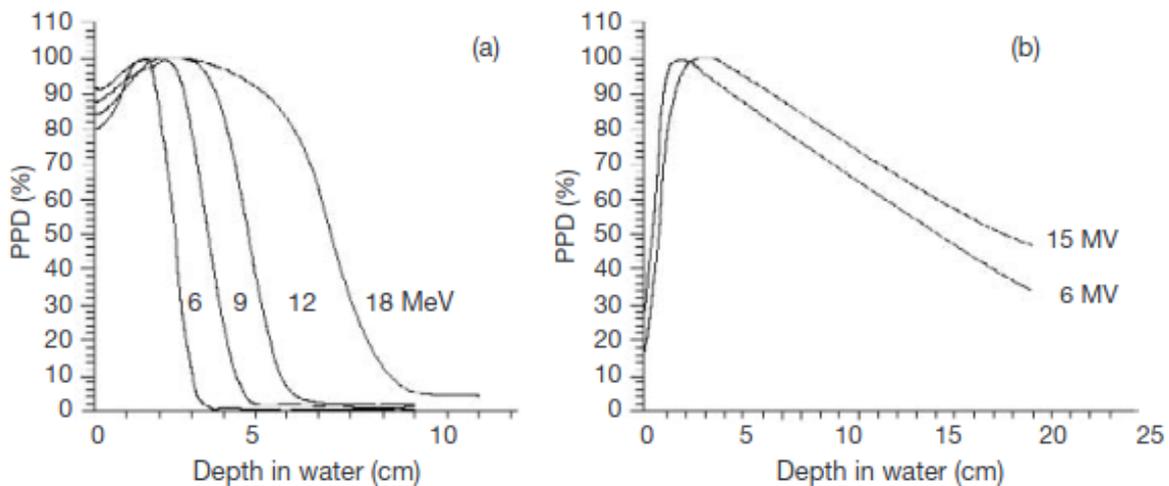


Figura 1.1: Curvas del porcentaje de dosis depositado por un haz de electrones respecto de la profundidad para diferentes energías (a), y el símil para fotones (b).

[1]

Para IORT, la radiación más conveniente, y por ello la más usada, es la de electrones [2]. Esto se debe a la forma característica de sus curvas de rendimiento en profundidad. Mientras que los fotones presentan un considerable poder de penetración, un haz de electrones en cambio deposita la mayor parte de su energía en los primeros centímetros de su recorrido en el cuerpo, bajando a valores casi nulos después de este tramo inicial, permitiendo irradiar de forma mínima las estructuras anatómicas situadas debajo del tumor (Fig. 1.1). Esta concentración de la dosis se muestra más claramente en representaciones de las curvas de isodosis, en las que se ve como el depósito de energía se encuentra muy localizado (Fig.1.2).

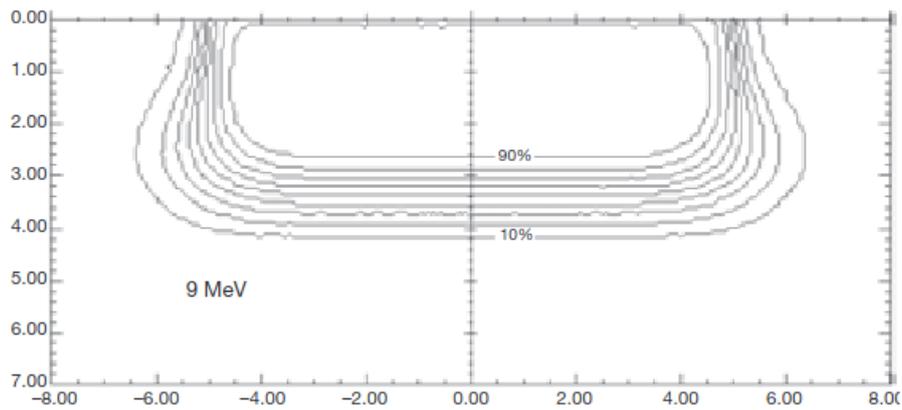


Figura 1.2: Curvas de isodosis en un haz de electrones de 9 MeV, de sección $10 \times 10 \text{ cm}^2$, que muestra el alcance en cm en el que se depositan los diferentes porcentajes de dosis.
[1]

Dado que el depósito de dosis no sigue una línea recta horizontal sino una curva (Fig.1.1), siempre existen zonas en las que la dosis no es constante como se desearía, estas son las llamadas zonas de penumbra. Para paliar este problema se colima de forma secundaria el haz con el uso de aplicadores.

Los aplicadores son estructuras cilíndricas de metal formadas por material plástico transparente en su parte inferior, que se sitúan después del colimador principal. Colocando sus bordes inferiores en contacto con la superficie del paciente se reduce la zona de penumbra y se permite situar la zona cancerosa en el interior del aplicador, pudiendo además ver la parte irradiada gracias a la transparencia del material. De esta forma la dosis recibida es más constante en el objetivo mientras que se reduce la recibida en los tejidos posteriores.

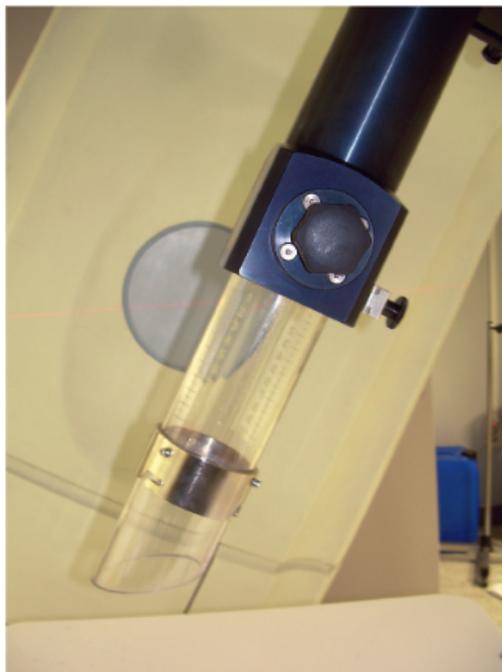


Figura 1.3: Imagen de un aplicador con ángulo de 45° en su terminación.[3]

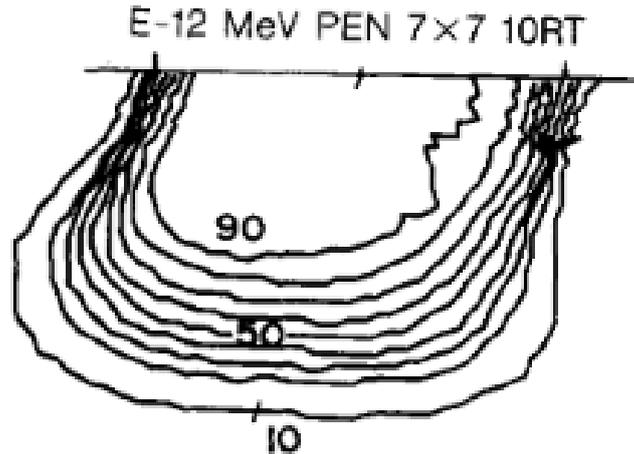


Figura 1.4: Curvas de isodosis de un aplicador pentagonal de 15° de inclinación.[4]

Sumado a esto, existen aplicadores con diferentes ángulos en su terminación que modifican la sección del haz según cómo interese que sea la profundidad, o incluso cambiando la forma cilíndrica por otras que sean favorables como la pentagonal[4](Fig.1.3 y Fig.1.4).

1.2. Contexto Físico: Radiación

La radiación es energía que se propaga en forma de ondas electromagnéticas o como partículas. Según sus características, los diferentes tipos de radiación se agrupan de la siguiente forma: radiación ionizante y radiación no ionizante. Esta división separa aquellos haces con la capacidad de ionizar la materia, como pueden ser rayos γ o rayos x, de los que no tienen suficiente energía como puede ser la luz visible o las ondas de radio. La energía que hace de frontera entre un tipo de radiación y otro es la necesaria para ionizar una molécula de aire, que es del orden de decenas de eV aproximadamente.

La capacidad de la radiación ionizante de depositar altas cantidades de energía es la que se aplica a los tratamientos en oncología, por ello es dentro de esta categoría de radiación en la que se trabaja. Dentro de este grupo de radiaciones capaces de ionizar el medio, existen otras dos subcategorías: radiaciones directamente ionizantes y radiaciones indirectamente ionizantes. Dentro del primer grupo se encuentran las partículas cargadas, que depositan su energía con interacciones de Coulomb excitando directamente el medio. En el grupo de las indirectamente ionizantes están las ondas electromagnéticas y las partículas neutras como los neutrones. Este segundo grupo requiere de pasos intermedios como pueden ser la excitación de partículas cargadas para que estas depositen en el medio la energía que les ha sido transferida, funcionando como intermediarias.

Radiación de electrones

En los tratamientos de Intraoperatoria, como ya fue mencionado, la radiación que se aplica es de electrones debido a ciertas ventajas que esta presenta. Existen varias formas de obtener electrones acelerados con estas energías.

Una forma de obtener radiación de este tipo es por transiciones nucleares como puede ser una desintegración β^- (Eq.1.1) en las que un neutrón nuclear se convierte por interacción débil en un protón, un electrón y un antineutrino; o la Conversión Interna (Eq.1.2) donde un electrón

de la corteza interacciona con el núcleo excitado, emitiéndose a altas energías.

$$n \rightarrow p + e^{-} + \bar{\nu}_e \quad (1.1)$$

$${}^A_ZX^* \rightarrow {}^A_ZX + e^{-} \quad (1.2)$$

También se pueden usar procesos atómicos. De este tipo tenemos el Efecto Fotoeléctrico, en el que el núcleo absorbe un fotón, emitiendo un electrón con energía cinética igual a la diferencia de la energía del fotón y la de enlace del electrón; o el Efecto Auger, que se produce cuando un salto de un electrón de una capa mayor a una menor produce un fotón que excita a un electrón de una capa intermedia emitiendo este último del átomo.

Otra forma, es acelerando electrones directamente mediante campos electromagnéticos hasta que la energía cinética de estos alcance los valores deseados.

Interacción Radiación-Materia

Cuando un haz de electrones energético se desplaza por la materia, interactúa con ella mediante interacciones coulombianas con los electrones atómicos o con los mismos núcleos. Estas interacciones se pueden clasificar en dos categorías: interacciones por colisiones (elásticas e inelásticas) e interacciones radiativas.

Interacciones Los electrones experimentan miles de interacciones a medida que atraviesan un blanco, y el tipo de interacción que se lleva a cabo en cada caso depende de la distancia entre la trayectoria del electrón y el núcleo del átomo, y el radio de este. A la distancia mínima que existe entre la trayectoria inicial del electrón y el núcleo se le llama *Parámetro de impacto* (b), y según como sea en comparación con el radio electrónico (a) se darán las diferentes interacciones [1]:

- En el caso en que el Parámetro de impacto sea mayor al radio del átomo ($b > a$), el electrón interactuará con el átomo pero de forma leve y apenas habrá intercambio de energía con los electrones orbitales, dándose una **Colisión Elástica** que sólo varía la trayectoria del electrón.
- Si el parámetro de impacto es un valor próximo al radio del átomo ($b \approx a$), el electrón sufrirá una colisión con un electrón orbital, cediendo una cantidad considerable de su energía cinética a este, dando lugar a una **Colisión Inelástica**.
- Si en cambio el parámetro de impacto es menor que el radio atómico ($b < a$), el electrón colisionará con el núcleo atómico en una **Interacción Radiativa** en la que se emitirá un fotón (bremsstrahlung) cuya energía será un valor entre cero y la energía cinética del electrón. El valor medio de la energía del fotón emitido aumenta cuando decrece el parámetro de impacto, es decir cuando el electrón es más próximo al núcleo.

Para el rango de energías de interés, a lo largo del camino del electrón se producen electrones secundarios, que sufrirán las mismas interacciones antes descritas. Para el caso de los fotones, éstos interaccionan con la materia según los siguientes procesos [5]:

- Dispersión elástica o Rayleigh, en la que el fotón es dispersado por electrones atómicos ligados, sin excitación del átomo.
- Absorción fotoeléctrica, en la que el fotón es absorbido y cede toda su energía a un electrón de la corteza atómica.
- Efecto Compton, en el que el fotón cede parte de su energía a un electrón de la corteza atómica y es dispersado con cierto ángulo.

- Producción de pares electrón-positrón, en la que el fotón, en la vecindad de una partícula masiva (como el núcleo atómico) es absorbido, generándose un electrón y un positrón.

En los procesos fotoeléctrico y Compton, los electrones atómicos involucrados cambian de estado orbital o son emitidos, quedando el átomo en un estado excitado, que al relajarse se produce la emisión de rayos X característicos.

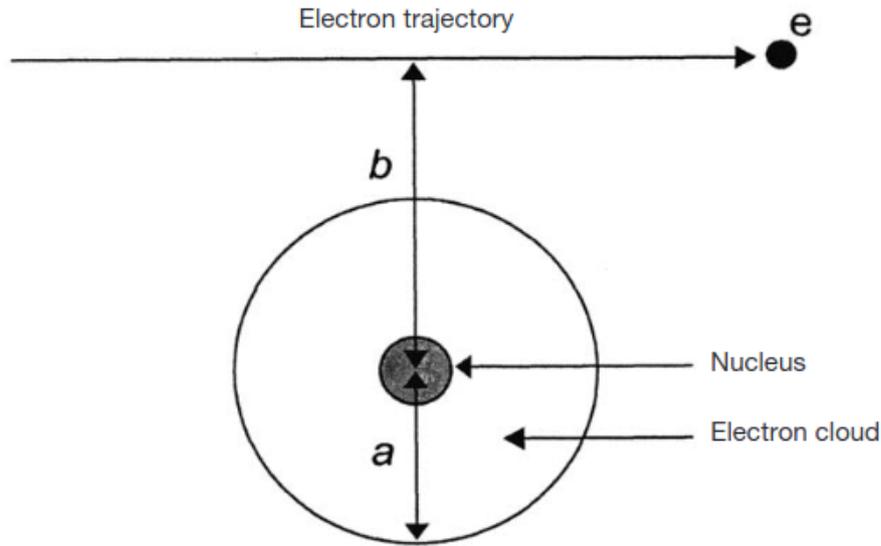


Figura 1.5: Esquema de la trayectoria del electrón que va a interactuar con un átomo donde se muestra el parámetro de impacto (b) y el radio atómico (a), obtenido de [1]

Pérdida de energía

Tanto las colisiones inelásticas como las interacciones radiativas originan una pérdida de la energía del haz que depende del material atravesado y que se expresa como el *Stopping Power* (dE_K/dx [MeV/cm]).

El *Stopping Power* es la energía perdida por unidad de longitud y ofrece información sobre la interacción macroscópica del haz con la materia. Dividiendo el *Stopping Power* entre la densidad se obtiene el *Mass Stopping Power*, que expresa la pérdida de energía entre la cantidad de materia. Este valor cuenta con tres componentes, cada uno causado por las interacciones con las que el electrón puede perder energía que se han mencionado: factor de colisiones o electrónico (que tiene en cuenta las interacciones del electrón con los electrones del átomo, produciendo excitaciones o ionizaciones), factor de radiación de frenado y el factor nuclear (debido a las interacciones elásticas donde la energía de retroceso es cedida a los átomos)[6].

$$(S/\rho)_{tot} = \frac{1}{\rho} \frac{dE_K}{dx} = (S/\rho)_{col} + (S/\rho)_{rad} + (S/\rho)_{nuc} \quad [MeVcm^2/g] \quad (1.3)$$

El peso de cada uno de los factores varían según el material y la energía del haz; la Fig.1.6) muestra un ejemplo para agua. La pérdida de energía por colisión, $(S/\rho)_{col}$ es de vital importancia en dosimetría, ya que se relaciona con la dosis (D), que es la energía absorbida por unidad de masa, según [1, pp.25]:

$$D = \phi(S/\rho)_{col}, \quad (1.4)$$

donde ϕ es la fluencia de partículas cargadas.

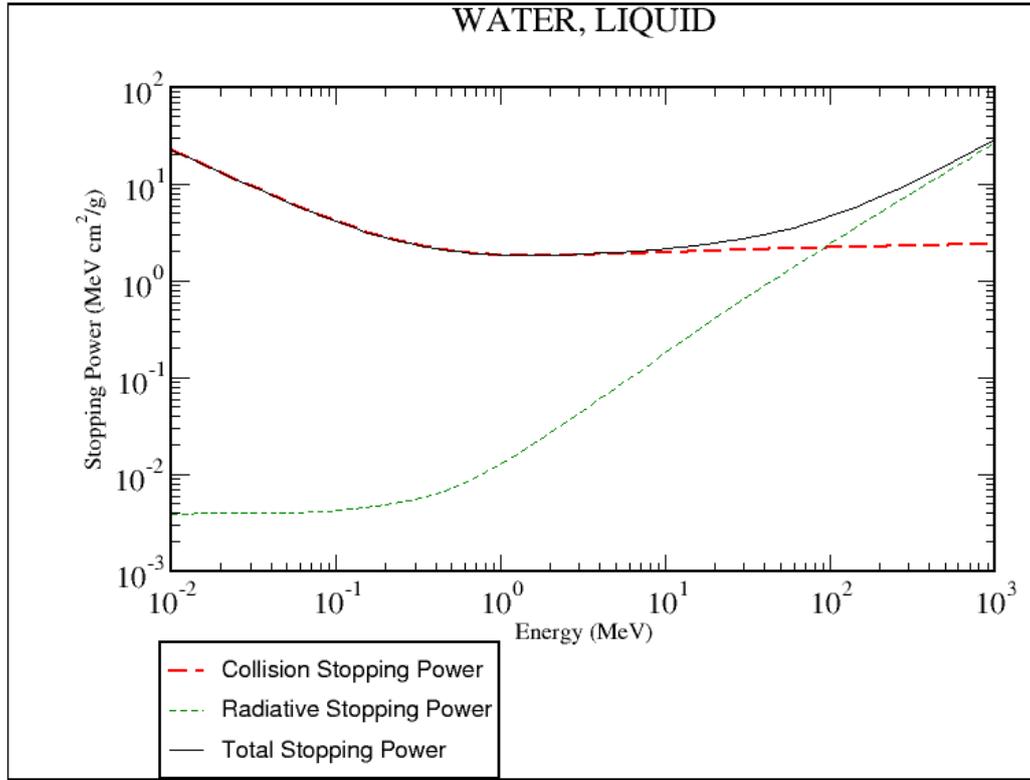


Figura 1.6: Figura que compara los diferentes factores del Mass Stopping Power (llamado Stopping Power por generalizar) en agua para electrones según varía su energía obtenida del NIST[7]

Del otro lado, la curva debida a la radiación de la Fig.1.6, muestra como este factor apenas aporta al total a bajas energías, pero a medida que aumenta la energía pasa a ser un valor considerable, hasta llegar a superar al factor de colisiones. Este comportamiento con la energía se debe al aumento de la creación de fotones por radiación de frenado, que se rige por la relación de Larmor, según la cual la potencia de la energía emitida como fotones por una partícula cargada es proporcional a la carga y al cuadrado de la aceleración de la siguiente forma [1, pp.23]:

$$P = \frac{q^2 a^2}{6c^3 \epsilon_0 \pi} \quad (1.5)$$

Para el rango de energías en los que se trabajará (6-12 MeV), la fracción de energía que deposita un haz de electrones en forma de radiación de frenado en agua es muy inferior a la ocasionada por las colisiones con electrones, por lo que no se tendrá en cuenta más adelante.

Trayectoria

Sobre la trayectoria que hacen los electrones mientras atraviesan la materia, se introduce el concepto *Mass Scattering Power* (T/ρ), que se define según la media del cuadrado del ángulo de

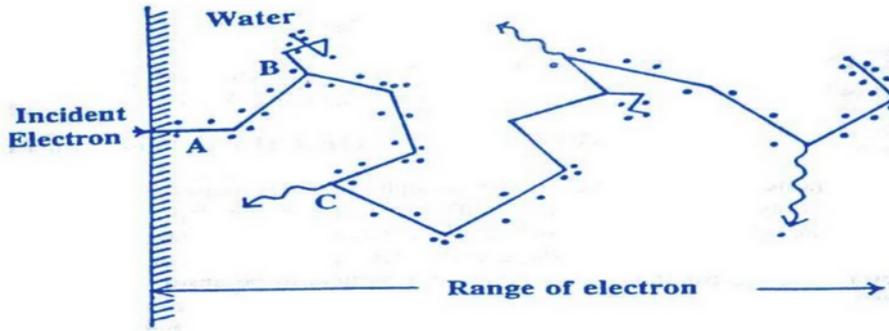


Figura 1.7: Ejemplo del posible recorrido de un electrón en agua en el que se muestran varias colisiones elásticas (A), ionizaciones (B) y emisiones radiativas (C) que cambian la dirección hasta que acaba por detenerse[8].

dispersión de los electrones tras las interacciones ($\overline{\theta^2}$), que es proporcional a la masa longitudinal (ρl). Según la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU, por sus siglas en inglés)[9], el *Mass Scattering Power* se define como[1, pp.26]:

$$T/\rho = \frac{1}{\rho} \frac{d\overline{\theta^2}}{dl} \quad \text{ó} \quad T/\rho = \frac{\overline{\theta^2}}{\rho l} \quad (1.6)$$

El desvío de la interacción varía aproximadamente con el cuadrado del número atómico del material e inversamente con el cuadrado de la energía cinética del electrón incidente. El resultado es un constante cambio de dirección de los electrones con cada interacción. De esta forma, el rango de alcance de los electrones es mucho menor que el recorrido total que estos han realizado, haciendo que los electrones no depositen energías a altas profundidades, como se muestra en la imagen de la Fig.1.7.

Naturaleza Estocástica

Todo estos procesos físicos relacionados con radiación tiene origen en el comportamiento cuántico de la materia, descrito por la **Teoría Cuántica de Campos**, según la cual el comportamiento de las partículas y las posibles interacciones entre estas y la materia describen un comportamiento puramente estocástico. De esta forma, las diferentes formas que tiene un electrón de ceder energía al medio tendrán unas cargas estadísticas de ocurrir según múltiples factores físicos.

1.3. Simulaciones

Para probar un modelo físico, una hipótesis o simplemente para la toma de medidas; además de la experimentación directa, se puede hacer uso de la simulación. Haciendo uso del poder de procesado de datos de las computadoras, se pueden simular situaciones que necesitarían una gran cantidad cálculos. El desarrollo de una simulación se basa en la creación de un modelo que se pueda formular en un entorno de simulación y probar su validez poniéndolo a prueba con algún experimento diseñado para obtener valores que se puedan comparar con medidas reales. De esta forma se pueden estudiar sistemas complejos que en la realidad serían costosos o extremadamente difíciles de realizar usando su formulación matemática. Mediante este proceso, se pueden realizar programas que simulen diferentes procesos como las órbitas alrededor del Sol de diferentes planetas o el comportamiento de un coche cuando se conduce.

Otra característica de las simulaciones es que estas pueden hacerse sobre una base simple o extensa según se requiera. Para la obtención de valores realistas en un proceso, se pueden despreciar o asumir ciertos factores según se crea que puedan ser importantes para el resultado final. Por ejemplo, a la hora de simular la aerodinámica de un buque de transporte que lleva animales rescatados en la Antártida, sería factible asumir la forma de un pingüino como un cilindro sólido; sin embargo, si se quiere realizar un estudio de la aerodinámica de diferentes aves, la forma y el contorno del pingüino debería ser mucho más precisa.

Como ya se ha mencionado, la física detrás del comportamiento de la radiación tiene un comportamiento variable según varios factores que sirven para obtener valores esperados, pero no es determinista, ya que la Teoría Cuántica de Campos es una teoría probabilística. De aquí surge la aplicación del **Método Montecarlo** como base para la construcción de las simulaciones en Física de Partículas. El método de Montecarlo es una técnica matemática utilizada para estimar el valor de una variable o resolver problemas complejos mediante la generación de semillas aleatorias y el análisis estadístico de los resultados. Su origen se remonta a la década de 1940, durante la Segunda Guerra Mundial, en el contexto del Proyecto Manhattan. El nombre "Montecarlo" fue adoptado por analogía con el famoso casino en Mónaco, debido a la importancia en este del azar y la probabilidad.

Von Neumann, junto con Ulam, fueron quienes desarrollaron y formalizaron el método en Los Álamos. Su objetivo era simular el comportamiento de partículas subatómicas y reacciones nucleares, para lo cual necesitaban resolver ecuaciones matemáticas complejas que eran difíciles de abordar con los métodos analíticos tradicionales. El enfoque de Montecarlo permitía, mediante la generación de grandes cantidades de números aleatorios y el análisis de los resultados, obtener aproximaciones a soluciones de estos problemas complejos.

El funcionamiento se basa en la obtención de medidas mediante la comparación con valores conocidos. Por ejemplo, para el cálculo de una superficie bidimensional desconocida se sitúa una superficie de área conocida (como podría ser un cuadrado de lado A) y se comienzan a situar puntos en el área total de forma aleatoria y se comparan después la cantidad de puntos que han acabado en el área desconocida con los que acabaron con la conocida, obteniendo así un valor aproximado del área. La precisión del resultado aumentará con la cantidad de eventos y, aunque para ejecutar este método de forma óptima haría falta el uso de una máquina capaz de generar correctamente la aleatoriedad, para los ordenadores ordinarios los resultados son lo suficientemente correctos como para su aplicación, funcionando exitosamente como método de simulación.

De esta forma, por la característica aleatoria de la física de la radiación, los programas de simulación creados en este campo se basan en la aplicación del Método Montecarlo. En este caso, el programa en el que se construyó la simulación fue **Geant4**.

Geant4

Geant4 [10] es una biblioteca creada para la simulación del paso de partículas a través de la materia. Fue desarrollada por el CERN y es utilizada ampliamente en física de altas energías, física médica, astrofísica y otras áreas que requieren simulaciones precisas de interacción de partículas .

Posee varias características que lo hacen una herramienta poderosa y versátil para la simulación de partículas. Gracias a su diseño orientado a objetos, Geant4 permite a los usuarios seleccionar y combinar componentes específicos según sus necesidades. Esto incluye la física de la interacción de partículas, la geometría del detector, la gestión de eventos y rastreo de partículas. Para esto posee una amplia cantidad de modelos físicos para describir las interacciones de

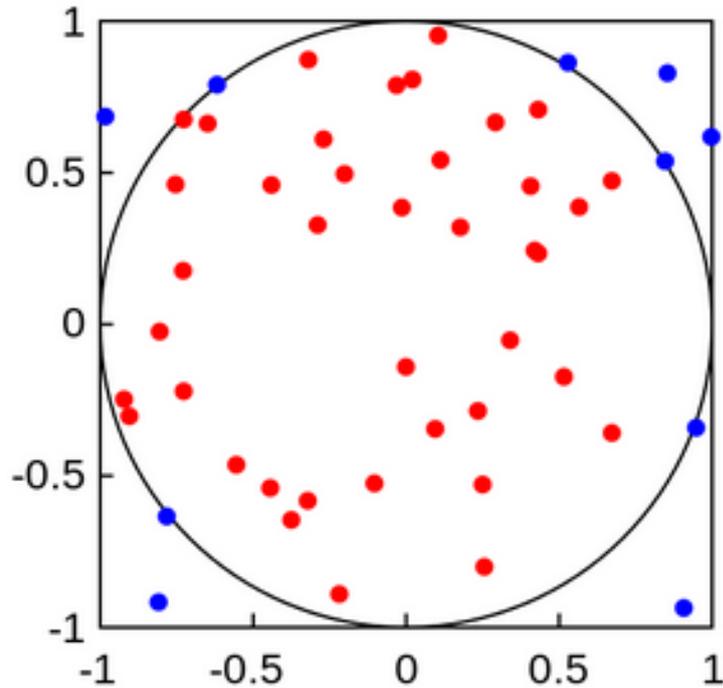


Figura 1.8: Ejemplo sencillo de la aplicación del método Montecarlo para el cálculo del área de una circunferencia.

partículas con la materia, abarcando desde la física de partículas y la física nuclear hasta la física de bajas energías y la física de neutrones.

Cuenta también con soporte para geometrías complejas y detalladas, permitiendo a los usuarios definir estructuras tridimensionales precisas para los detectores y materiales involucrados en la simulación.

En Física Médica se aplica en el desarrollo y optimización de tecnologías de diagnóstico y tratamiento, como la radioterapia, la dosimetría y la planificación de tratamientos con radiación. También es útil en la evaluación de la exposición a radiaciones en diversas situaciones, como en la industria nuclear y en misiones espaciales.

1.4. Acelerador

Un acelerador en radioterapia es la maquinaria encargada de la emisión de haces de radiación obtenidos vía la aceleración de partículas. Este tipo de radiación, a diferencia la proveniente de material radiactivo, tiene la capacidad emitir sólo cuando se desea, no siendo necesario el cuidado de muestras radiactivas.

Según cómo se genere en la parte interna o qué tipo de radiación se elija usar, los aceleradores se clasifican en distintos tipos. El estudiado es de tipo Acelerador Lineal (LIAC o LINAC), en el que los electrones son acelerados a velocidades relativistas para usarse o bien en tratamientos con electrones o con fotones generando Rayos X por radiación de frenado. Los aceleradores lineales son máquinas que usan campos electromagnéticos en el rango de las radiofrecuencias para acelerar electrones en trayectorias rectas por una guía de ondas hasta alcanzar energías cinéticas del orden de centenares de MeV. Son estructuras compactas montadas de forma isocéntrica para la aplicación práctica de radioterapia, apuntando el haz hacia el paciente

desde varias direcciones para concentrar la dosis en el tumor y evitar los tejidos sanos lo máximo posible.

Los aceleradores constan de dos partes, la parte externa, formada por todos aquellos elementos necesarios para la creación del haz y de la movilidad; y la parte interna, formada por los componentes responsables de generar la radiación. Entre los componentes más importantes de la parte externa están la mesa móvil de paciente, la mesa de control o el brazo por el que se emite la radiación, también conocido como gantry.

Por otro lado, los componentes encargados de la formación del haz se pueden agrupar en seis clases:

- Sistema de inyección: ejerce el papel de fuente de electrones. Se conforma por un filamento funcionando como cátodo que se calienta a altas temperaturas hasta emitir electrones por efecto termoiónico, enfocándolos en un haz cilíndrico.
- Sistema de generación de radiofrecuencia: produce la radiación de microondas que se usa para la aceleración de los electrones a través de la estructura cilíndrica. Consta de dos elementos, una fuente de radiofrecuencia Klistron y un modulador de pulsos con el que se modifica la intensidad de los campos generando pulsos de voltaje y corrientes altos necesarios por la fuente y el sistema de inyección.
- Guía de ondas aceleradora: la transferencia de energía de las ondas de radiofrecuencia a los electrones ocurrida en la guía es lo que aumenta su energía. Esta es una estructura cilíndrica con discos con agujeros circulares posicionados de forma equidistante entre ellos. Mientras atraviesan estas cavidades los electrones experimentan el potencial acelerador sucesivas veces. Este potencial alterna según la polaridad de las radiofrecuencias y varía de tal forma que genera contribuciones constructivas durante la trayectoria del pulso de electrones.
- Sistemas auxiliares: se encargan de generar vacío, de la refrigeración de todos los componentes así como del blindaje. No contribuyen directamente a la aceleración pero hacen posible su funcionamiento.
- Sistema de transporte: consta de todas las piezas que llevan a los electrones de la salida de la guía hasta el cabezal. Esta formado por bobinas de deflexión magnéticas.
- Sistema de monitoreo y colimación: formado por cámaras de ionización, que se utilizan para monitorear que la dosis sea la correcta y el cabezal, que es la parte encargada de formar el haz, ya sea de electrones o de fotones (para pasar a fotones se sitúa un Target que producirá rayos x por radiación de frenado).

El acelerador utilizado en este trabajo es un LIAC HWL modelo 12 MeV fabricado por la empresa SIT. Este modelo permite utilizar energías de 6, 8, 10 y 12 MeV. Es un modelo flexible, contando con un gantry con mucha movilidad, además de alta potencia, alcanzando tasas de dosis muy altas que reducen el tiempo de tratamiento a no más de 2 minutos. Se usa principalmente en tratamientos para cáncer de mama, de piel, de próstata y de recto.

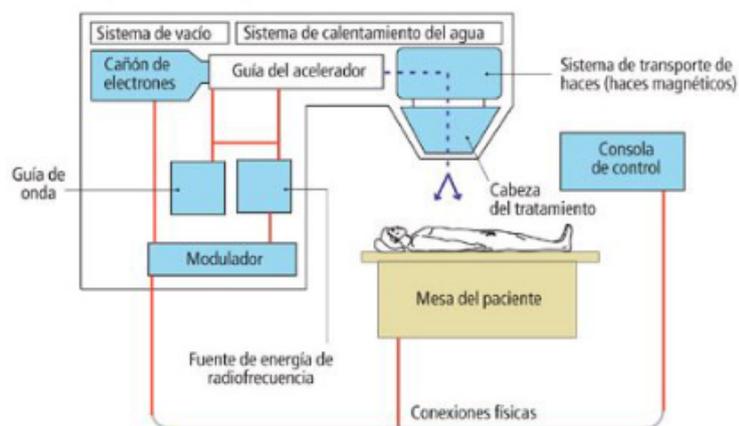


Figura 1.9: Esquema de un LINAC con sus diferentes partes [11].



Figura 1.10: Imagen del acelerador LIAC HWL.

Capítulo 2

Metodología

Se diseñó un experimento sencillo que debe ser replicado para así poder comparar los valores obtenidos de la simulación con los reales. En este caso fue el equipo de físicos del Hospital Marqués de Valdecilla quienes recrearon el experimento y compartieron los resultados para su análisis.

2.1. Set Up Experimental

El experimento consiste en una réplica de un tratamiento de IORT simplificado en varios aspectos para probar el funcionamiento básico del cálculo de la dosis de la simulación. La composición se formó con los siguientes elementos:

- El acelerador LIAC HWL.
- Un aplicador cilíndrico de superficie plana.
- Un volumen de agua de forma paralelepípeda con dos lados de 27.8 cm en los ejes X e Y, y el tercero de 8 cm en Z. A los volúmenes de agua en lenguaje de radiación se les suele llamar maniquís o phantoms, ya que el agua tiene propiedades de atenuación similares al tejido humano.

El acelerador tiene su gantry orientado de tal forma que el haz de electrones se emite vertical y hacia abajo. Unido a la boca del acelerador se encuentra el aplicador plano, que acaba justo en la superficie del maniquí. Todo el montaje se encuentra centrado con el maniquí, de forma que el haz atraviesa su centro de forma perpendicular como se muestra en la Fig.2.1. Se mide la dosis depositada con detectores colocados en diferentes puntos del maniquí. Cada detector mide la dosis depositada en un volumen de $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$.

2.2. Descripción de la simulación

La simulación contiene todos los elementos del experimento. El aplicador está recreado de forma detallada y toda la información del haz emitido por el acelerador se obtuvo de la mano de la empresa fabricante. Entre esta información está la distribución energética de los electrones (no es un haz monoenergético) además de la distribución espacial de estos cuando abandonan el acelerador. El resultado es un haz de sección circular bastante homogéneo en energía (Fig.2.2)

Para la toma de datos, el maniquí de agua se divide en subvolúmenes, llamados **vóxeles**,

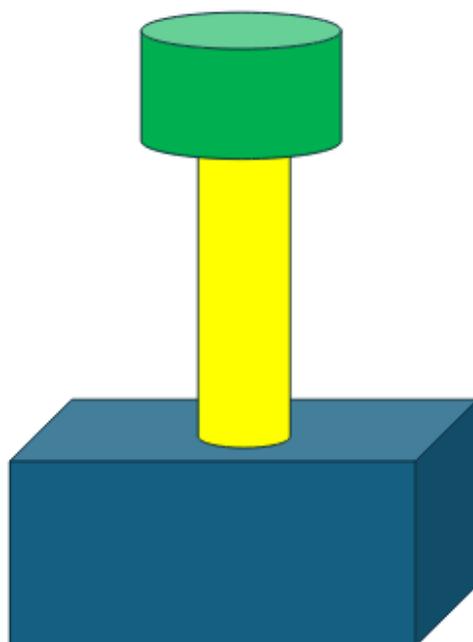


Figura 2.1: Esquema simple de la geometría del experimento, siendo la figura verde el final del acelerador, el cilindro amarillo el aplicador y el cubo azul el maniquí.

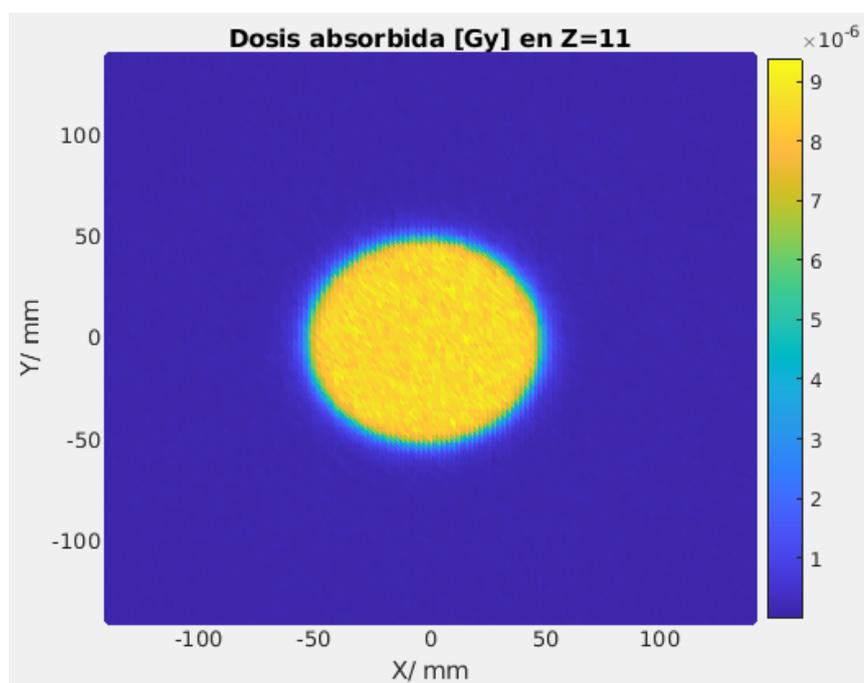


Figura 2.2: Representación de los valores de la dosis en la sección XY para Z=11 mm del haz de 6 MeV con 10^7 electrones simulados.

cada uno haciendo la labor de detector de la magnitud que se desee. Estos vóxeles son cubos 2 mm de lado que dividen el volumen total en $139 \times 139 \times 40$ partes sensibles independientes. De esta forma, de cualquier magnitud que se desee tomar medidas, el resultado será una matriz con los valores de dicha magnitud en cada uno de los vóxeles.

Se realiza una simulación para cada una de las energías disponibles por el LIAC HWL: 6, 8 10 y 12 MeV. Las simulaciones cuentan con $N = 10^7$ repeticiones, lo que significa que se simulan N electrones principales en total. Este número es un compromiso entre el tiempo de procesado necesario y el error estadístico asociado en los resultados. En estas simulaciones, las magnitudes medidas son las dosis en unidades de *Gray* ($1Gy = J/kg$). Además, por cada vóxel, se obtiene también la cantidad de interacciones que se dan en total, para poder hacer el cálculo de errores.

También se hace una simulación dedicada a la medida del flujo de electrones por cada vóxel para la energía de 8 MeV, con el fin de entender ciertos aspectos de los resultados. La energía fue elegida por tratarse de un valor intermedio y requerir menos recursos que hacer una medida de 10 MeV.

2.3. Observables

Las magnitudes a medir, como ya se ha mencionado, son la dosis depositada en cada vóxel ($D [Gy]$), y el flujo de electrones por vóxel (medido en unidades arbitrarias ya que es simplemente la cantidad de electrones que cada vóxel ha registrado).

La forma de representar los datos es eligiendo los elementos de la matriz de resultados que mantengan dos magnitudes espaciales constantes. A estos vectores resultantes se los denominó **Hilos**. En caso de que se fijen las coordenadas de X e Y, se trata de un Hilo de Z; si se fijan X y Z es un Hilo de Y; y si son Y y Z los fijos, se trata de un Hilos de X. La (Fig.2.3) ejemplariza los diferentes hilos.

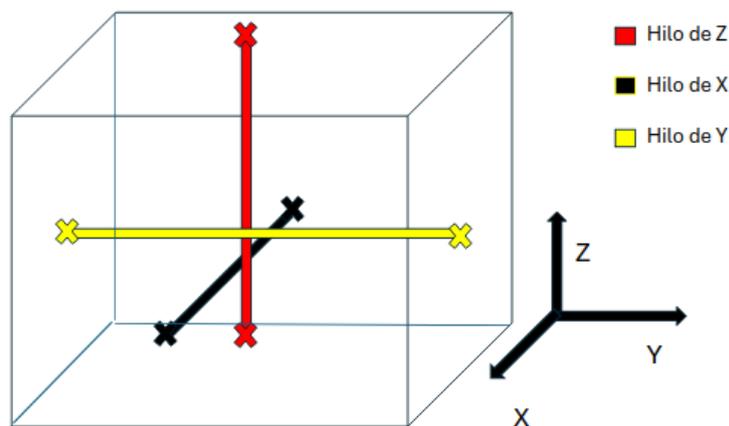


Figura 2.3: Representación de los diferentes Hilos en un cubo. El rojo es el Hilo de Z, el negro es el de X y el amarillo el de Y.

Para la comparación de los valores de dosis simulados y los reales se utilizan 5 magnitudes radiológicas diferentes:

- $\%D_{sup}$: porcentaje de dosis depositado en la superficie del maniquí de agua.
- R_{max} : profundidad a la que se alcanza el máximo depósito de dosis.

En el caso de las curvas simuladas, se considerará la profundidad en la que los polinomios de ajuste alcanzan el máximo.

- R_{90} : profundidad en la que, tras el pico máximo, se alcanza el 90 %.
- R_{50} : profundidad en la que, durante la bajada, se alcanza el 50 %.
- R_P : profundidad a la que la recta que pasa por el 50 % y mantiene la pendiente en ese punto, alcanza el 0 %. Conocido como Radio Práctico

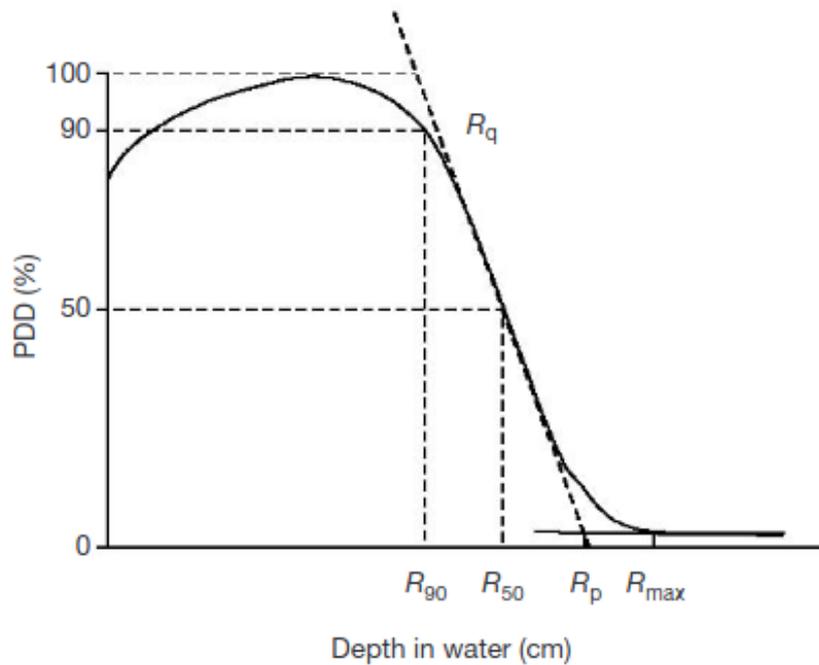


Figura 2.4: Representación de una curva de porcentaje de dosis respecto de la profundidad en agua con los diferentes valores que se utilizan para la comparación de los valores reales con los simulados [1]

El R_{max} de la Fig.2.4 es la profundidad en la que la dosis se debe únicamente a radiación de frenado, pero como en el rango de energías en el que se trabaja la radiación de frenado es prácticamente nula, este valor no se tiene en cuenta.

2.4. Datos reales

El experimento simulado fue recreado por el equipo de físicos del Hospital Marqués de Valdecilla. Estos tomaron medidas de la dosis para las diferentes energías, manteniendo igual la geometría del aplicador y el maniquí, y usando el mismo acelerador. Los datos obtenidos fueron los de la dosis en el Hilo central del haz para las diferentes profundidades con una medida cada 2mm, al igual que en la simulación. Teniendo así 40 valores para $z=1, 3, 5, 7, \dots, 79$ mm. También se tomaron los valores de la dosis de los hilos $Y=Cte$ y $X=Cte$ correspondientes a la profundidad en la que el haz alcanza su máxima dosis, teniendo en cuenta que este valor varia según la energía (como se muestra en la Fig.1.1).

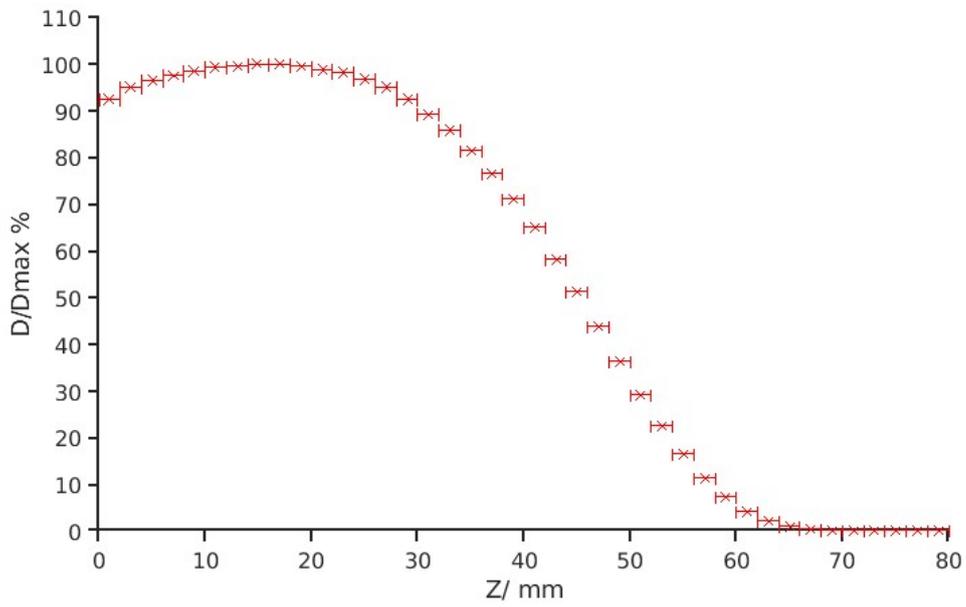


Figura 2.5: Porcentaje de dosis respecto de la profundidad para el Hilo central de Z del haz de 12 MeV medido en el hospital.

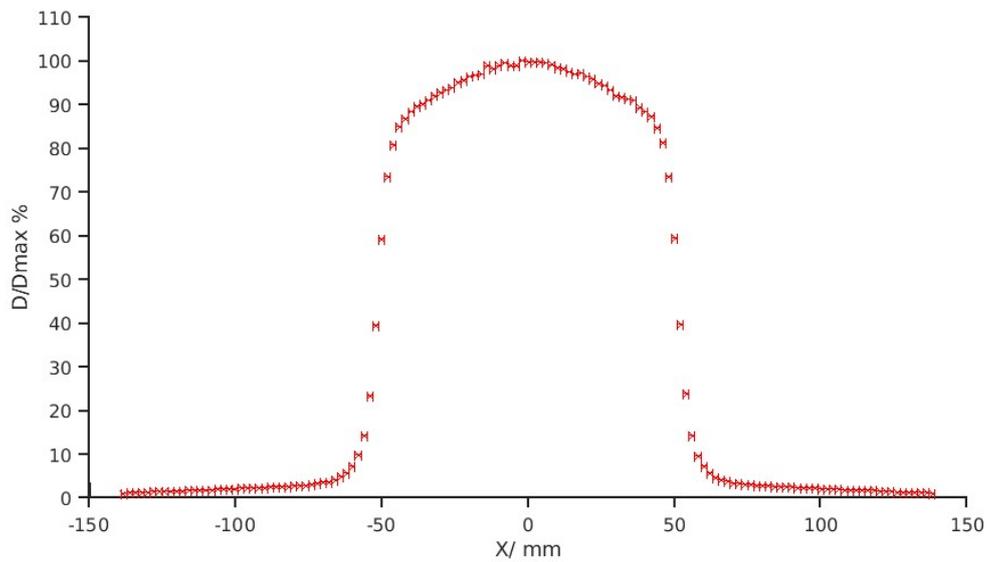


Figura 2.6: Porcentaje de dosis respecto de X a la profundidad en que la dosis es máxima, 17 mm para este caso de 12 MeV, medido por el equipo de Valdecilla.

Como se ve en las gráficas de las figuras Fig.2.5 y Fig.2.6, los datos obtenidos por el hospital se encuentran con el centro de coordenadas en el centro del prisma y a su altura máxima (tomándose la profundidad como una magnitud positiva). Además, todos los valores se encuentran normalizados a un máximo registrado en el hilo central del maniquí (que no al valor máximo total). Esto se hace para la correcta comparación de las curvas reales y las simuladas.

Sobre la normalización, cabe destacar que por el hecho de elegir como máximo de referencia el valor más alto del hilo central, se encuentran valores que superan el 100 % en otros hilos vecinos al central. Dado que los datos proporcionados solo incluyen el hilo de Z central y los de X e Y para la Z en el que el hilo ofrece el 100 % de su valor, aparecen porcentajes mayores para valores de X e Y no centrados. Esto fue estudiado por la posibilidad de que el haz no estuviese centrado o que el máximo no se encontrase en el centro.

2.5. Comparación de datos: Normalización

Las comparaciones de los Hilos de X e Y se hicieron por la representación simultánea de ambas curvas a la vez, las simuladas y las reales, para estudiar sus comportamientos. Por la simetría del sistema, la elección de un eje como X y el otro como Y es trivial dado que la sección del haz, se supone, debería ser circular a causa de la boca del acelerador y el aplicador. Debido a esto, la comparación tanto de los hilos de X como de Y ofrece resultados similares.

Por otro lado, las comparaciones de Hilos de Z se hicieron tanto mediante la representación gráfica de las curvas reales junto con las simuladas normalizadas, como mediante las diferentes magnitudes mencionadas, para así estudiar las similitudes y diferencias entre ambas y poder sacar conclusiones sobre sus orígenes. Los errores en la dosis de las curvas simuladas se representaron como un área, mientras que en las abscisas se representaron como una barra de error.

Para pasar los valores de Gy a porcentaje de dosis se tuvo que hacer un ajuste para estimar el valor máximo de cada curva del hilo de Z central, dado que los datos reales proporcionados por el hospital venían normalizados al valor máximo de dosis alcanzado en el hilo de Z central.

Este proceso de normalización se realizaba independientemente del Hilo que se quisiese estudiar, dado que el valor máximo del hilo de Z era el que se usaba para la normalización de todos los demás datos. Sin embargo, no es suficiente con obtener este hilo y usar su valor máximo, debido a que los valores más altos de los hilos, en la mayor parte de los casos, se corresponden a puntos en los que hay exceso de energía absorbida por el error probabilístico intrínseco de la simulación.

Para corregir este problema se debe buscar el valor correcto del máximo de la curva teórica que se asocie a la curva de valores simulados. Dado que la forma de la dosis absorbida del electrón no sigue una función matemática definida, se decidió ajustar los puntos a un polinomio de grado 2 para suavizar la variación de las dosis y de este ajuste obtener el máximo de la curva suavizada. Todo esto debe realizarse sólo para los primeros datos de la dosis, aquellos que se corresponden con el crecimiento inicial de dosis (el "build up") y con el inicio de la bajada, dado que el ajuste al polinomio falla si se tienen en cuenta demasiados datos de la bajada.

Para tener en cuenta las barras de error de las dosis, el ajuste a polinomio se repite 3 veces, para los valores en el límite máximo de su error, para el valor medio de los valores y para el límite mínimo de su intervalo de error. Este proceso nos deja 3 valores de dosis máxima (1 por cada polinomio de ajuste) y se toma como el definitivo su media cuadrática (Fig.2.7).

Sobre los puntos tenidos en cuenta a la hora de realizar el ajuste de los polinomios, la selección se hizo según dos factores: usar puntos suficientes para cubrir de forma suficiente la curvatura de la dosis cuando alcanza el máximo y comienza a disminuir; y no abusar de la cantidad de puntos que hay tras la bajada ya que empeora el ajuste sobre el máximo que es lo que nos interesa. Finalmente, los valores usados fueron: los primeros 12 puntos para 6 MeV (24 mm), los primeros 15 para 8 MeV (30 mm), los primeros 18 para 10 MeV (36 mm) y los primeros 23 para 12 MeV (46 mm).

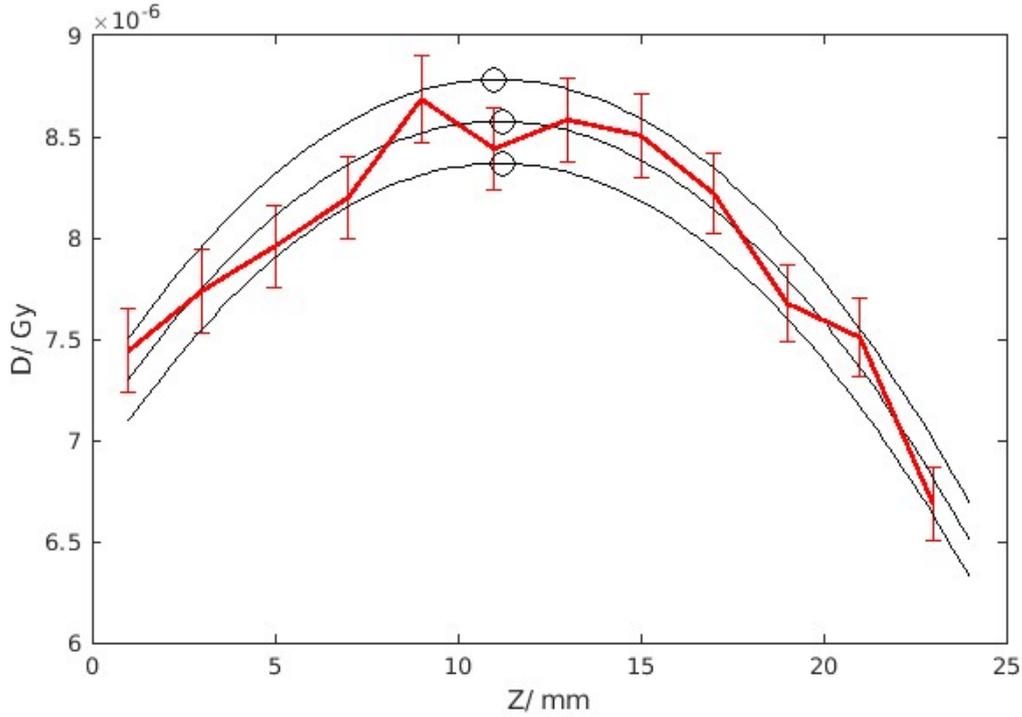


Figura 2.7: Ejemplo de los puntos simulados de la dosis absorbida respecto de Z para el hilo central del haz de energía 6 MeV con su error (rojo) y los polinomios de grado 2 usados para la obtención del valor máximo con sus respectivos máximos remarcados (negro).

De esta forma, para poder hacer una comparación correcta con las medidas reales, una vez se tiene este valor máximo, la representación de los valores simulados va en porcentaje a este. Y de esta figura es de donde se extraen las diferentes magnitudes ya mencionadas: Dosis Superficial ($\%D_{sup}$), Rango del máximo (R_{max}), Rango del 90% (R_{90}), Rango del 50% (R_{50}) y el Rango Práctico R_P .

2.6. Errores

Los valores de las medidas que fueron facilitadas por el hospital no contaban con ningún tipo de error sistemático asociado, así que el único error que se le asignó fue el debido a la forma discreta de la medida, dándole el grosor de 2 mm a cada punto.

Por otro lado, los valores simulados no tienen error sistemático, únicamente cuentan con el error probabilístico debido a tratarse de eventos aleatorios que siguen una distribución de Poisson. Así, el cálculo de los errores en la dosis sigue la siguiente función:

$$\sigma_{dosis} = dosis / \sqrt{N} \tag{2.1}$$

Siendo N la cantidad de eventos registrados en dicho punto. En la representación de los valores normalizados, como el valor máximo se obtiene de la media cuadrática de tres valores diferentes, se obtiene un error estadístico procedente de la desviación típica de los valores. Este error se tiene en cuenta a la hora de hacer la conversión de dosis a porcentaje de dosis. Propagando estos errores, el error en el porcentaje de dosis se calcula con la siguiente expresión:

$$\sigma_{\%dosis} = \sqrt{\left(100 \frac{\sigma_{dosis}}{dosis_{max}}\right)^2 + \left(100 \frac{dosis}{dosis_{max}^2} \sigma_{dosis_{max}}\right)^2} \quad (2.2)$$

Además a estos valores también se les asigno el grosor de 2 mm como error en el eje de abscisas debido al tamaño no nulo de los vóxeles, al igual que con los valores reales.

Para los valores del flujo de electrones, su error probabilístico es:

$$\sigma_{flujo} = \sqrt{flujo} \quad (2.3)$$

Que pasando a porcentaje de flujo, al igual que se hizo para la dosis, queda un error total:

$$\sigma_{\%flujo} = \sqrt{\left(100 \frac{\sigma_{flujo}}{flujo_{max}}\right)^2 + \left(100 \frac{flujo}{flujo_{max}^2} \sigma_{flujo_{max}}\right)^2} \quad (2.4)$$

Capítulo 3

Resultados y Discusión

3.1. Hilos de Z

Las curvas de dosis de Z simuladas mostraron un comportamiento general similar a las medidas por el equipo del hospital, teniendo una zona de build up donde la dosis aumenta desde la zona superficial hasta alcanzar un máximo y después decrecen hasta un valor mínimo debido a la radiación de frenado (casi nulo en nuestro rango de energías) como se muestra en las gráficas de las figuras Fig.1.1 y Fig.2.4.

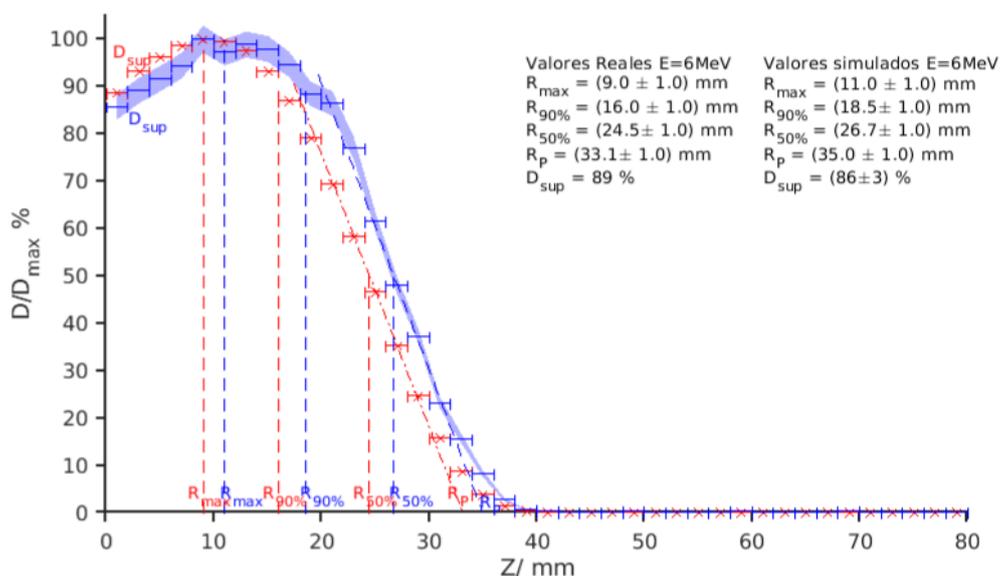


Figura 3.1: Comparación de los hilos centrales de porcentaje de dosis simulados (azul) y los medidos (rojo) respecto de la profundidad para el haz de 6 MeV, ambos con sus errores correspondientes y sus diferentes magnitudes médicas.

La clara diferencia encontrada en los hilos de Z para las 4 energías diferentes fueron 2 principalmente:

- El rango de los electrones, que en las curvas simuladas es mayor que las reales.

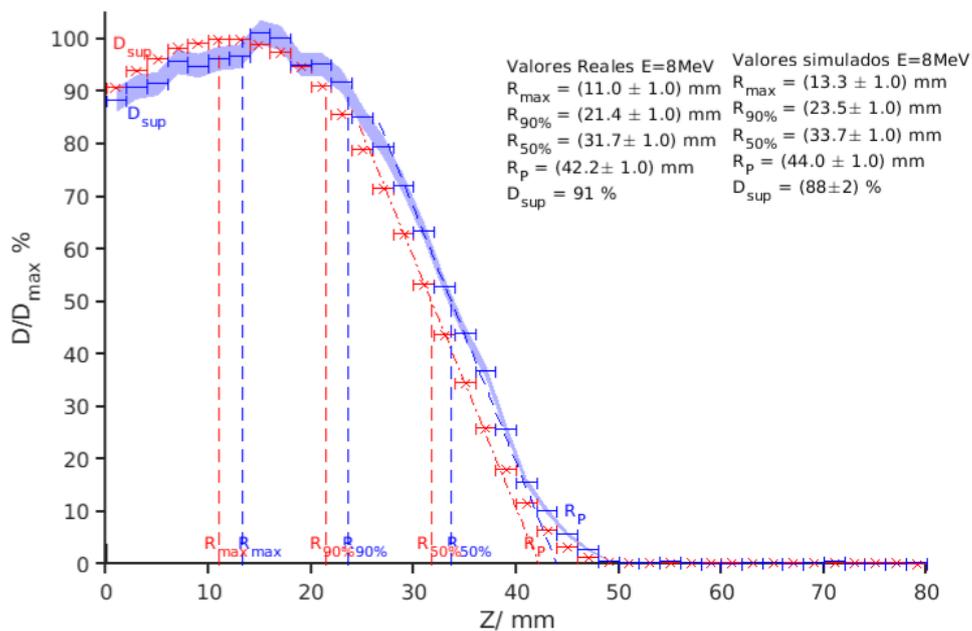


Figura 3.2: Comparación de los hilos centrales de porcentaje de dosis simulados (azul) y los medidos (rojo) respecto de la profundidad para el haz de 8 MeV, ambos con sus errores correspondientes y sus diferentes magnitudes médicas.

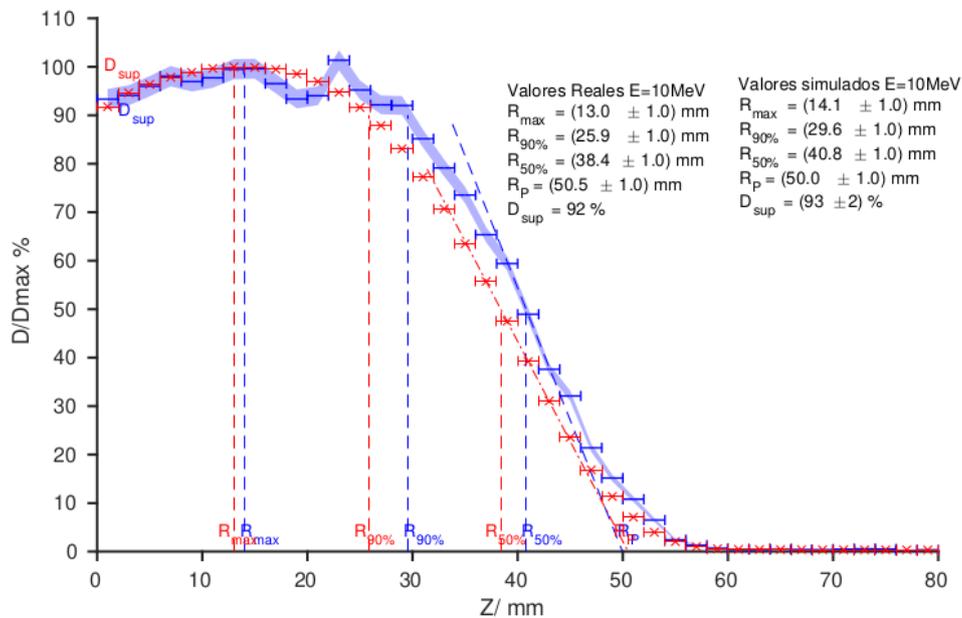


Figura 3.3: Comparación de los hilos centrales de porcentaje de dosis simulados (azul) y los medidos (rojo) respecto de la profundidad para el haz de 10 MeV, ambos con sus errores correspondientes y sus diferentes magnitudes médicas.

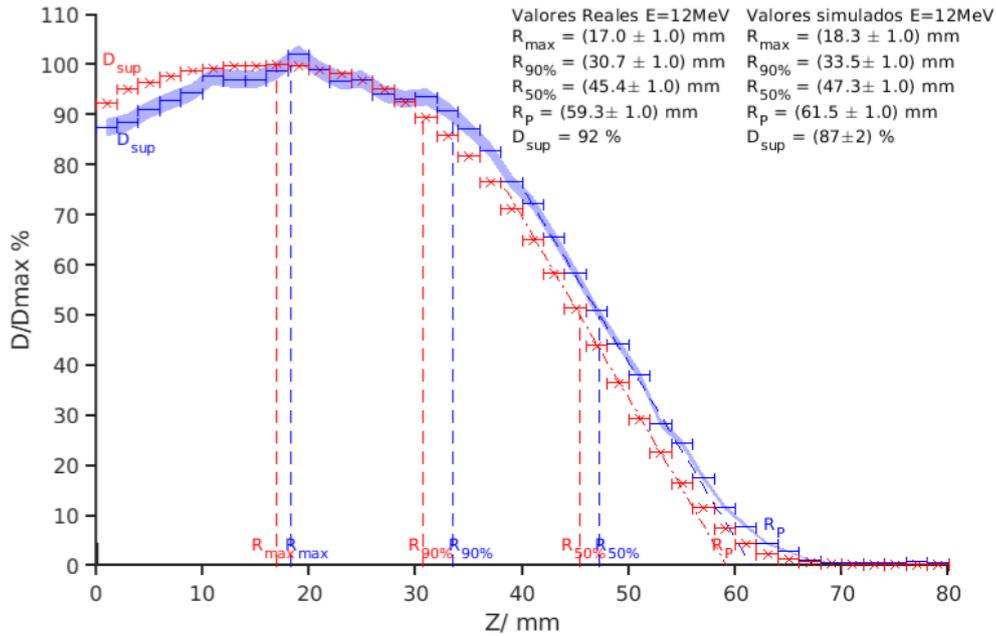


Figura 3.4: Comparación de los hilos centrales de porcentaje de dosis simulados (azul) y los medidos (rojo) respecto de la profundidad para el haz de 12 MeV, ambos con sus errores correspondientes y sus diferentes magnitudes médicas.

- La Dosis Superficial, que en el caso de los valores simulados era menor (con excepción de la curva de 10 MeV).

Esto se puede ver tanto visualizando las curvas de las figuras Fig.3.1, Fig.3.2, Fig.3.3 y Fig.3.4, como comparando los datos extraídos de estas, en los que se muestra que la Dosis superficial se encuentra en la mayoría de los casos por debajo y los diferentes valores de rango de la curva son unos 2 mm mayores.

Magnitudes $\frac{\text{Simulado}}{\text{Real}}$	6 MeV	8 MeV	10 MeV	12 MeV
$\%D_{Sup}$	$\frac{86 \pm 3}{89}$	$\frac{88 \pm 2}{91}$	$\frac{93 \pm 2}{92}$	$\frac{87.5 \pm 1,8}{93}$
$(R_{max} \pm 1,0)/mm$	$\frac{11.0}{9.0}$	$\frac{13.3}{11.0}$	$\frac{14.1}{13.0}$	$\frac{18.3}{17.0}$
$(R_{90} \pm 1,0)/mm$	$\frac{18.5}{16.0}$	$\frac{23.5}{21.4}$	$\frac{29.6}{25.9}$	$\frac{33.5}{30.8}$
$(R_{50} \pm 1,0)/mm$	$\frac{26.7}{24.5}$	$\frac{33.7}{31.7}$	$\frac{40.8}{38.4}$	$\frac{47.3}{45.4}$
$(R_p \pm 1,0)/mm$	$\frac{35.0}{33.1}$	$\frac{44.0}{42.2}$	$\frac{50.0}{50.5}$	$\frac{61.6}{59.3}$

Cuadro 3.1: Tabla con las 5 magnitudes con sus errores tanto de los valores simulados (arriba) como los reales (abajo) para las 4 energías. La $\%D_{Sup}$ real no contaba con ningún tipo de error asociado compartido por el hospital.

Hilos de X e Y

Las gráficas de Fig.3.5, Fig.3.6, Fig.3.7 y Fig.3.8, muestran las comparaciones de los perfiles del haz a la profundidad del máximo de dosis y en todos los casos ambas curvas son muy próximas.

El grosor del haz es extremadamente parecido, por lo que se puede afirmar que la simulación replica muy bien la forma cilíndrica del haz real, lo que quiere decir que la fracción de electrones que escapan del haz y depositan dosis fuera de esta es correcta, de lo contrario el haz se estrecharía o ensancharía.

Se observa además como la superficie de dosis se curva según aumentamos la energía del haz, perdiéndose la capacidad de depositar dosis similares en diferentes puntos del objetivo, y este proceso reproduce exitosamente en los valores simulados de la misma forma, igualando esas curvas que se empiezan a notar a partir de los 8 MeV.

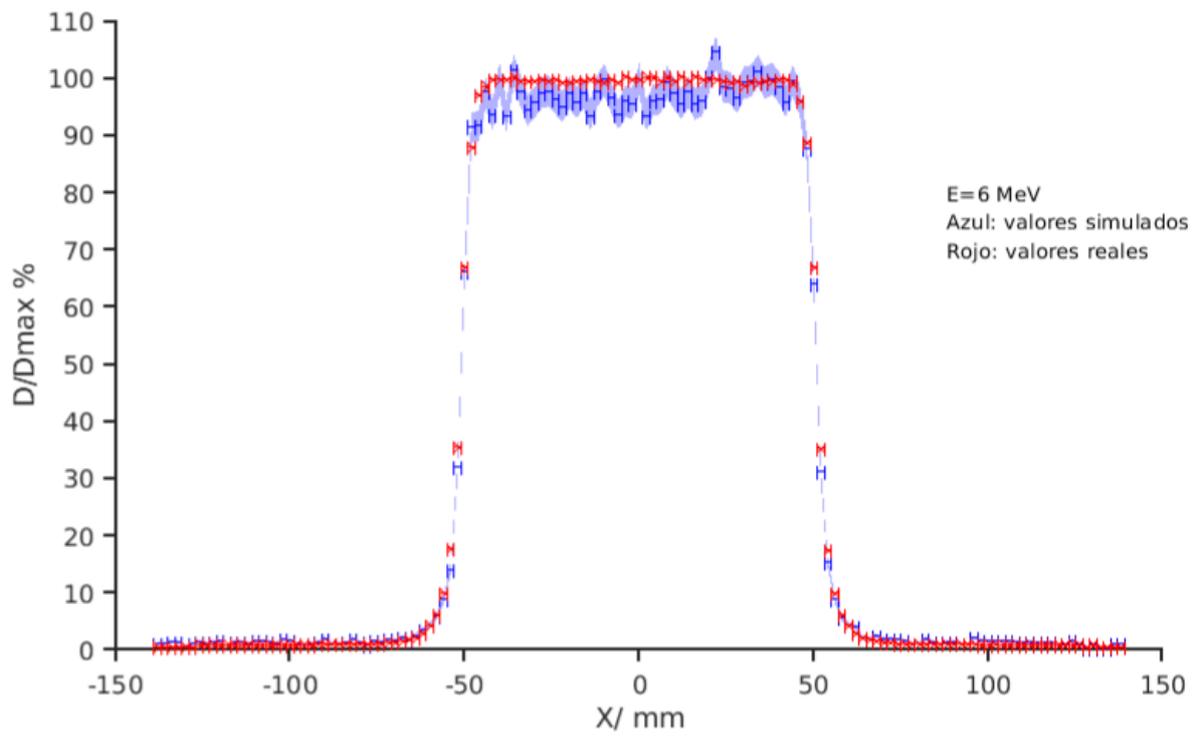
La principal diferencia entre los valores simulados y los reales es la aparición de puntos con exceso o falta de dosis en la curva simulada, que diferencian la curvatura de los valores simulados de los reales. Este problema se debe a la falta de estadística. Aunque se aprecian puntos con mayor o menor dosis, en el total siguen más o menos la misma curva que los valores reales. Si se hubiese aumentado el valor de N , se podría haber corregido este error y las curvas serían más similares.

Otra diferencia es que los valores simulados parecen encontrarse en general algo por debajo de los reales, aunque siendo que trabajamos con porcentajes esto carece de importancia para la información del perfil ya que casi todos los puntos muestran esta diferencia. El origen podría estar en la normalización de los valores. Una desventaja de trabajar con valores normalizados es que, como es el caso, si los máximos no coinciden a la misma profundidad, cuando se comparen curvas de Z constante en las que una se incluya el valor máximo y en otra no, los valores no se podrán comparar correctamente en altura. Lo que sucede es que las curvas de las medidas reales fueron tomadas para el Z máximo que midieron, valor que no coincide con el máximo en la simulación. Pero esto no impide mostrar que, a misma profundidad, ambos haces comparten sección muy similar y comportamiento muy parecido según se aumenta la energía.

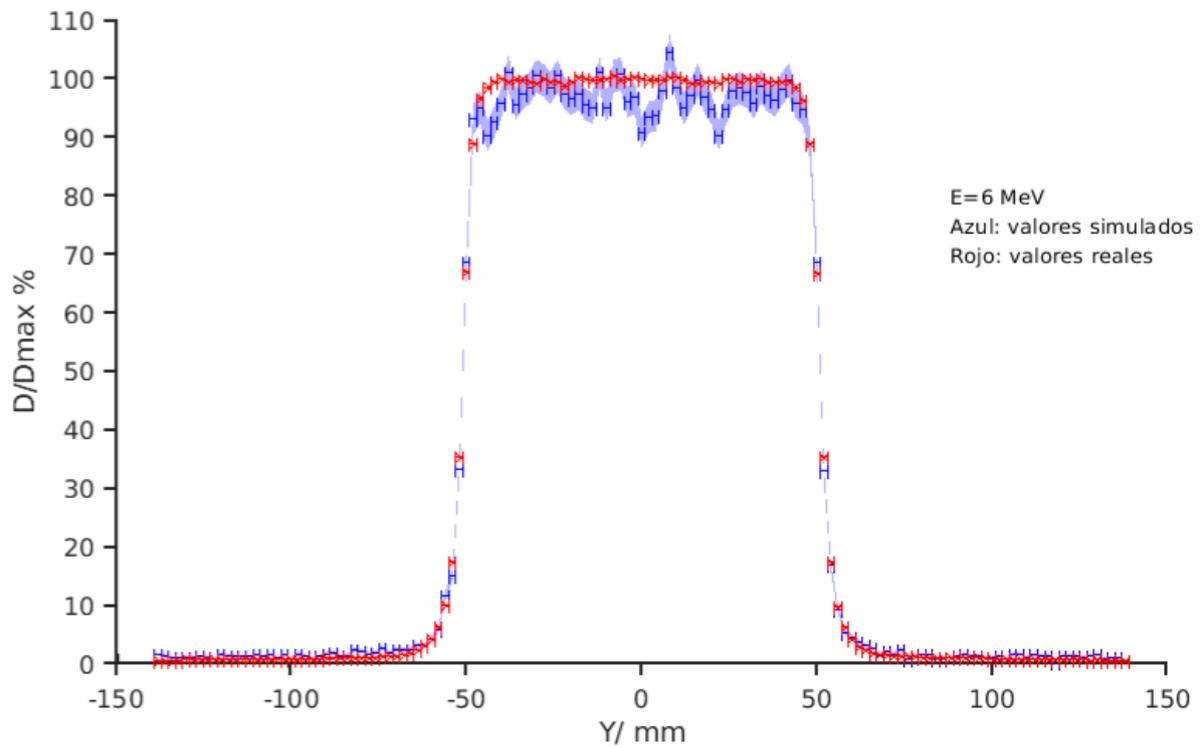
Los hilos de X e Y también sirvieron para confirmar que la normalización se estaba haciendo de la forma correcta, pues al principio, como en los hilos reales se encontraban valores superiores al 100 % de la dosis (debido al factor de aleatoriedad), se discutió la posibilidad de que el hilo central no representase el verdadero máximo de dosis del haz o que el verdadero hilo central no estuviese en $X=Y=0$.

Esta última sospecha fue descartada viendo que en los perfiles del haz, las bajadas coinciden de manera muy precisa, por lo que ambos haces están centrados de la misma forma. Sobre la otra opción, que el hilo central no representase realmente el máximo, fue una idea que se barajó. Para estudiar esta posibilidad se compararon las dosis máximas de las curvas para $X=Y=0$ y sus primeros y segundos vecinos, pero no se observó que ninguna dirección en concreto indicase mayor dosis.

Las conclusiones fueron que había hilos con más y menos dosis máxima, pero estas discrepancias no parecían originarse de otro lugar más que del error probabilístico.

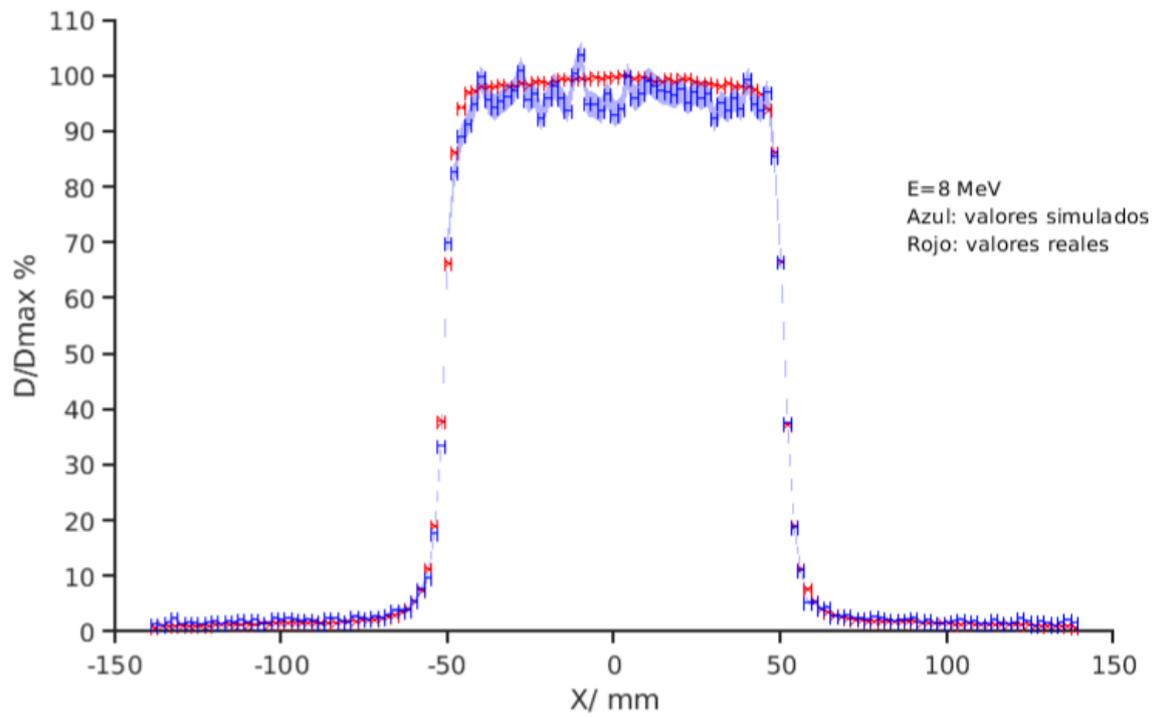


[a]

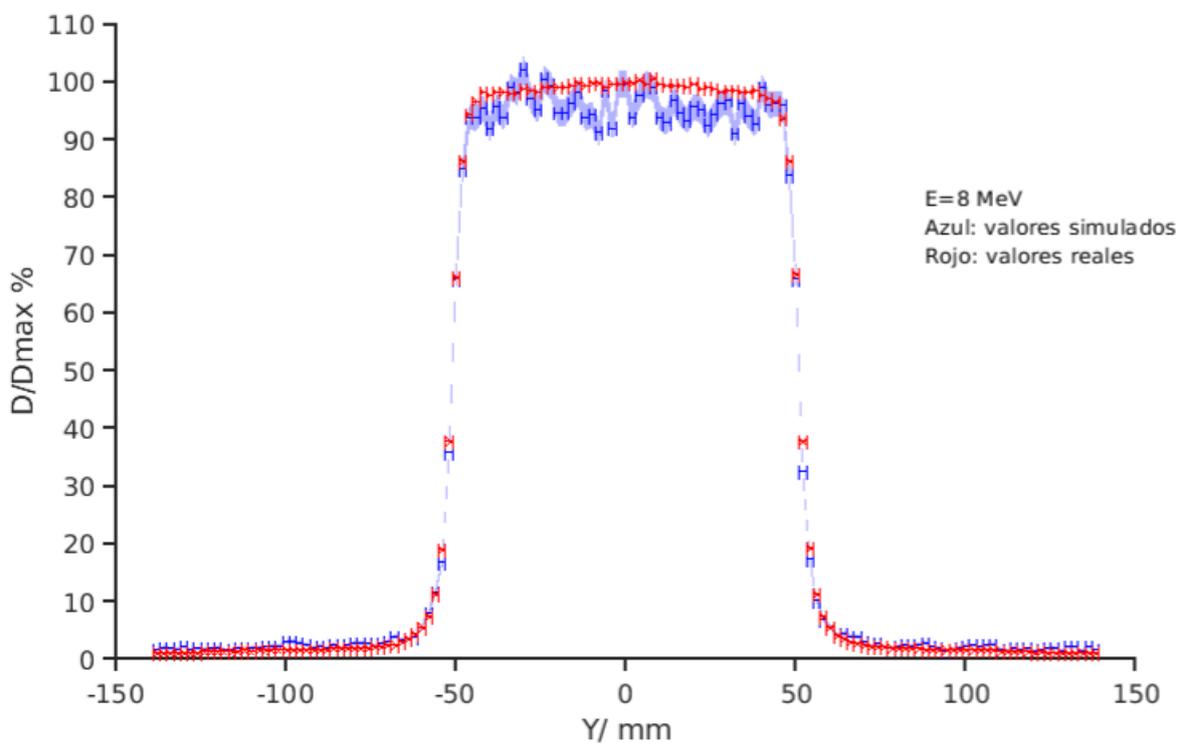


[b]

Figura 3.5: Hilos de X [a] y de Y [b] para la energía de 6 MeV a profundidad de $Z=9$ mm, de los datos simulados (azul) y los reales (rojo), ambos con sus errores.

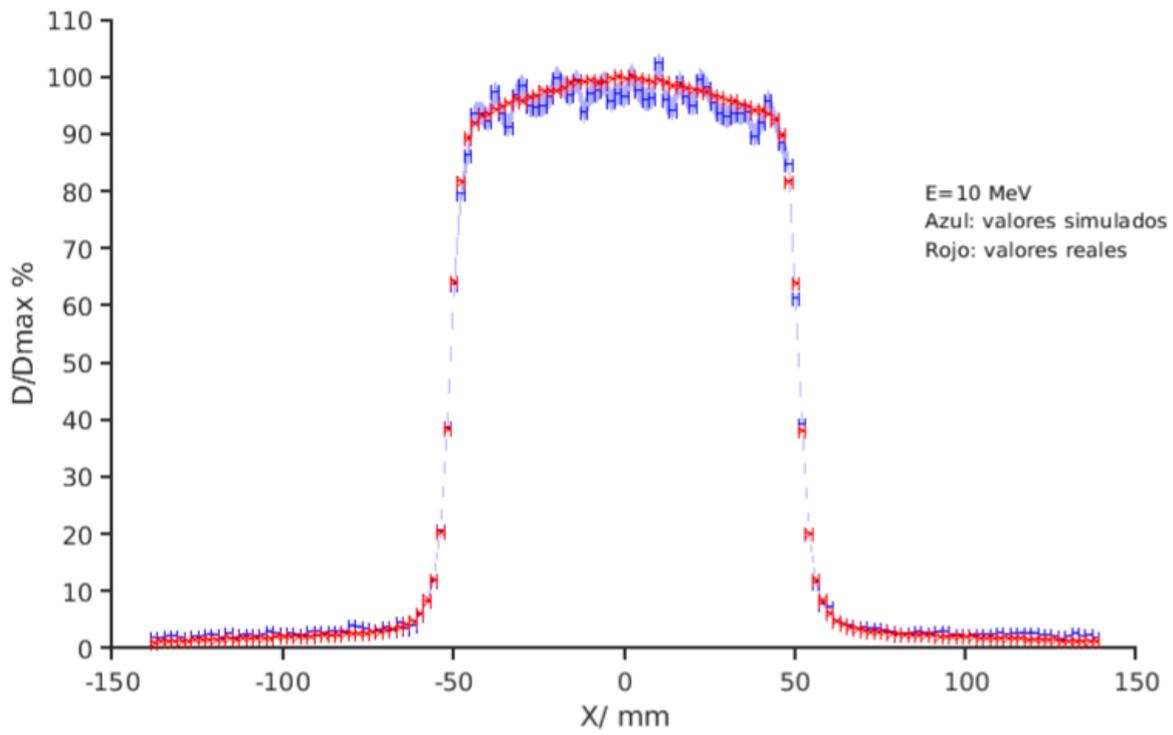


[a]

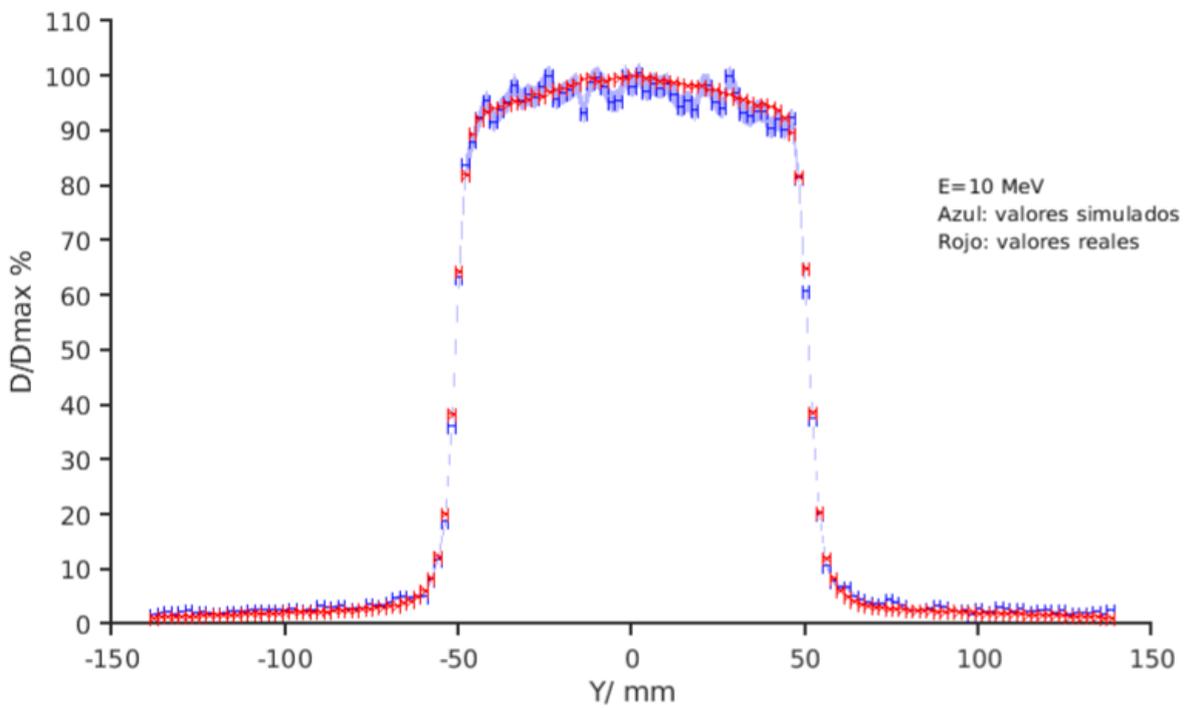


[b]

Figura 3.6: Hilos de X [a] y de Y [b] para la energía de 8 MeV a profundidad de $Z=11$ mm, de los datos simulados (azul) y los reales (rojo), ambos con sus errores.

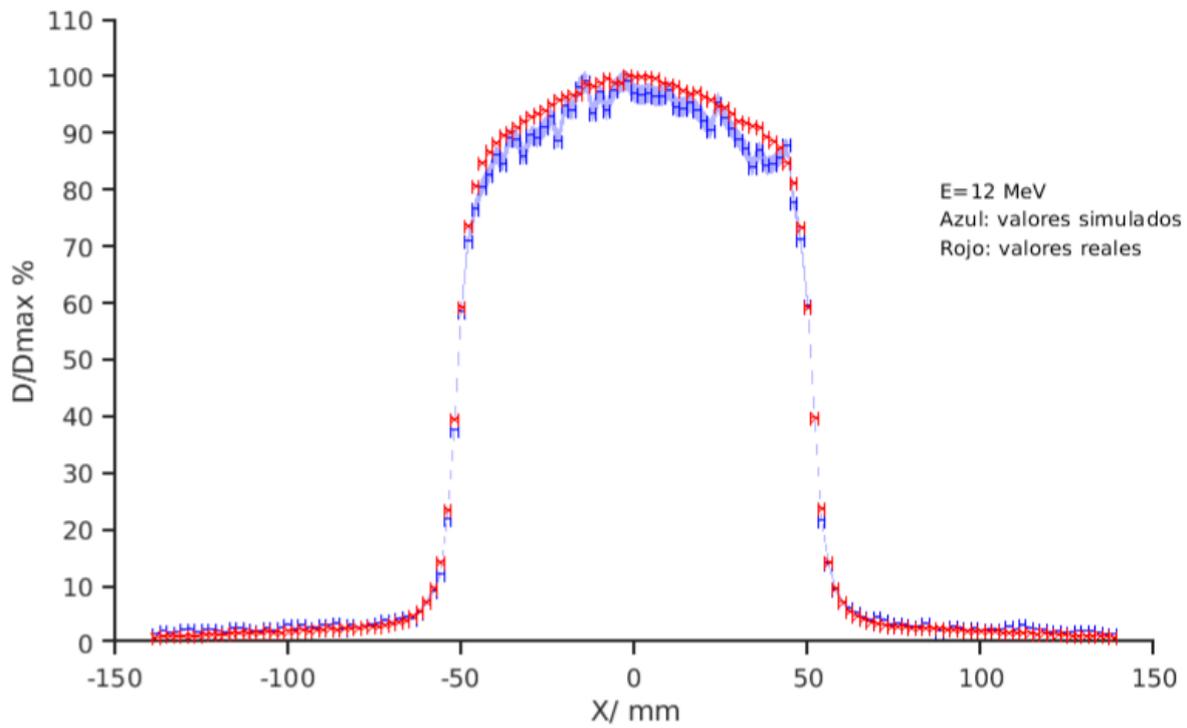


[a]

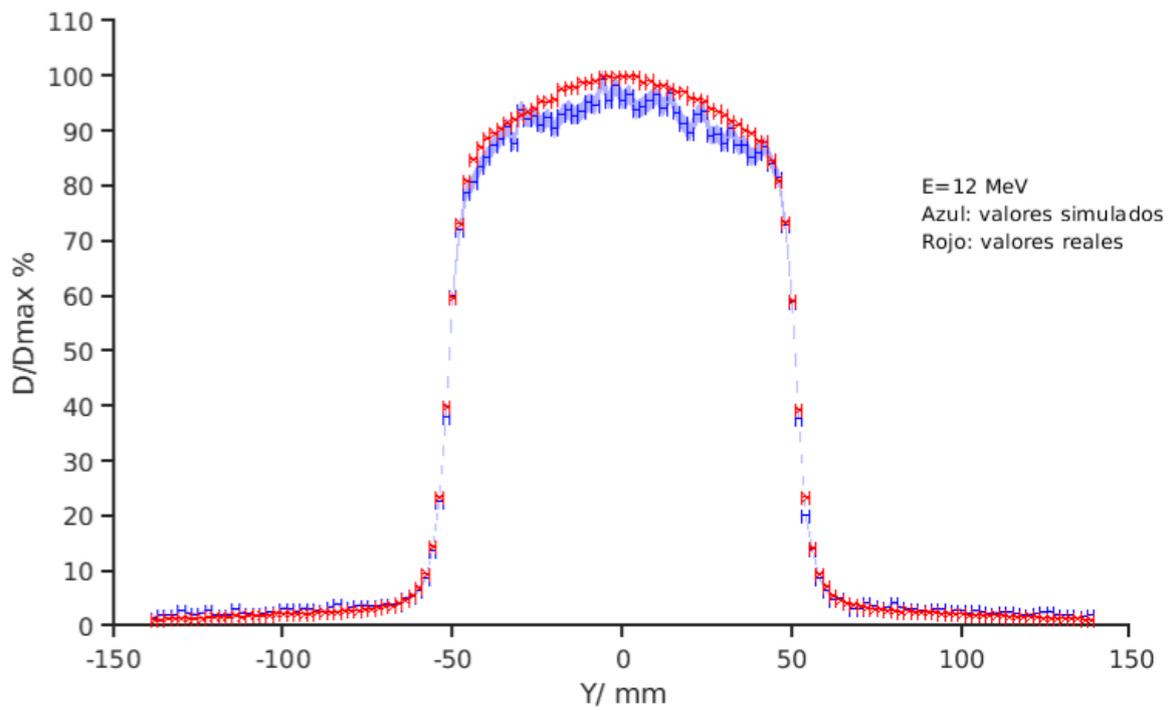


[b]

Figura 3.7: Hilos de X [a] y de Y [b] para la energía de 10 MeV a profundidad de Z= 13 mm, de los datos simulados (azul) y los reales (rojo), ambos con sus errores.



[a]



[b]

Figura 3.8: Hilos de X [a] y de Y [b] para la energía de 12 MeV a profundidad de $Z=17 \text{ mm}$, de los datos simulados (azul) y los reales (rojo), ambos con sus errores.

3.2. Hipótesis planteadas

Tras estudiar las diferencias existentes entre las gráficas de los valores medidos y los simulados, se discute sobre el origen de la discrepancia en los hilos de Z, para tratar de mejorar de esta forma la simulación. El origen debe corregir tanto la dosis superficial como el rango de los electrones, pero además debe explicar también los correctos resultados en las secciones de XY.

A continuación se muestran todas las hipótesis planteadas en orden cronológico para tratar de dar explicación a las diferencias:

Energía

Una posibilidad planteada que podría originar las discrepancias en las curvas reales y simuladas es que estas últimas cuenten con un exceso de energía. Los electrones de un haz, como se puede ver en la Fig.3.9, son acelerados en un espectro de diferentes energías, no son monoenergéticos. Dado que el alcance del haz simulado es superior para las 4 comparaciones, una opción sería que esto se relacionase con el espectro de energía de los electrones.

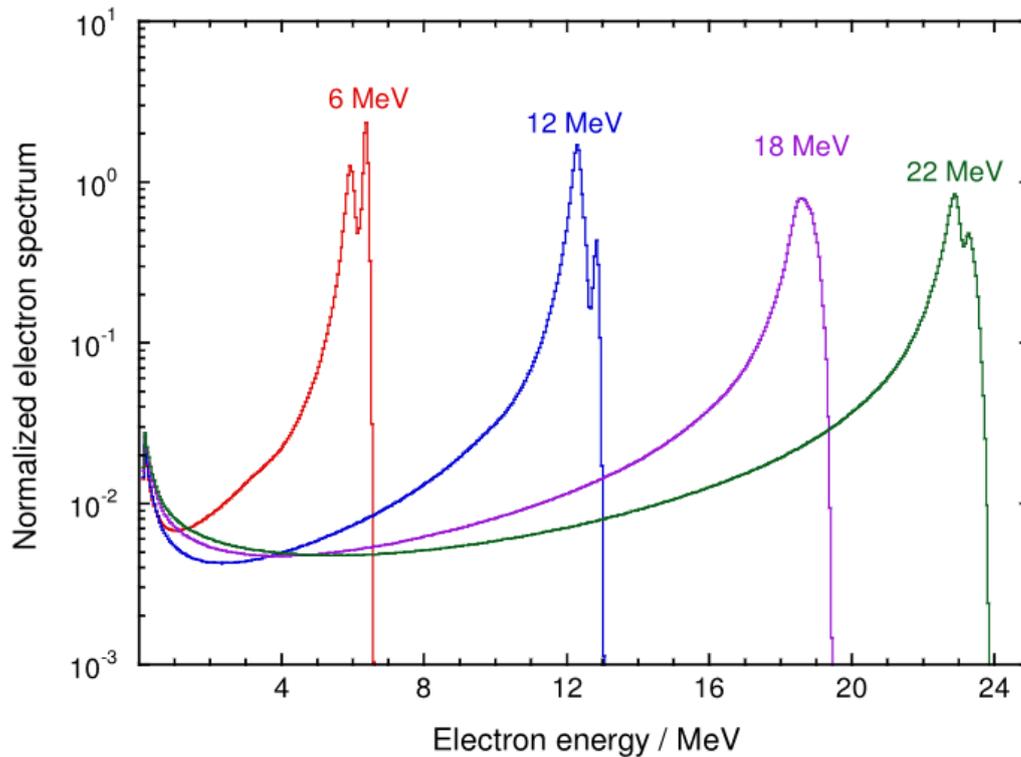


Figura 3.9: Espectros de energía (fluencia respecto de la energía) para haces clínicos de 6, 12, 18 y 22 MeV [12].

Se investiga esta posibilidad analizando las propiedades del haz facilitadas por los fabricantes para la simulación buscando encontrar ningún error notable.

Esta idea se descarta ya que cuenta con un fallo: de ser cierto que los electrones simulados son más energéticos que los de las medidas reales, no sólo deberían tener más alcance, sino que su curva de porcentaje de dosis debería ser más achatada, con un porcentaje de dosis superficial mayor, como se muestra en la Fig.1.1 y estudiando las D_{sup} obtenidas. En cambio los simulados comienzan con menos dosis superficial en la mayoría de los casos, lo que hace pensar que el error está subestimando la dosis al principio y sobreestimando el alcance.

Flujo

Para entender más acerca del origen de las curvas de dosis simuladas y de los procesos físicos involucrados, se introduce el estudio del flujo de electrones. Para ello se hace una simulación recogiendo esta magnitud como ya se mencionó.

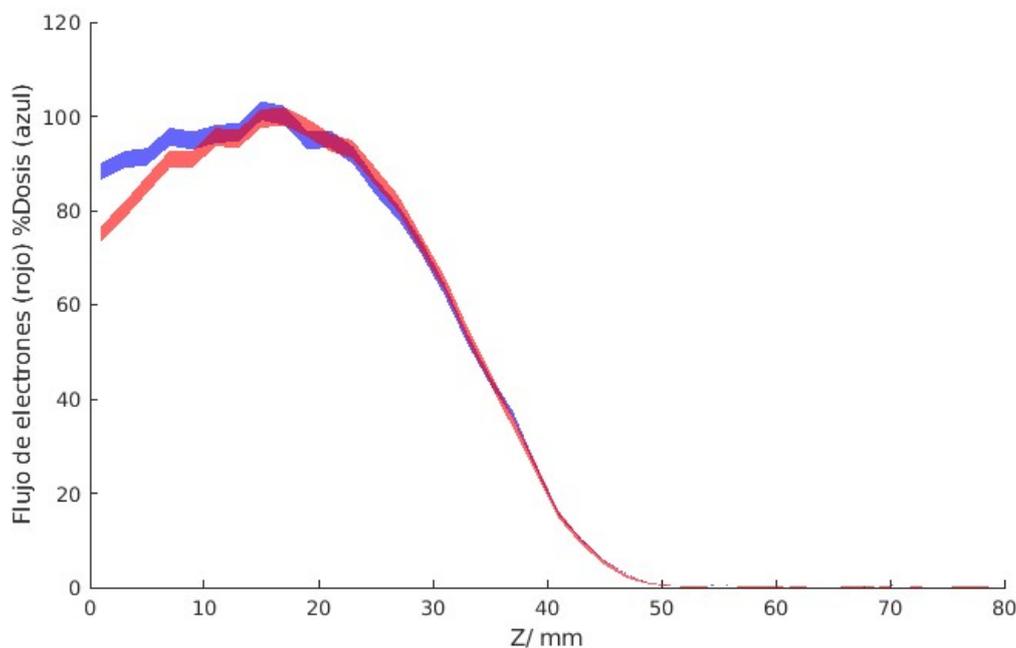


Figura 3.10: Curvas del porcentaje de la dosis (azul) y el flujo de electrones (rojo) para el Hilo de Z central con $E = 8$ MeV con errores.

La Fig.3.10 muestra como el porcentaje de dosis al comienzo es mayor que el de flujo, pero también como una vez se alcanza el máximo ambas curvas se igualan. Esto implica que la energía que cada electrón aporta comienza siendo máxima y decrece hasta un valor estable lo que hace que se igualen ambas curvas.

La dosis depende tanto de la energía depositada por electrón como de la cantidad de electrones, y esta gráfica nos muestra como varía ese factor de energía por electrón. Al principio, el crecimiento en el porcentaje de dosis es menor al de la cantidad de electrones, y una vez se alcanza el máximo, la fracción entre energía depositada y la cantidad de electrones (energía por cada electrón), se hace más o menos constante.

Durante el build up, la variación de la dosis depende tanto de la variación de la cantidad de electrones como de la variación de la energía que cada uno aporta, pero este segundo factor se vuelve prácticamente constante tras el máximo, de forma que la variación de la dosis en la bajada depende solo de la variación de los electrones.

Todo este análisis ofrece información sobre la absorción de energía en la simulación, pero no es nada definitivo que se pueda aplicar para corregir los problemas de los Hilos de Z de la simulación.

Desplazamiento

Tras estudiar los valores de rango de la radiación ($R_{max}, R_{90}, R_{50}, R_P$), viendo que la mayor parte de estos, para las primeras energías, difieren en 2 mm y siempre en la misma dirección

(los rangos de los valores simulados son 2 mm mayores), se contempla la posibilidad de un error de desplazamiento entre las medidas simuladas y las reales.

Desplazando 2 mm las gráficas, que es justo el valor de longitud de cada vóxel, los valores del Rango quedan muy similares y se corrigen ambos problemas que existían: los valores inferiores de la dosis superficial de las curvas simuladas y el aparente mayor alcance.

El origen de este desplazamiento se cree que podría ser debido a algún problema en la geometría del experimento. Dado que la forma de compararlos es por el orden de los datos (el primer punto simulado se iguala en profundidad con el primer punto de los medidos), este error sólo puede darse si la diferencia entre la posición real de las medidas es de un vóxel entero.

Investigando sobre esta posibilidad, se llega a la conclusión de que los datos reales proporcionados por el hospital se encuentran a 2 mm más de profundidad de lo que deberían. Esto es debido a que en la geometría de la simulación se detalla la posición exacta de cada vóxel y se puede comprobar que el primero está en el límite del volumen del maniquí, por lo que no existe otra forma de conseguir los 2 mm de diferencia. Además, en caso de que los simulados fuesen los desplazados, estos estarían en aire, donde la dosis depositada sería más baja por la menor densidad.

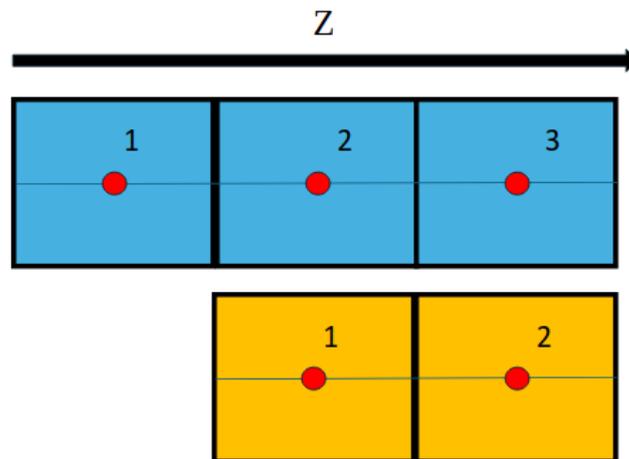


Figura 3.11: Comparación de las posiciones relativas de los primeros vóxeles simulados (azul) y los reales (naranja) en los que existiría un desplazamiento de 2 mm en las medidas.

Los diferentes hilos de Z quedan de la siguiente forma una vez aplicamos esta corrección a las figuras y a la tabla:

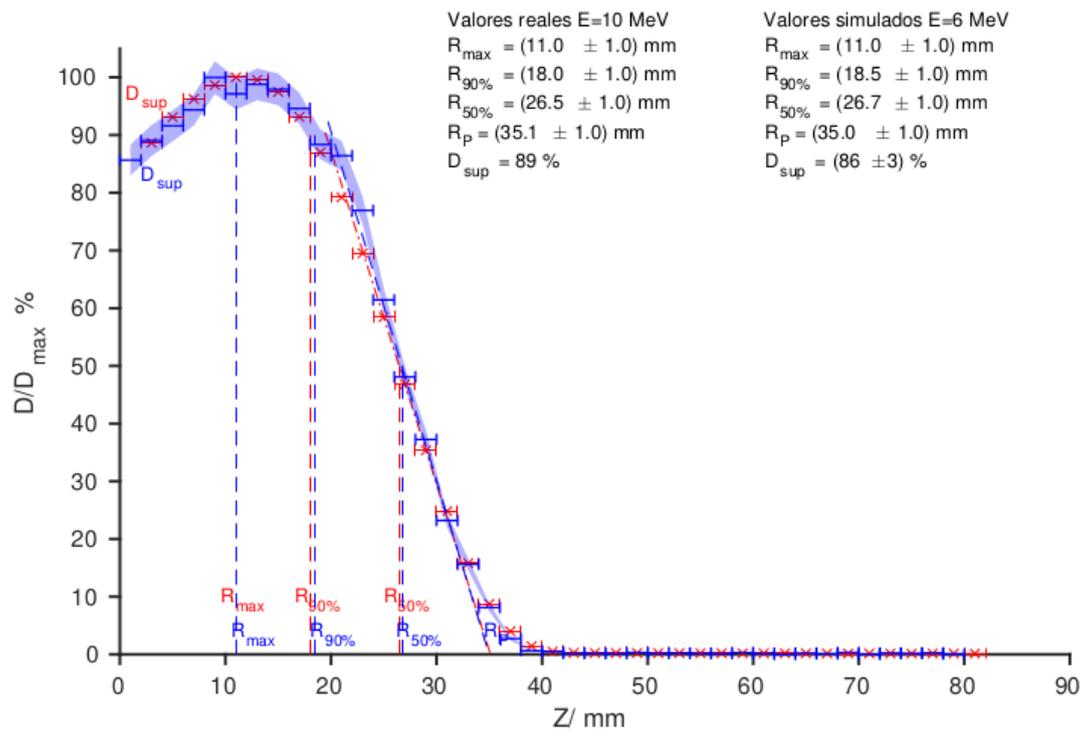


Figura 3.12: Comparación del hilo central de Z para 6 MeV con las medidas desplazadas para la dosis real (rojo) y la dosis simulada (azul).

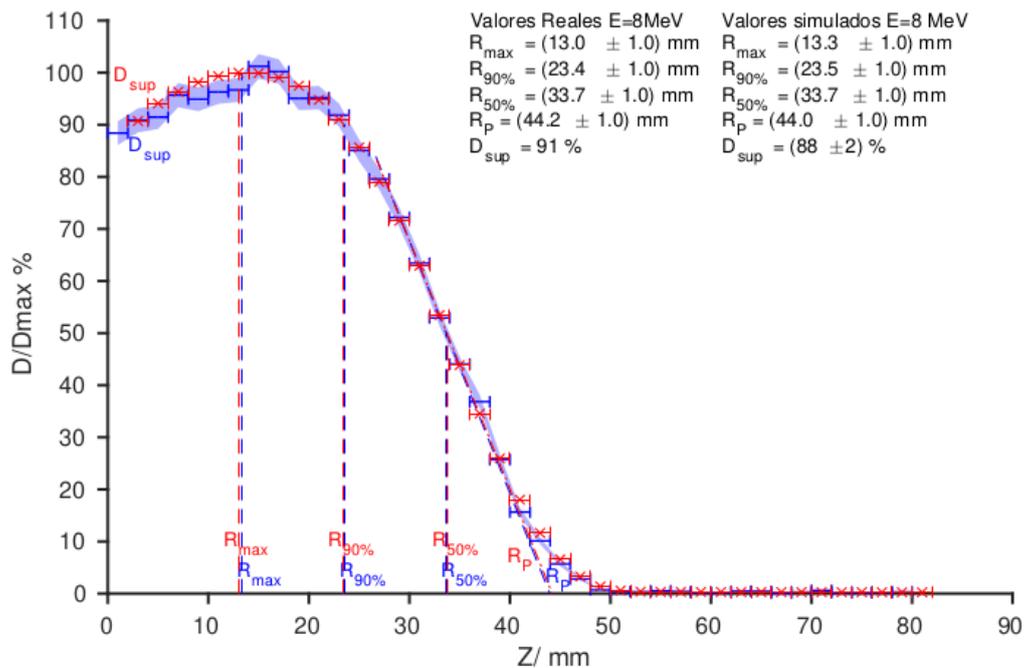


Figura 3.13: Comparación del hilo central de Z para 8 MeV con las medidas desplazadas para la dosis real (rojo) y la dosis simulada (azul).

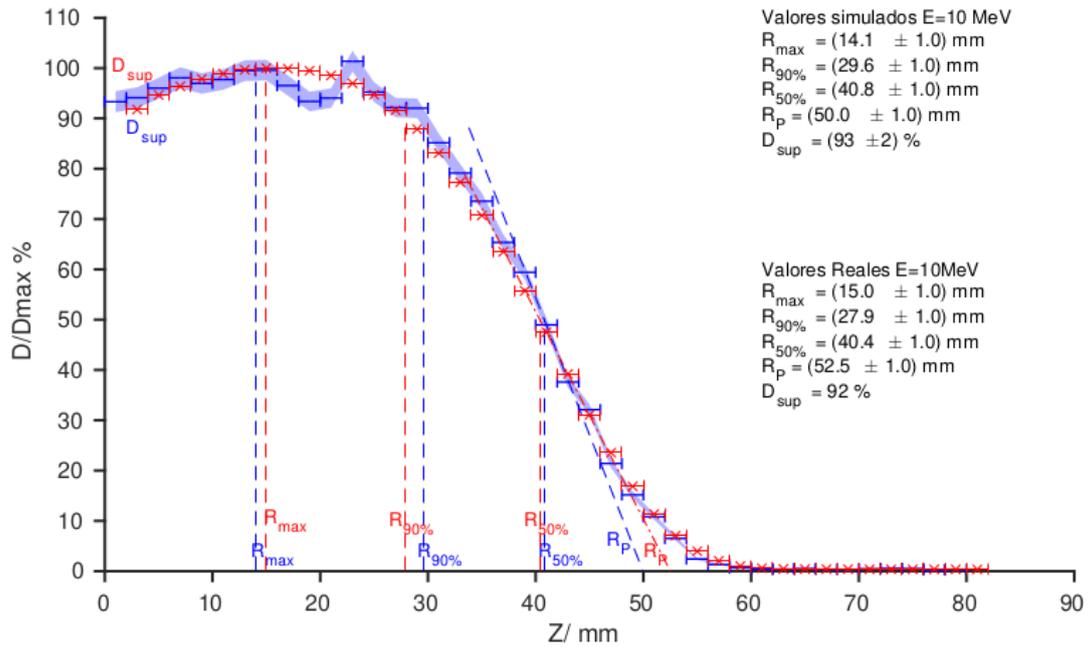


Figura 3.14: Comparación del hilo central de Z para 10 MeV con las medidas desplazadas para la dosis real (rojo) y la dosis simulada (azul).

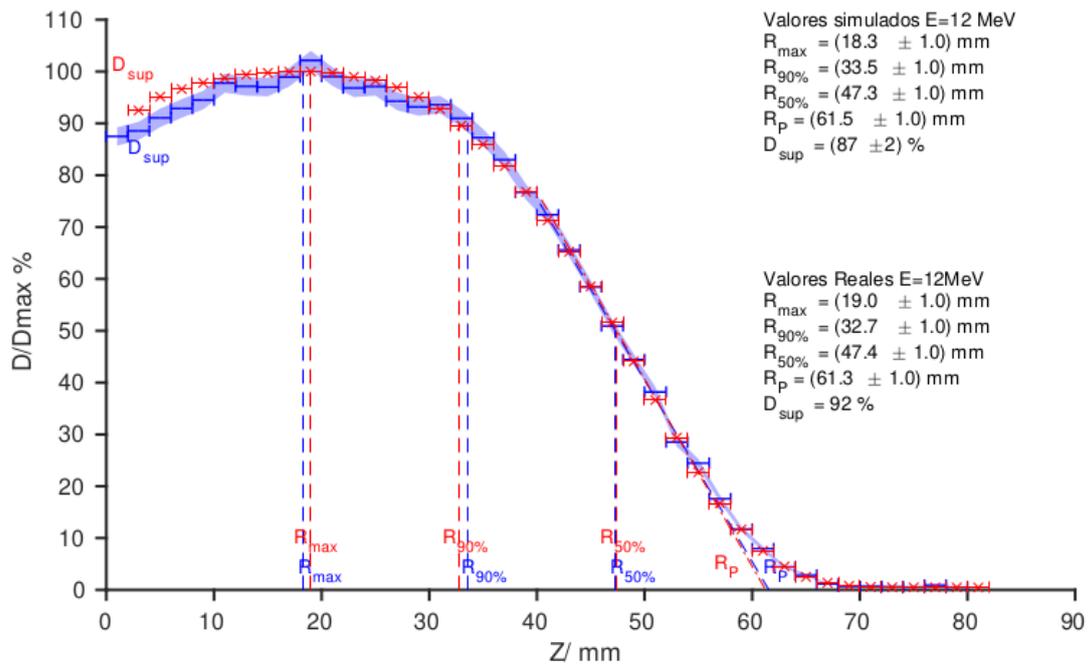


Figura 3.15: Comparación del hilo central de Z para 12 MeV con las medidas desplazadas para la dosis real (rojo) y la dosis simulada (azul).

Magnitudes $\frac{\text{Simulado}}{\text{Real}}$	6 MeV	8 MeV	10 MeV	12 MeV
$\%D_{Sup}$	$\frac{86 \pm 3}{89}$	$\frac{88 \pm 2}{91}$	$\frac{93 \pm 2}{92}$	$\frac{87.5 \pm 1.8}{93}$
$(R_{max} \pm 1,0)/mm$	$\frac{11.0}{11.0}$	$\frac{13.3}{13.0}$	$\frac{14.1}{15.0}$	$\frac{18.3}{19.0}$
$(R_{90} \pm 1,0)/mm$	$\frac{18.5}{18.0}$	$\frac{23.5}{23.4}$	$\frac{29.6}{27.9}$	$\frac{33.5}{32.8}$
$(R_{50} \pm 1,0)/mm$	$\frac{26.7}{26.5}$	$\frac{33.7}{33.7}$	$\frac{40.8}{40.4}$	$\frac{47.3}{47.4}$
$(R_P \pm 1,0)/mm$	$\frac{35.0}{35.1}$	$\frac{44.0}{44.2}$	$\frac{50.0}{52.5}$	$\frac{61.6}{61.3}$

Cuadro 3.2: Tabla con las 5 magnitudes con sus errores tanto de los valores simulados (arriba) como los reales (abajo) para las 4 energías una vez se han desplazado 2 mm los valores reales.

La $\%D_{Sup}$ real no contaba con ningún tipo de error asociado compartido por el hospital.

Los nuevos valores del rango son mucho más próximos entre simulados y reales. Sobre la dosis superficial, se decide no comparar la dosis de la simulación a 2 mm de profundidad por no tratarse realmente de la dosis que se deposita al entrar en contacto con el maniquí de agua, así que no se cambian los datos de una tabla a otra.

Este desplazamiento aproxima en mayor medida las simulaciones de más bajas energías, pero aún para las energías superiores, todos los valores solapan contando con sus intervalos de error (a excepción del R_P para la energía de 10 MeV).

Capítulo 4

Conclusiones

La conclusión a la que se llega tras discutir las diferentes hipótesis fue que la última es la que mejor explica las distintas diferencias y similitudes entre los datos simulados y los reales, además de ser la única de la que se pueden obtener datos corregidos que mejoran los resultados. La información extraída del estudio de las demás hipótesis ofrece información interesante sobre el espectro de energía del acelerador LIAC HWL además del comportamiento de la dosis con la profundidad dependiendo de la energía de los electrones y de la cantidad de estos, pero no tienen futura aplicación para la mejora de la simulación.

Para probar la hipótesis del error en la localización de las medidas el siguiente paso será ponerse en contacto con el equipo que tomó las medidas en el hospital para pedir información acerca del método experimental y/o que se repitiesen las medidas.

En el caso en el que la hipótesis quede descartada, se debería seguir investigando acerca del origen de los errores en los valores simulados, para corregir la simulación y construir una base correcta. Por otro lado, si unas nuevas medidas dejasen resultados similares a los esperados, se podría comenzar con la siguiente fase de la preparación de la simulación: probar nuevas y más complejas geometrías que se asemejen a las situaciones reales para las que se prepara la simulación, la IORT. Para ello, lo primero será modificar la geometría para probar aplicadores con ángulo de inclinación y más adelante modificar la superficie y el material del maniquí. Además, los cambios en la geometría incluirán materiales que se asemejen al hueso humano, para probar el funcionamiento en medios realistas donde el comportamiento es diferente al visto en agua, así como superficies no planas que repliquen el cuerpo abierto de un paciente cuando se va a tratar.

Finalmente, cuando la simulación supere todas las pruebas de funcionamiento, se acabará implementando durante los tratamientos para sustituir la actual forma de cálculo de dosis, que no permite realizar un tratamiento individualizado y óptimo para así conocer las dosis reales que recibirá el paciente de forma correcta y mejorar los tratamientos tal y como se hacen ahora.

Bibliografía

- [1] EB Podgorsak. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna, Austria, 2005. (Cited in pages 4, 5, 7, 8, 9, 10 y 18.)
- [2] Felipe A. Calvo and L. Escude. Radioterapia intraoperatoria. Revista de Medicina de la Universidad de Navarra, pages 113–122, 1985. (Cited in page 4.)
- [3] MA de la Casa de Julián, E Cabello Murillo, F Clemente Gutiérrez, J García Ruiz-Zorrilla, R Díaz Fuentes, A Ferrando Sánchez, and J Castro Novais. Reducción del número de medidas necesarias para la caracterización de un sistema de aplicadores de radioterapia intraoperatoria. Revista de Física Médica, 12(2), 2011. (Cited in page 5.)
- [4] Sung-Sil Chu, Gwi-Eon Kim, and John-Kyu Loh. Design and dose distribution of docking applicator for an intraoperative radiation therapy. Radiation Oncology Journal, 9(1):123–130, 1991. (Cited in page 6.)
- [5] Jose Manuel de la Vega, D. Guirado, et al. Caracterización y control de calidad de la energía de los haces de electrones empleados en radioterapia. 2016. (Cited in page 7.)
- [6] 4. interaction coefficients and related quantities. Journal of the ICRU, 11(1):17–21, 2011. (Cited in page 8.)
- [7] M.J. Berger, J.S. Coursey, M.A. Zucker, and J. Chang. Stopping-power and range tables for electrons, protons, and helium ions. National Institute of Standards and Technology (NIST), 2017. Accessed: 2024-05-17. (Cited in page 9.)
- [8] A. Ferrer Soria, G. F. Knoll, W. R. Leo, and E. Ahmed. Interacción Radiación-Materia. Editorial Reverte, Barcelona, España, 2020. (Cited in page 10.)
- [9] International Commission on Radiation Units and Measurements. Icru report 85a: Fundamental quantities and units for ionizing radiation, 2011. Bethesda, MD: ICRU Publications. (Cited in page 10.)
- [10] Geant4 Collaboration. Geant4 User’s Guide. CERN, 2024. Available at <https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/IntroductionToGeant4/html/IntroductionToG4.html>. (Cited in page 11.)
- [11] Sociedad Española de Técnicos Superiores Sanitarios SETSS. Formación tss, bloque 2, tema 4: Aceleradores lineales, 2022. (Cited in page 14.)
- [12] Lorenzo Brualla, Miguel Rodriguez, Josep Sempau, and Pedro Andreo. Penelope/primoc-calculated photon and electron spectra from clinical accelerators. Radiation Oncology,

14(1):1–12, 2019. (Cited in page 31.)