

FACULTAD DE MATEMÁTICA, ASTRONOMÍA, FÍSICA Y
COMPUTACIÓN

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA



DISTRIBUCIÓN DE DOSIS EN PROFUNDIDAD PARA UN ACELERADOR LINEAL DE USO MÉDICO

TRABAJO ESPECIAL DE LICENCIATURA EN FÍSICA

STIVALA ANTONELLA

Directores: Dr. Miguel Ángel Chesta
Dr. Carlos Daniel Venencia

01/09/2019



Distribución de dosis en profundidad para un acelerador lineal de uso médico por Stivala Antonella, Chesta Miguel A. y Venencia C. Daniel se distribuye bajo una [Licencia Creative Commons Atribución – No Comercial – Sin Obra Derivada 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Resumen

Los aceleradores de tipo *linac*¹ para usos terapéuticos pueden producir radiación en forma de fotones de alta energía, que los médicos emplean en tratamientos oncológicos. En ese sentido, es fundamental para la planificación de la radioterapia el conocimiento de los llamados “perfiles de dosis en profundidad” y “perfiles de dosis fuera del eje”. Esta información es provista de fábrica solo en forma aproximada debido a que depende de múltiples variables que entran en juego en cada planificación. Este trabajo está orientado a obtener las curvas de dosis a partir de cálculos numéricos del tipo “Monte Carlo” recreando las mediciones *in situ* realizadas en un fantoma de agua para un campo de fotones de 10x10 cm², y lograr una correspondencia entre los resultados numéricos y experimentales. Para el objetivo planteado se cuenta con la colaboración del *Instituto Privado de Radioterapia Oncológica* (IPRO) y la *Fundación Marie Curie*.

Palabras claves: *Linac, Monte Carlo, Radioterapia*.

Abstract

Linac-type accelerators for therapeutic uses can produce radiation in the form of high-energy photons, which doctors use in oncological treatments. In that sense, knowledge of the so-called "depth dose profiles" and "off-axis dose profiles" is essential for radiotherapy planning. This information is provided by the factory only approximately because it depends on multiple variables that come into play in each planning. This project is aimed to obtain the dose curves from numerical calculations of the type "Monte Carlo" recreating the measurements *in situ* made in a water phantom for a 10x10 cm² photon field, and to achieve a correspondence between the numerical and experimental results. For the stated objective, we have the collaboration of the Private Institute of Oncological Radiotherapy (IPRO) and the Marie Curie Foundation.

Keywords: *Linac, Monte Carlo, Radiotherapy*.

¹ Corresponde a las primeras sílabas de “*linear accelerator*”.

Índice general

Resumen	1
Abstract.....	1
Introducción.....	5
Capítulo 1	7
Marco Teórico.....	7
1.1 Linac.....	7
1.1.1 Funcionamiento básico de un linac	7
1.2 Formación del haz de fotones	8
1.2.1 Sección generadora	8
1.2.2 Sección aceleradora.....	9
1.2.3 Sistema de transporte del haz.....	10
1.2.4 Cabezal.....	10
1.2.5 Haz de electrones	12
1.2.6 Otros elementos del acelerador	13
1.2.7 Mesa de tratamiento y <i>clearance</i>	13
1.2.8 Consola de control.....	14
1.3 Interacción de fotones con materia	15
1.3.1 Atenuación de fotones.....	15
1.3.2 Procesos de interacción	16
1.4 Haces de fotones externos: aspectos físicos.....	18
1.4.1 Descripción de un haz de fotones clínico.....	21
1.4.2 Parámetros de radioterapia.....	25
1.5 PENELOPE.....	26
1.5.1 Estructura de PENELOPE.....	26
Capítulo 2	29
Metodología y materiales.....	29
2.1 Método experimental	29

2.2	Método numérico	32
Capítulo 3	37
Análisis de datos y resultados	37
3.1	Mediciones	37
3.2	Simulaciones	39
3.3	Comparación	41
3.3.1	Perfiles de dosis en profundidad	41
3.3.2	Perfiles transversales al eje central	43
Capítulo 4	49
Conclusiones	49
Bibliografía	51
Lista de figuras	55
Lista de tablas	57
Agradecimientos	59

Introducción

La radioterapia es, junto con la cirugía y la quimioterapia, una de las tres armas terapéuticas principales en la lucha contra el cáncer. En la actualidad, un gran número de pacientes diagnosticados de tumores malignos son sometidos a un tratamiento radioterapéutico, solo o en combinación con otro tipo de tratamiento. La radioterapia se basa en el empleo de radiaciones ionizantes (rayos X o radiactividad, la que incluye los rayos gamma y las partículas alfa).

Dicho tipo de radiación es capaz de producir daños orgánicos, por lo que su poder destructivo puede ser tanto beneficioso como perjudicial. El objetivo principal de la radioterapia es la aplicación de radiación ionizante para dañar el ADN de las células cancerosas y destruir su capacidad para dividirse y crecer. Una de las características específicas de esta técnica, que la hacen ventajosa para determinados tipos de cáncer, es que la mayoría de los tumores malignos son menos resistentes a la radiación que los tejidos sanos, debido a su elevada tasa de multiplicación celular.

Dicha radiación puede ser suministrada utilizando máquinas llamadas aceleradores lineales, o mediante fuentes radiactivas que se colocan en el interior del paciente en forma temporaria o permanente. La primera es la denominada radioterapia de haz externo o radioterapia externa. Un tratamiento de radiación exitosa o acertada depende, en este caso, de la capacidad del acelerador lineal para entregar la dosis adecuada de radiación al tumor, asegurando al mismo tiempo una mínima radiación al tejido sano, buscando así evitar su daño.

El enorme desarrollo tecnológico que ha experimentado la radioterapia en las últimas décadas ha venido guiado, principalmente, por el objetivo de adecuar cada vez con más precisión la distribución de dosis al volumen del tumor.

De manera paralela a dichos avances tecnológicos, existen métodos de cálculo numérico que permiten simular las mediciones de espectros de radiación con una muy buena respuesta. El método Monte Carlo ha demostrado ser el de mayor adaptación al tratamiento de radioterapia.

La simulación Monte Carlo para el transporte de radiación consiste en seguir las partículas individuales a través de una geometría idealizada. La interacción de la radiación con el material que compone la geometría se basa en principios físicos e incluye la pérdida de energía, la dispersión y la transferencia de energía a las partículas nuevas o existentes, como los fotones generados por bremsstrahlung y los rayos delta.

El objetivo principal de este trabajo es recrear la geometría del acelerador lineal *VARIAN/BRAINLAB Novalis TX II*, con el cual se realizaron las mediciones, y simular un campo de radiación (fotones) de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ tal como el producido por la máquina, a partir de un haz de electrones. Las mediciones realizadas consisten en determinar dosis depositada en un medio detector a través de cámaras de ionización.

Luego, se espera encontrar una correspondencia entre ambos resultados, para verificar que el método tiene capacidad predictiva para las lecturas experimentales, o en caso contrario buscar razones y/o alternativas para conseguirla.

El código *PENELOPE (PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons)* fue el utilizado para este proyecto. **(1)**

Capítulo 1

Marco Teórico

1.1 Linac

Los linacs son máquinas que aceleran electrones a energías cinéticas en el rango de 4 a 25 MeV (2) usando campos de radiofrecuencia³ (RF). La trayectoria que realizan los electrones en un linac es recta, y a través de una estructura particular, como se detallará en las próximas secciones.

Existen varios tipos de linacs disponibles para uso clínico. Algunos proporcionan rayos X solo en un rango pequeño de energía (4 o 6 MV), mientras que otros proporcionan rayos X y electrones a varias energías. Un acelerador lineal típico moderno, de alta energía, provee dos energías de fotones (6 y 18 MV) y distintas energías de electrones (por ejemplo 6, 9, 12, 16 y 22 MeV).

Los linacs no disponen de fuente radiactiva, en consecuencia solo se produce radiación cuando el equipo es conectado y se ordena su generación.

1.1.1 Funcionamiento básico de un linac

En su forma más básica una máquina de este tipo es un dispositivo que acelera partículas cargadas y luego las hace impactar contra un objetivo.

Un linac de uso médico cuenta con distintos componentes o secciones para la formación del haz principal. Entre ellas posee un sistema de inyección denominado cañón de electrones que es la fuente de dichas partículas; un sistema de generación de potencia de RF; una guía de aceleración de los electrones; un sistema de transporte del haz; colimación del haz y un sistema de monitoreo.

³ En el rango de las microondas (10^3 MHz - 10^4 MHz) (2)

La generación del haz de fotones se produce cuando los electrones, que son acelerados a través de la guía, colisionan con el target o blanco. A continuación, se presenta un esquema de un acelerador lineal y se expone una descripción de sus partes y su función.

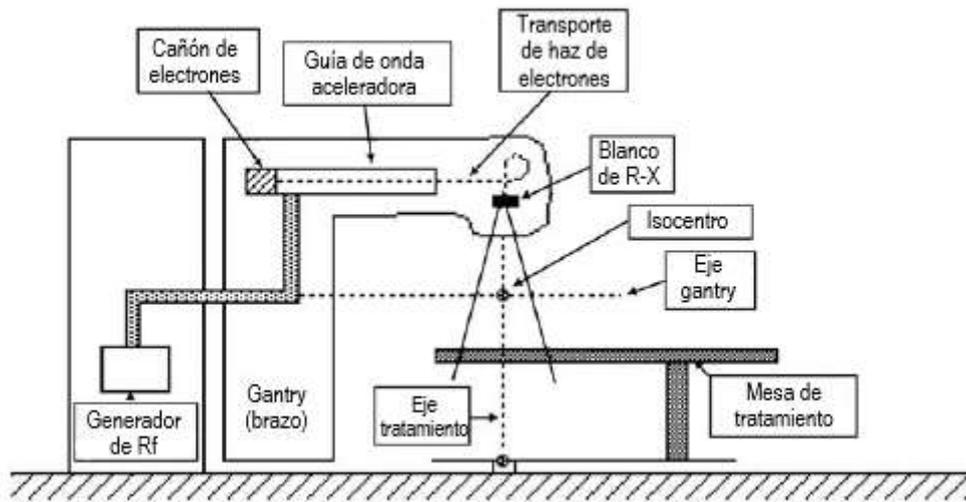


Figura 1. Esquema de un acelerador lineal de uso médico. (3)

1.2 Formación del haz de fotones

1.2.1 Sección generadora

Está constituida por el cañón de electrones, la fuente de microondas (magnetron/klystron) y el modulador pulsado.

El cañón de electrones contiene un filamento metálico, típicamente tungsteno, en forma de espiral, que emite electrones termoiómicamente al ser calentado.

Los electrones ingresan en un cilindro o tubo provisto de varias cavidades (guía aceleradora). Los campos electrostáticos utilizados para acelerarlos se suministran desde un modulador pulsado. Tanto en la zona donde se encuentra el

filamento como en la sección aceleradora es necesario que exista un alto grado de vacío para permitir los desplazamientos de los electrones.

Los campos de RF se producen mediante el proceso de desaceleración de electrones en potenciales de retardo en dispositivos especiales llamados magnetrones o klystrons, según el fabricante.

Debido a que dichos campos se proporcionan en forma de pulso, los electrones aparecen agrupados al comienzo del tubo y son acelerados como “paquetes” hacia el blanco. El número de electrones ingresados en la sección aceleradora es controlado por la temperatura del filamento. El haz de fotones de apertura máxima es creado cuando los electrones chocan contra el objetivo en el lado opuesto de la guía.

El modulador suministra simultáneamente pulsos de tensión al cañón de electrones y al magnetrón. Este último controla la potencia y la frecuencia de las ondas, lo cual determina la energía de los rayos X. El modulador contiene los componentes que distribuyen y moderan la potencia eléctrica primaria a todas las áreas de la máquina, desde su conexión.

La fuente de alimentación es la que proporciona corriente continua al modulador.

1.2.2 Sección aceleradora

El tipo más simple de guía aceleradora consiste en una serie de discos con agujeros circulares en el centro, ubicados equidistantes y que, en conjunto, forman un tubo cilíndrico uniforme. Estos discos dividen la guía de ondas en una serie de cavidades en la cual se ha realizado el vacío con el objetivo de permitir la libre propagación de los electrones y direccionarlos hacia el blanco.

Existen dos tipos de guías de ondas para la aceleración de electrones: estructura de onda viajera o progresiva y estructura de onda estacionaria. En la primera configuración, las cavidades proporcionan un campo eléctrico en la dirección de propagación a partir del cual los electrones ganan energía. En la segunda configuración, en todo momento, se alternan cavidades con y sin campo eléctrico y, por lo tanto, no produce ganancia de energía para los electrones. Por lo tanto, estas cavidades sirven solo como cavidades de acoplamiento y pueden moverse hacia un lado de la estructura de la guía de ondas, acortando efectivamente la guía de ondas de aceleración en un 50%.

La longitud de la guía de ondas depende de la energía cinética final del electrón, y oscila entre ~ 30 cm para 4 MeV y ~ 150 cm para 25 MeV.

1.2.3 Sistema de transporte del haz

La guía de ondas aceleradora está usualmente montada paralela al eje de rotación del gantry⁴ por lo que el haz de electrones debe ser re-direccionado para impactar en el blanco de rayos X. Para lograr el re-direccionamiento, existe, en linacs que trabajan a energías por encima de 6 MeV, un sistema de imanes ubicado muy cerca del extremo final de la guía.

Este conjunto de imanes suele denominarse sistema magnético de deflexión del haz y existen tres configuraciones disponibles para el ángulo de re-dirección: 90° , 270° (acromático) y $112,5^\circ$ (2). En la figura 1 se muestra un sistema de deflexión a 270° .

1.2.4 Cabezal

El cabezal del acelerador lineal contiene varias componentes que influyen en la producción, forma, localización y monitoreo del haz de fotones clínico. Es el lugar donde, una vez que los electrones se sitúan en dirección al suelo, el haz clínico atraviesa la ventana de salida y es lanzado hacia el paciente.

Las componentes más importantes de un cabezal típico son: blancos de rayos X retráctiles, filtros aplanadores y de dispersión, cámaras de ionización, colimadores primarios y secundarios, colimador multihojas.

Creación del haz de fotones en el cabezal

Una vez que el haz de electrones atraviesa el vacío e impacta en el blanco, compuesto por tungsteno y cobre, se produce una radiación de frenado y en consecuencia rayos X. La radiación producida no es monocromática y necesita

⁴ Brazo móvil del acelerador lineal

ser homogeneizada para su uso clínico. Para ello se emplea un cono o filtro aplanador que es colocado a la salida del colimador primario.

Seguido del cono, el haz pasa por una cámara de ionización de transmisión denominada cámara monitora. Tiene forma plana y controla dosis y tasa de dosis. La medida de estos parámetros se denomina “unidades de monitor”. Dichos parámetros deben ser calibrados con respecto a las cámaras de ionización que están trazadas en el protocolo de calibración internacional (4).

El sistema de colimación está constituido por un colimador primario, uno secundario compuesto de mandíbulas móviles y un colimador multihojas.

Se denomina colimador primario a un bloque de tungsteno cilíndrico que rodea el volumen de vacío que contiene al blanco donde es generado el haz de fotones; es fijo y no accesible para el usuario. Este colimador es el encargado de definir el tamaño máximo de haz clínico.

El colimador secundario delimita el tamaño del campo de radiación. Contiene cuatro mandíbulas o mordazas de tungsteno que se mueven independientemente unas de otras por lo que son capaces de realizar campos asimétricos. El tamaño mínimo es $0 \times 0 \text{ cm}^2$ y el máximo es $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

Por último, el colimador multihojas está compuesto por hojas de tungsteno que se mueven de forma individual. El número de láminas suele variar entre los diferentes fabricantes, colocando entre 80 y 120, repartidas en dos colimadores opuestos entre sí. Este tipo de colimación es muy útil, debido a que las hojas pueden ser retraídas por motores individuales siendo controladas por una computadora que verifica la posición de cada una de ellas; de esta manera es posible realizar formas irregulares que benefician al tratamiento.

La figura 2 muestra un esquema de las partes que conforman el cabezal generador del haz de fotones del acelerador lineal de uso médico utilizado en este trabajo.

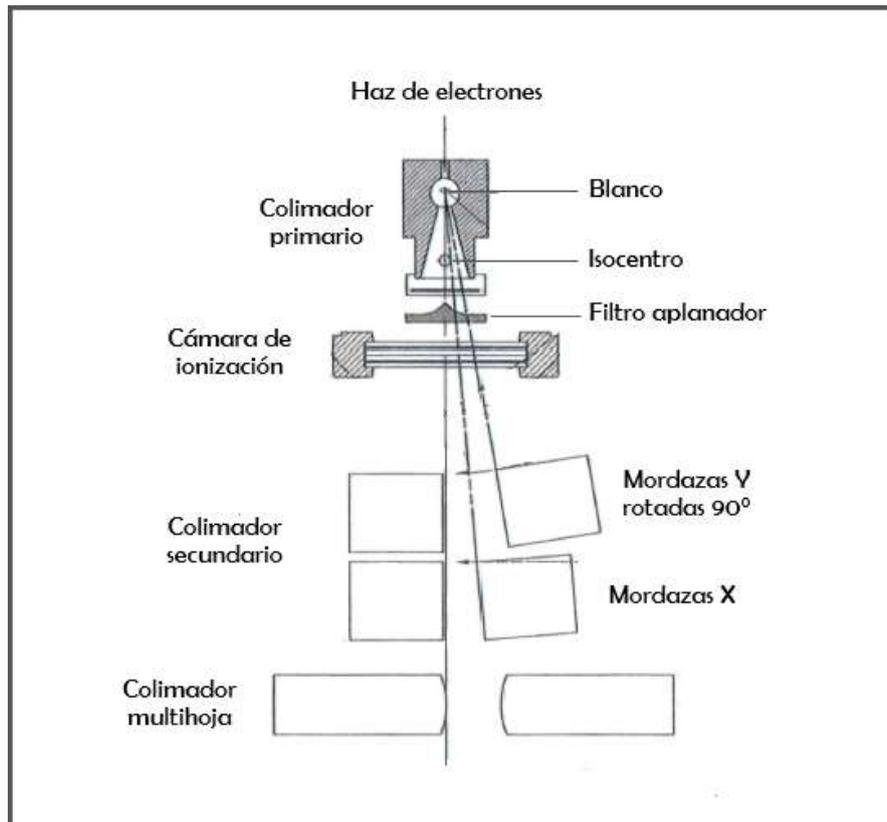


Figura 2. Esquema del cabezal del acelerador lineal VARIAN/BRAINLAB. (5)

1.2.5 Haz de electrones

La mayoría de los linacs de alta energía, además de proporcionar energías de fotones, también proporcionan haces de electrones con varias energías de haz nominales en el rango de 6 a 30 MeV.

Para su uso clínico, los electrones no impactan contra un blanco y, en general, necesitan de un cono dispersor al abandonar el colimador primario, para la generación de haz máximo y uniforme para el tratamiento.

Al igual que para fotones, el haz de electrones atraviesa una cámara de ionización y un conjunto de mordazas para su colimación.

1.2.6 Otros elementos del acelerador

Existen otras partes que conforman un acelerador lineal, entre ellas el sistema de refrigeración y el control automático de frecuencia. El primero sirve para refrigerar la fuente de potencia de alta frecuencia, la guía aceleradora y el blanco, mediante la circulación de agua en la proximidad de ellos. La estabilidad y el funcionamiento del acelerador van a depender de mantener a la temperatura adecuada los elementos descritos anteriormente.

El control automático de frecuencia debe mantener constante la frecuencia de las microondas, debido a que estas pueden variar con las condiciones ambientales. Un pequeño cambio en la frecuencia, afectaría tanto a la cantidad de radiación producida, como a la energía de la misma.

1.2.7 Mesa de tratamiento y *clearance*

La mesa de tratamiento es el lugar donde se ubica al paciente. Los movimientos de esta mesa están automatizados, de manera tal que permita ajustar la posición correcta del paciente.

El sistema de control debe hacer coincidir el punto anatómico del isocentro⁵ de la planificación del tratamiento al isocentro del acelerador. También tiene movimientos de rotación isocéntrica de la mesa y de rotación del cabezal. Todos los desplazamientos tienen indicadores digitales. La precisión de los mismos puede llegar a 1 mm para los desplazamientos longitudinales, transversales y verticales y $0,1^\circ$ para los movimientos angulares, dependiendo del fabricante.

Tanto la mesa como los elementos de fijación para el paciente deben estar hechos de materiales transparentes a la radiación tales como la fibra de carbono. No obstante, éstos pueden producir radiación retro-dispersada hacia el paciente o atenuación de la misma, que debe ser medida y tenida en cuenta para la irradiación del paciente.

Se denomina *clearance* al espacio libre que se presenta entre el cabezal y la mesa de tratamiento debido a que existen sistemas de fijación sujetos a protocolos específicos. Un *clearance* amplio alrededor del isocentro implica un mejor acceso para ubicar al paciente y libertad para su posicionamiento correcto,

⁵ Punto en torno al cual gira la irradiación.

así como los accesorios de movilidad. En adición a ello, ofrece libertad para mover el gantry o brazo del acelerador sin tener que mover al paciente. Por tanto, un mayor clearance asegura flexibilidad y provee el mejor tratamiento posible para el paciente.

1.2.8 Consola de control

Está situada fuera del recinto y es donde se efectúa la programación de la irradiación. Existen distintos modos de trabajo en la consola de tratamientos:

- **Manual:** permite realizar irradiaciones seleccionando los parámetros de la irradiación de forma secuencial.
- **Automático:** Desde el sistema de planificación se envían los datos dosimétricos y geométricos de la irradiación además de las posiciones del colimador multihojas al sistema de registro y verificación. Desde éste se envían los datos a la consola del acelerador y en ella se observan todos los datos transmitidos. Desde la consola se habilita la irradiación y se accede al registro de las dosis administradas así como al resto de los parámetros involucrados.
- **Servicio:** permite realizar operaciones de evaluación de parámetros técnicos del equipo. Solamente pueden acceder a este modo las personas del servicio técnico autorizadas.

En la pantalla de la consola aparecerá cuando comienza la irradiación, el número de unidades de monitor en las dos cámaras monitoras y el tiempo de la irradiación.

Las dos cámaras monitoras integran la cantidad de radiación que las atraviesa de manera independiente y son capaces de llevar a cabo la interrupción de la irradiación cuando se alcance el número previsto de unidades de monitor. La función de la segunda cámara es de detener la irradiación en caso de fallo de la primera. En caso de fallo de la segunda la irradiación se pararía por el medidor de tiempo. Cuando el haz no es uniforme y excede de los valores de tolerancia establecidos en el acelerador se detiene la irradiación y se indica en la consola.

1.3 Interacción de fotones con materia

Introducir los principios físicos de cómo interactúan los fotones con la materia es de importancia para entender de qué manera deposita el haz de fotones su energía en el medio detector de la dosis, como se expone en la sección 1.4.

Los fotones tienen un alto poder de penetración al no tener carga ni masa. Desde un punto de vista macroscópico, cuando un haz de fotones atraviesa un material se reduce el número de fotones (o cantidad de energía). Desde un punto de vista microscópico existen procesos elementales de interacción de los fotones con los átomos y sus distintas probabilidades en función del número atómico y de la energía.

1.3.1 Atenuación de fotones

Cuando un haz de rayos X penetra en un medio material, se observa una desaparición progresiva de los fotones que lo constituyen. Esta disminución del número de fotones incidentes, denominada atenuación, se debe a la interacción de un cierto número de ellos con los átomos que componen el medio.

Cuando en la interacción de un fotón con un átomo, parte de la energía del fotón se transfiere a un electrón, éste sale proyectado con una cierta energía cinética. El electrón consume esta energía produciendo ionizaciones de los átomos del medio. Así, parte de la energía del fotón incidente es absorbida por el medio. Esta forma de transferencia de energía es la responsable de los efectos biológicos que se producen en la irradiación con rayos X.

Otra parte de la energía de los fotones que interaccionan reaparece en forma de fotones cuya energía es igual o inferior y cuya dirección es distinta: son los fotones dispersados.

La atenuación de un haz de fotones, considerada como la disminución progresiva del número de fotones que transporta el haz, se debe tanto a los procesos de absorción como a los de dispersión.

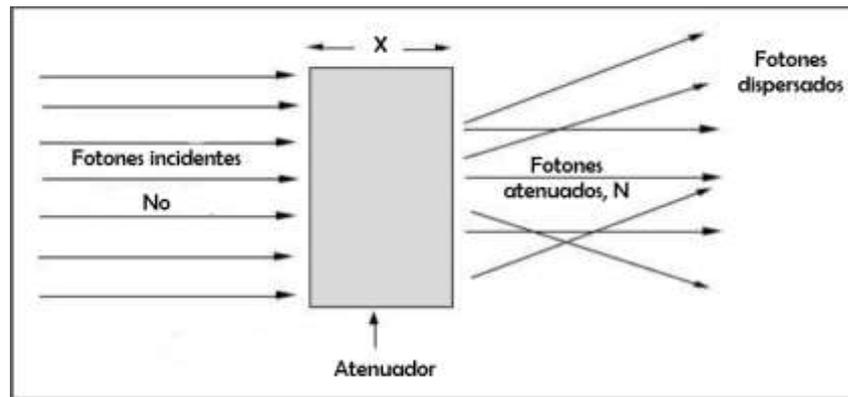


Figura 3. Atenuación de un haz de fotones

1.3.2 Procesos de interacción

Los fotones interactúan con la materia fundamentalmente mediante cuatro tipos de procesos: efecto fotoeléctrico (EF), interacción Rayleigh (IR), interacción Compton (IC) y la creación o producción de pares (PP). Los mencionados procesos se representan en la siguiente imagen.

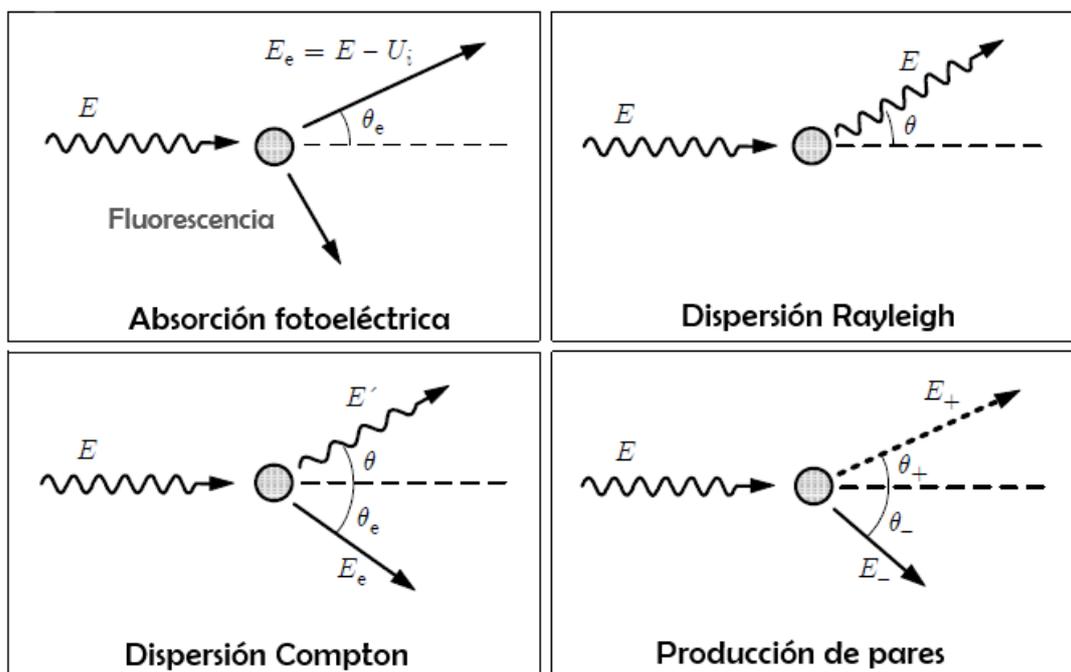


Figura 4. Interacciones básicas de fotones con materia. (1)

Efecto fotoeléctrico

El fotón interactúa con el átomo invirtiendo toda su energía en arrancar un electrón que suele ser de los más ligados, y transmitirle energía cinética. El fotón de energía E es absorbido por el átomo, lo que genera una transición a un estado excitado. Cada capa "i" puede alojar un número finito de electrones, con una energía de ionización característica U_i .

Teniendo en cuenta la interacción con el campo de fotones como una perturbación de primer orden (que es apropiada para campos con bajas densidades de fotones), se deduce que solo son permitidas transiciones de un electrón. Es decir, en el efecto fotoeléctrico, el fotón es absorbido por un electrón individual en la capa "activa" i , que deja el átomo principal con energía cinética $E_e = E - U_i$.

Las colisiones fotoeléctricas son importantes para bajas energías y grandes Z (número atómico).

Interacción Rayleigh

La interacción de Rayleigh es el proceso por el cual los fotones son dispersados por electrones atómicos unidos, sin la excitación del átomo objetivo, es decir, la energía del fotón incidente y disperso son las mismas.

Interacción Compton

Se trata de una interacción que se produce mayoritariamente entre el fotón y los electrones atómicos poco ligados (los de las capas más externas). En la interacción Compton se produce un fotón dispersado, de menor energía que el incidente ($E' < E$), y un electrón con energía cinética prácticamente igual a la diferencia de energía entre ambos fotones (E_e).

La cantidad de energía que se transfiere al electrón atómico varía con la energía del fotón incidente, siendo más importante a medida que esta última aumenta. A bajas energías, el electrón se expulsa con muy poca energía, llevándose el fotón dispersado casi toda la del incidente.

Las IC predominan en el rango de energías intermedias y para todos los Z .

Creación de pares

La creación de pares consiste en la materialización del fotón incidente en un electrón y un positrón. Los pares electrón-positrón pueden ser creados mediante la absorción de un fotón en la vecindad de una partícula cargada, un núcleo o un electrón, que absorbe la energía y el impulso de manera que estas dos cantidades se conserven. La energía umbral para la producción de pares en el campo de un núcleo (asumiéndose de masa infinita) es $2m_e c^2 = 1,022 \text{ MeV}$. Este proceso es de gran importancia solo para altas energías y grandes Z .

Por lo expuesto, según el número atómico Z del material y la energía del fotón, se manifiesta el predominio de los procesos descritos.

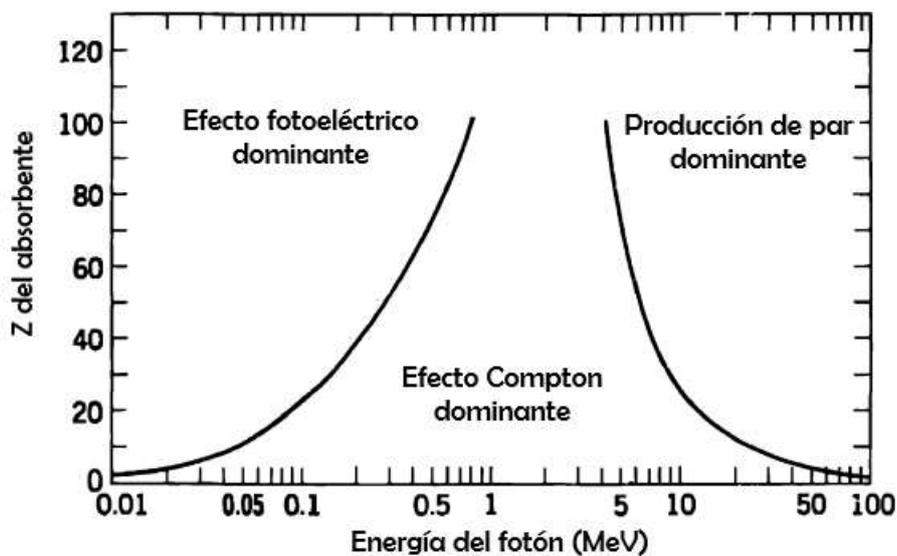


Figura 5. Dominio de los tres principales procesos de interacción con fotones. La línea representa la zona donde dos efectos son equivalentes. (6)

1.4 Haces de fotones externos: aspectos físicos

Los haces de fotones externos se caracterizan por parámetros físicos que se dividen en varias categorías según su origen, medios de producción y energía.

Como se menciona al comienzo de este trabajo, los haces de fotones consistir en rayos gamma (a partir de núcleos radiactivos) o rayos X que son originados en un objetivo bombardeando con electrones energéticos. Los rayos X de este tipo, producidos en este caso en un linac, consisten en fotones de bremsstrahlung y fotones característicos. Por otro lado, es necesario introducir cantidades físicas que permiten evaluar los efectos de dichos fotones en un medio.

Kerma y dosis

El kerma⁶ es una de las magnitudes utilizadas para evaluar el efecto de las radiaciones ionizantes al interaccionar con la materia y se define como la energía media transferida de la radiación indirectamente ionizante (en este caso fotones) a partículas cargadas (electrones) en el medio por unidad de masa. La energía de la radiación indirectamente ionizante es transmitida a la materia en un proceso de dos pasos. Primero, la energía es transferida a las partículas secundarias cargadas a través de las distintas interacciones descritas en 1.3.2. Después, estas partículas cargadas, pueden transferir su energía al medio a través de ionizaciones y excitaciones atómicas, o también pueden interaccionar con núcleos atómicos a través de colisiones radiativas, generadoras de radiación de frenado o bremsstrahlung (rayos X). En el primer caso (ionizaciones y excitaciones atómicas) hablaríamos de kerma de colisión K_{col} , en el segundo caso (colisiones radiativas) se habla de kerma de radiación K_{rad} . El kerma total por tanto se puede expresar como: $K = K_{col} + K_{rad}$.

Generalmente, la transferencia de energía (kerma) desde el haz de fotones a partículas cargadas en una ubicación particular no conduce a la absorción de energía por el medio (dosis absorbida) en la misma ubicación. Esto se debe al rango distinto de cero (finito) de los electrones secundarios liberados a través de las interacciones de fotones.

Dado que los fotones radiativos escapan principalmente del volumen de interés, uno relaciona la dosis absorbida generalmente con el kerma de colisión. Sin embargo, en general, la relación de dosis y colisión kerma a menudo se denota como:

$$\beta = D/K_{col} \quad [1]$$

⁶ Acrónimo en inglés de energía cinética liberada por unidad de masa (kinetic energy released per unit mass)

Si los fotones radiativos escapan del volumen de interés, se supone $\beta \approx 1$. La figura 6 ilustra la relación entre el kerma de colisión y la dosis absorbida en condiciones de acumulación o “buildup” y bajo condiciones de equilibrio de partículas cargadas (CPE⁷) en la parte (a) y bajo condiciones de equilibrio de partículas cargadas transitorias (TCPE) en la parte (b).

A medida que un haz de fotones de alta energía penetra en el medio, el kerma de colisión es máximo en la superficie del material irradiado debido a que la fluencia de fotones (número de fotones por unidad de área) es mayor en la superficie. Inicialmente, la fluencia de partículas cargadas y, por lo tanto, la dosis absorbida, aumenta en función de la profundidad hasta que se alcanza la profundidad de la dosis máxima z_{\max} .

Si no hubiera atenuación o dispersión de fotones en el medio, pero aun así la producción de electrones, se produciría una situación hipotética, como se ilustra en la figura 6 (a): la región de acumulación (con $\beta < 1$) es seguida por una región de CPE completo donde $D = K_{col}$ (es decir $\beta = 1$).

En la situación más realista, sin embargo, debido a la atenuación de los fotones y la dispersión en el medio, se produce una región de TCPE (Fig. 6 (b)) donde existe una relación esencialmente constante entre el kerma de colisión y la dosis absorbida. Esta relación es prácticamente constante ya que, en haces de fotones de alta energía, la energía promedio de los electrones generados y, por lo tanto, su rango no cambia apreciablemente con la profundidad en el medio.

En el caso especial en el que existe CPE verdadero, la relación entre la dosis absorbida D y el kerma total K viene dada por:

$$D = K_{col} = K(1 - \bar{g}) \quad [2]$$

donde \bar{g} es la fracción radiativa, dependiendo de la energía cinética del electrón; cuanto mayor es la energía, mayor es \bar{g} . La fracción radiactiva también depende del material considerado, con valores más altos de \bar{g} para materiales de Z más altos.

⁷ Ocurre cuando el número de partículas cargadas que salen de un volumen es igual al número que ingresa, para cada energía y tipo de partícula.

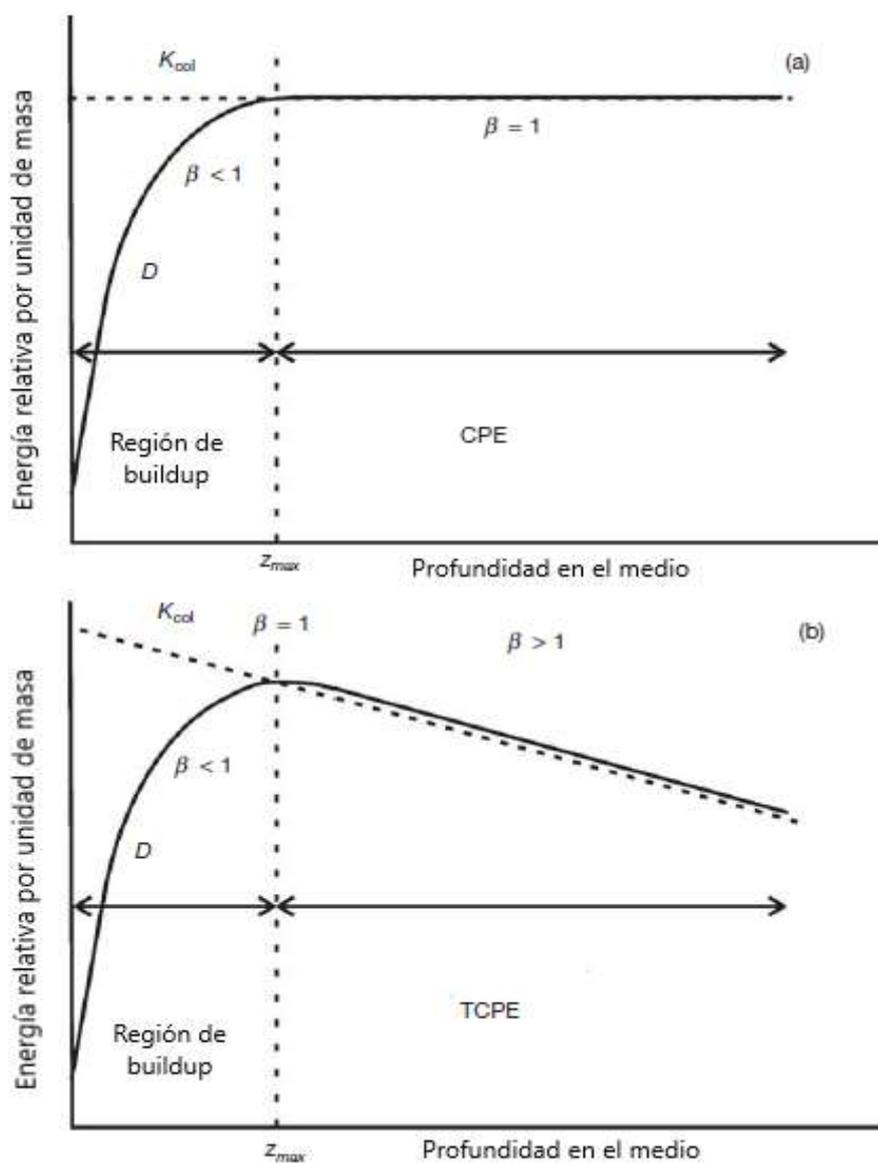


Figura 6. Kerma de colisión y dosis absorbida como función de la profundidad en un medio irradiado por un haz de fotones de alta energía para (a) hipotético caso de no atenuación o dispersión y para (b) caso realista.

1.4.1 Descripción de un haz de fotones clínico

La dosimetría de radiación trata con dos entidades claramente diferentes: una describe el haz de radiación de fotones en sí mismo en términos del número y energía de las partículas que constituyen el haz y la otra describe la cantidad de

energía que el haz de fotones puede depositar en un medio determinado como aire, agua o material biológico. En este trabajo nos concentraremos en la segunda.

Un haz de fotones propagándose en vacío está gobernado por la ley de cuadrado inverso (la fluencia de fotones es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia desde la fuente; **(2) sección 6.4**); un haz de fotones propagándose a través de un fantoma⁸ o un paciente, por otro lado, está afectado no solo por la ley de cuadrado inverso sino también por la atenuación del haz de fotones dentro de dichos medios. Estos efectos hacen que la deposición de dosis en un fantoma o paciente sea un proceso complicado y su determinación una tarea difícil.

Una medición directa de la distribución de dosis dentro del paciente es básicamente imposible, sin embargo para un resultado exitoso del tratamiento del paciente es requerimiento que dicha distribución de dosis en el volumen irradiado sea conocida con exactitud y precisión. Esto se logra mediante el uso de varias funciones que vinculan la dosis en cualquier punto arbitrario dentro del paciente con la dosis conocida en el punto de calibración o referencia en un fantoma. Estos valores de dosis son generalmente medidos con detectores de radiación adecuados.

En una distribución de dosis típica pueden identificarse varios puntos o regiones importantes. El haz ingresa en el paciente en la superficie donde libera cierta dosis superficial D_s . Debajo de la superficie la dosis aumenta rápidamente, alcanza un valor máximo en la profundidad z_{\max} y luego disminuye exponencialmente hasta alcanzar un valor D_{ex} en el punto de salida del paciente, denominada dosis de salida.

⁸ m. Artificio, aparato o elemento utilizado para el calibrado de equipos de imagen y que contiene, en su interior, elementos de características similares a los del organismo. **(12)**

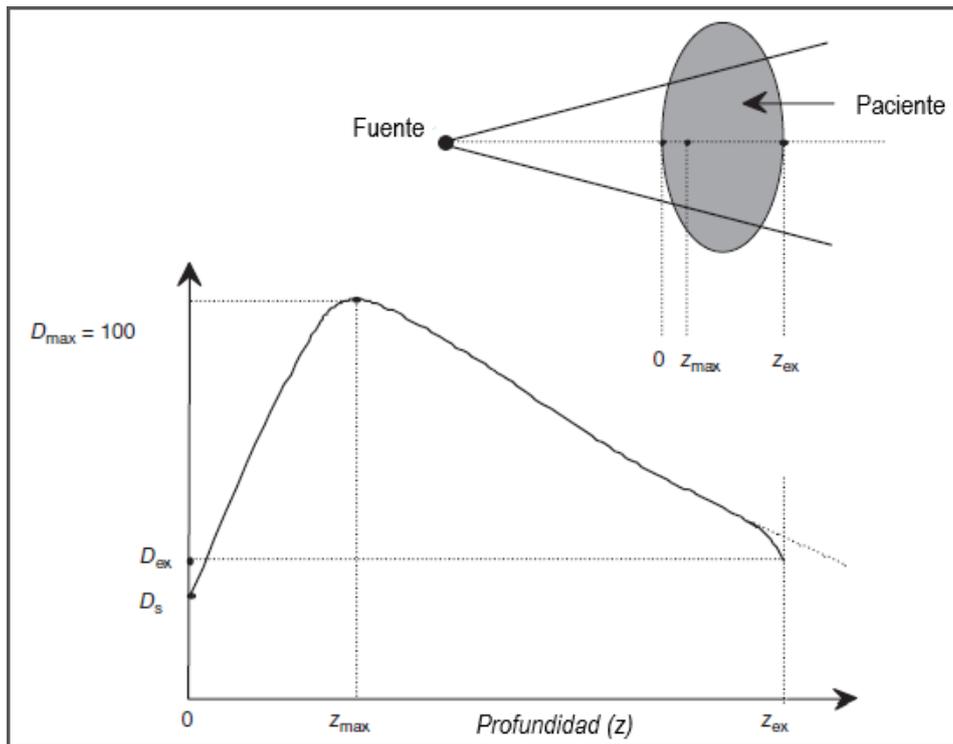


Figura 7. Curva típica de distribución de dosis en profundidad en un paciente. (2)

La dosis superficial representa contribuciones a la dosis a partir de: fotones dispersados de colimadores, filtro aplanador y aire, fotones retrodispersados desde el paciente y por electrones de alta energía producidos por interacciones de fotones en el aire y cualquier estructura de protección en las cercanías del paciente.

La zona entre la superficie ($z=0$) y z_{\max} se conoce como región de build-up o acumulación y resulta del rango relativamente largo de partículas cargadas secundarias (electrones y positrones) que primero son liberadas en el paciente por interacciones de fotones (EF, IC, PP) y luego depositan su energía cinética en él. En la región inmediatamente debajo de la superficie del paciente la condición de CPE no existe, sin embargo, conforme la profundidad aumenta, la condición de equilibrio electrónico llega a su alcance en z_{\max} . Luego de z_{\max} la dosis disminuye debido a la atenuación del fotón (*ecuación 2.4 (7)*) en el paciente, lo que da como resultado un CPE transitorio en lugar de verdadero (TCPE).

La profundidad de la dosis máxima z_{\max} debajo de la superficie del paciente depende de la energía del haz y del tamaño del campo. La segunda a menudo se ignora pues representa solo un efecto menor.

La distribución de dosis a lo largo del eje central del haz proporciona solo parte de la información requerida para una descripción de dosis precisa dentro del paciente; es por ello que se trabaja con dichos datos en conjunto con los llamados “perfiles de dosis fuera del eje”.

Estos perfiles presentan tres regiones a distinguir: central, penumbra y umbra.

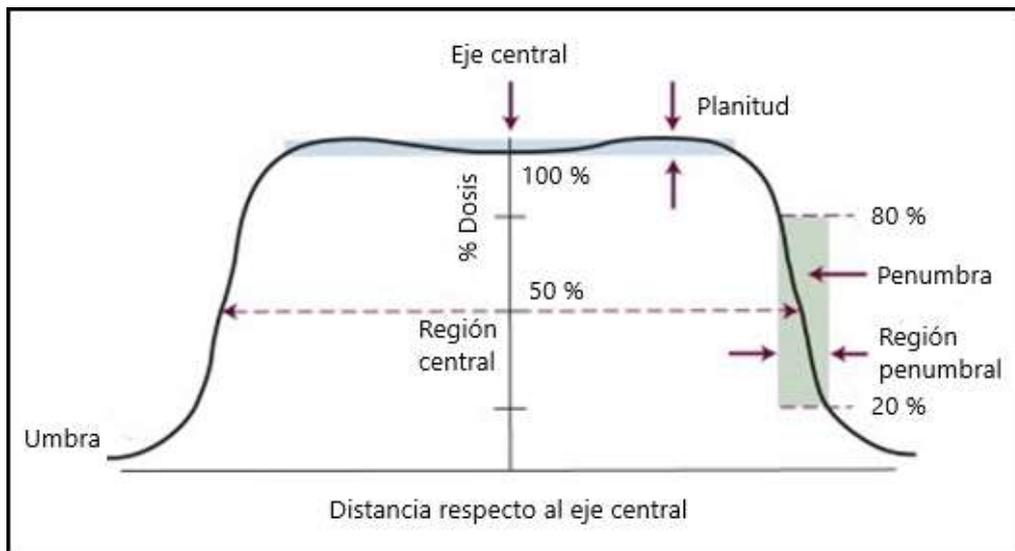


Figura 8. Curva típica de distribución de dosis lateral.

La región central representa la porción central del perfil que se extiende desde el eje central del haz hasta 1-1,5 cm de los bordes del campo geométrico del haz. El tamaño de campo geométrico, indicado por el campo de luz óptico, usualmente se define como la separación entre los puntos de nivel de dosis del 50% en el perfil del haz. Para linacs, la región central del perfil del haz se ve afectada por la energía de los electrones que impactan el blanco, por el número atómico del blanco y por el número atómico y forma geométrica del filtro aplanador.

En la penumbra del perfil, la dosis cambia rápidamente y depende del campo que definen los colimadores, del tamaño finito del punto focal (tamaño de la fuente) y del desequilibrio electrónico lateral. La caída de dosis alrededor del borde geométrico del haz tiene forma sigmoidea y se extiende debajo de las mordazas colimadoras hacia la región de la cola penumbral, donde hay una pequeña componente de dosis debido a la transmisión a través de las mordazas

del colimador (penumbra de transmisión), una componente atribuida al tamaño finito de fuente (penumbra geométrica) y una componente significativa debido a la dispersión de rayos X en el paciente (penumbra de dispersión). De esta manera, la penumbra total se conoce como la penumbra física y es la suma de las tres penumbras individuales: transmisión, geométrica y dispersión. La penumbra física depende de la energía del haz, el tamaño de la fuente, la distancia de la fuente al colimador, la distancia de la fuente a la superficie y la profundidad en el fantoma.

La umbra es la región fuera del campo de radiación, muy alejada de los bordes del campo. La dosis en esta región es generalmente baja y resulta de la radiación transmitida a través del colimador y de la protección del cabezal.

La uniformidad del perfil de dosis es usualmente medida mediante un escaneo a lo largo del centro de ambos ejes principales del campo geométrico (x, y) para varias profundidades en un fantoma de agua. Luego se determinan dos parámetros que cuantifican la uniformidad del campo: planitud del haz y simetría del haz, los cuales se detallarán en la sección 3.3.2.

1.4.2 Parámetros de radioterapia

Los parámetros principales en deposición de dosis para haces de fotones externos son: profundidad de tratamiento, tamaño de campo, SSD⁹ (distancia fuente-superficie) o SAD¹⁰ (distancia fuente-eje), y energía del haz de fotones.

Para caracterizar una distribución de dosis, comúnmente se utilizan curvas de rendimiento en profundidad y curvas de dosis lateral (perfiles de campo).

Las curvas de rendimiento representan la dosis absorbida en un medio a lo largo del eje del haz y se denominan porcentaje de dosis en profundidad (PDD¹¹). Esta medida depende por tanto de la profundidad, el tamaño del campo, la distancia a la fuente y la energía del haz.

Los perfiles constituyen la dosis absorbida lateralmente, es decir, la variación de la dosis en una sección perpendicular al eje del haz a una dada profundidad y permiten analizar la homogeneidad y simetría del haz. Las profundidades de

⁹ Source to surface distance

¹⁰ Source to axis distance

¹¹ Percentage depth dose

medición son típicamente z_{\max} y 10 cm para verificar el cumplimiento de las especificaciones de la máquina.

La combinación de la distribución de dosis en el eje central con los ejes perpendiculares provee una matriz de la distribución volumétrica.

1.5 PENELOPE

El sistema de código PENELOPE es un paquete de subrutinas escrito en lenguaje Fortran 77 que simula el transporte acoplado de fotones y electrones, para un amplio rango de energías, en un sistema de materiales arbitrario que consiste en un número de regiones homogéneas limitadas por interfaces, utilizando el método Monte Carlo.

Inicialmente el paquete PENELOPE fue ideado para la simulación de positrones y electrones, los fotones fueron introducidos más tarde. Los modelos adaptados en la actualidad permiten simulaciones para el transporte de partículas en el rango de 50 eV a 1 GeV. (1)

El transporte de fotones se simula mediante un esquema detallado. Un paquete de geometría denominado PENGEOM es el usado para la generación del sistema de cuerpos homogéneos limitados por superficies cuádricas (planos, esferas, cilindros, etc).

Al ser un paquete de subrutinas, PENELOPE no puede ser operado por sí mismo. El usuario debe proveer, al programa principal, la información de su problema particular. El código proporciona, sin embargo, ejemplos de programas principales para geometrías simples y un manual para su elaboración.

1.5.1 Estructura de PENELOPE

El paquete de subrutinas requiere de un conjunto de datos de entrada provisto por el usuario. En la siguiente figura se muestra la estructura general de PENELOPE.

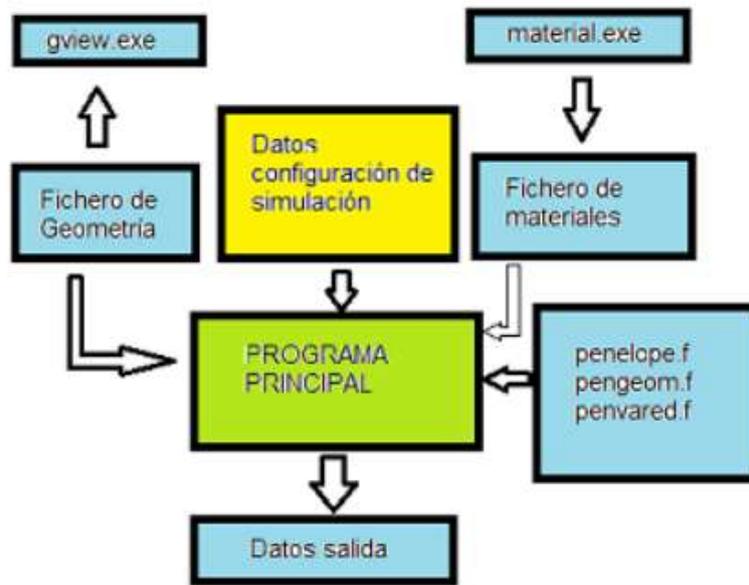


Figura 9. Estructura general de PENELOPE. (1)

Entre las fuentes básicas que necesita el programa principal de PENELOPE se encuentran: un archivo de geometría, un archivo *input* de ingreso con configuraciones de la simulación, un generador de materiales y un graficador 2D.

Uno de los conceptos básicos a tener en cuenta, para crear el archivo de geometría, es que una superficie se define por una función $\phi(x,y,z)=0$ ($\phi(x,y,z)>0$ para los puntos de externos a la superficie y $\phi(x,y,z)<0$ para los internos). La generación de objetos será a partir de interfaces cuádricas (planos, esferas, cilindros, paraboloides) que pueden ser expresadas en una forma reducida como:

$$\phi(x,y,z) = I_1x^2 + I_2y^2 + I_3z^2 + I_4z + I_5 = 0 \quad [3]$$

donde los coeficientes I_k solo pueden tomar valores -1, 0 y 1. Aplicando transformaciones de escala (X-SCALE, Y-SCALE, Z-SCALE), de rotación (OMEGA, THETA) y de traslación (X-SHIFT, Y-SHIFT, Z-SHIFT) podemos obtener cualquier superficie en cualquier posición del espacio. (1)

Creación de la geometría

Inicialmente se arma la geometría teniendo en cuenta la ecuación [3] en un archivo con extensión *.geo* con todas las geometrías necesarias para llevar a cabo la simulación.

Archivo *input*

El archivo con extensión *.in* se modifica según los parámetros en el sistema laboratorio en que se desea realizar la simulación, el cual contiene información sobre el haz de partículas, datos sobre los materiales, energía depositada en el (los) detector(es), tiempo de corrida de la simulación y demás parámetros de la misma.

Generador de materiales

Es un archivo con extensión *.exe* que sirve para crear tablas de datos respecto al material a usar para cada uno de los objetos dentro del sistema laboratorio.

Graficador de geometrías

Es un archivo de extensión *.exe* que muestra el archivo '*extensión.geo*' con toda la información proporcionada por el mismo (sistema laboratorio en su totalidad).

Capítulo 2

Metodología y materiales

2.1 Método experimental

Las mediciones fueron realizadas en el Instituto Privado de Radioterapia Oncológica (IPRO) con un acelerador lineal marca VARIAN/BRAINLAB modelo Novalis TX II. El acelerador se encuentra ya instalado, por lo tanto se procedió al montaje del fantoma de agua¹² y control de los parámetros de la medición.



Figura 10. Montaje experimental linac-fantoma.

¹² Simula ser el paciente debido a la conformación del cuerpo humano (60% agua en la edad adulta).

Se utilizó como fantoma una cuba de medición Blue Phantom² marca iba, de dimensiones 50x50x50 cm³. En su interior se ubicó, en función de detección, una cámara de ionización mediante un sistema de sostén móvil tipo rail que permite recoger medidas en las tres dimensiones del espacio. Dicha cámara, modelo PTW semiflex 3D tipo 31021, posee un volumen activo de 0,07 cm³.

En uno de los vértices superiores de la cuba, de manera fija, se colocó una segunda cámara de ionización como referente de la primera.



Figura 11. Cámara de ionización semiflex 3D tipo 31021. (4)

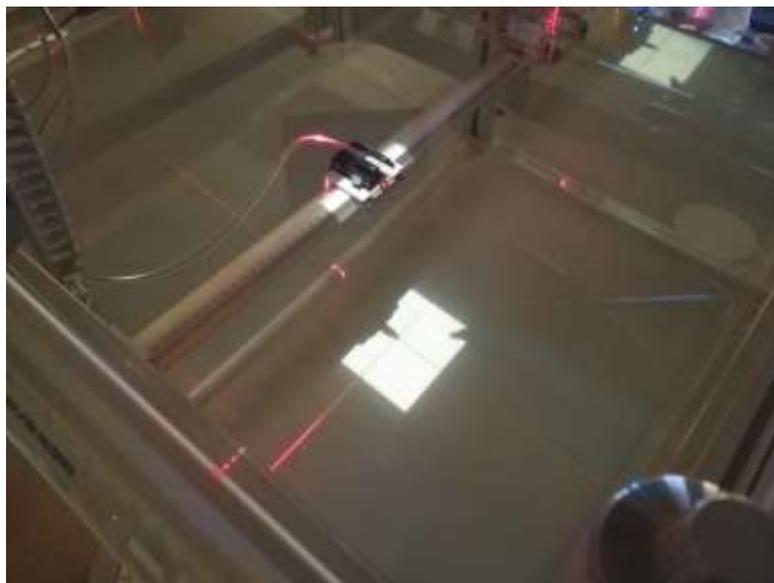


Figura 12. Posicionamiento de cámaras de medición y referencia. Alineación de isocentros.

Con ayuda de físicos practicantes se montó la cuba, ubicada previamente debajo del cabezal (fuente de radiación) y abierta en su cara superior. Se llenó lentamente con agua destilada, con el cuidado suficiente para que no hubiera pérdida por salpique y se esperó a que llegara a estacionarse para proceder con la calibración, que fue realizada por los físicos del instituto, y evitar a posteriori perturbaciones en la medición. Se corroboró su nivelación mediante la implementación de un capuchón plano con una cruz impresa colocado en la cámara sumergida, y luz láser. Se apagaron las luces del recinto para su mejor visualización.

Luego, se retiró el capuchón de la cámara de ionización y con controles automatizados se ajustó su posición para verificar que el isocentro del fantoma estuviese en alineación con el isocentro del cabezal (Figura 12). Para esto último, se corroboró previamente que la inclinación del brazo (gantry) del acelerador fuese 0° (Figura 13).

Finalmente, se fijó un campo de irradiación de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.



Figura 13. Configuración para gantry y campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (Field X-Field Y).

Una vez listo el montaje experimental, abandonamos el recinto. La medición se realizó de manera automática y en unos pocos minutos, desde la consola de control, siendo manejada por los físicos del instituto, asegurando previamente los

parámetros de la medición como el potencial electrónico a 6 MV y la irradiación mediante haz de fotones.

2.2 Método numérico

El método Monte Carlo ha demostrado su buen ajuste a los datos dosimétricos en toda situación, convirtiéndose por ello en la herramienta más precisa para el cálculo de dosis. Sin embargo, la simulación mediante códigos de Monte Carlo de un acelerador de radioterapia se enfrenta a la dificultad de tener que conocer con suficiente precisión tanto la geometría de los componentes del acelerador como las características del haz de electrones. Por ello, para este trabajo, fue necesario el conocimiento de dicha información mediante el manual de fabricación del acelerador lineal VARIAN/BRAINLAB.

Se simuló la medición bajo las condiciones de laboratorio (clínica). Se creó el archivo de geometría con 56 *bodies*¹³ para construir el sistema de montaje en su totalidad. El mismo consta de la representación del cabezal del linac, de acuerdo a las medidas indicadas en el manual provisto, y el fantoma de agua. Cada uno de estos *bodies* fue creado por medio de las superficies cuádricas (ver ecuación [3]).

Los cuerpos principales son: colimador primario, blanco, lámina de Be, filtro aplanador, cámara de ionización, *mirror*¹⁴, mordazas, colimador multihojas, fantoma y por último el sistema laboratorio, el cual contiene todo lo anterior. Se hizo uso de un graficador 2D “*gview2d*” para la visualización de los elementos y control de sus dimensiones mediante la escala del programa.

¹³ Cuerpos geométricos delimitados previamente por superficies.

¹⁴ Especie de espejo que figura en el manual provisto.

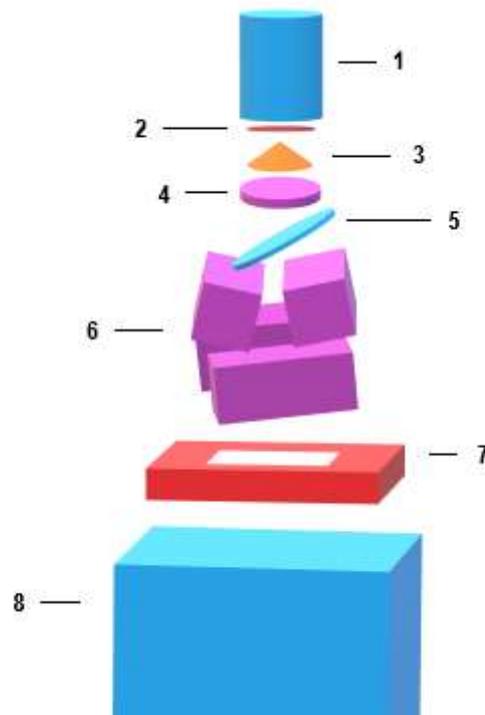


Figura 14. Geometría modelada del sistema laboratorio.

Se establecieron siete materiales para la representación de la geometría modelada, según el manual de fabricación del linac: tungsteno, cobre, berilio, kapton, mylar, agua y aire.

La geometría en forma de prisma rectangular que envuelve al conjunto de la figura 14 representa el recinto de medición experimental y se le asignó aire para la simulación. La siguiente tabla muestra los materiales correspondientes a los elementos de la figura previa.

1	Colimador primario	Tungsteno
2	Lámina de Be	Berilio
3	Filtro aplanador	Cobre
4	Cámara de ionización	Kapton-Cobre
5	Mirror	Mylar
6	Mordazas	Tungsteno
7	Colimador multihoja	Tungsteno
8	Fantoma	Agua

Tabla 1. Elementos de la geometría con su respectivo material.

El colimador primario en su interior posee el target de tungsteno-cobre según muestra la figura 2.

Luego se modificó el archivo *input* original de PENELOPE, adaptando todos sus datos para este trabajo. Este archivo cuenta con distintas secciones a modificar como la definición de la fuente, información sobre los materiales y parámetros de simulación, distribución de dosis, propiedades de trabajo, etc.

Para la definición de la fuente es necesario ingresar el tipo de partículas primarias, su energía, coordenadas y forma del haz a simular. Esta información debe representar la medición de la manera más realista posible.

En el acelerador VARIAN/BRAINLAB los electrones se aceleran a un potencial nominal de 6MV; sin embargo la energía media del espectro emitido desde la guía hacia el blanco no necesariamente será 6 MeV, razón por la cual en lugar de ingresar una energía fija de partículas primarias se introdujo una función continua de distribución normal con energía media $\bar{x} = 6,56$ MeV y desviación estándar $\sigma = 0,50$ MeV en 20 divisiones de 0,1 MeV desde 5,5 MeV hasta 7,5 MeV, como se muestra en la figura 15. Los valores de energía media y desviación estándar se extrajeron de un estudio previo que consistió en verificar que la energía de los electrones emitidos desde la guía hacia el blanco no es fija (8).

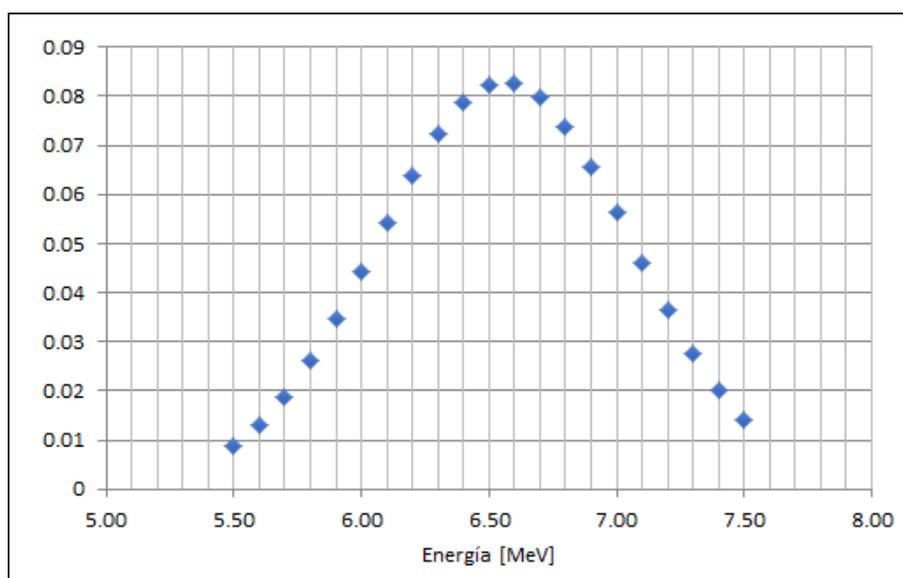


Figura 15. Distribución normal para el espectro emitido desde la guía hacia el blanco.

Se simularon $1,25 \times 10^8$ partículas primarias (electrones) en la fuente y se configuraron dos formas para el haz de fotones emitido desde el blanco. Para el cálculo de PDD se estableció un haz cónico en dirección al fantoma mientras que para los perfiles transversales un haz con forma cilíndrica de diámetro 1,8 mm en la misma dirección.

Las mordazas, en la geometría, se ubican de manera tal que se proyecte, en el punto de interés, un campo de irradiación de fotones de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para la obtención de distribución de dosis tanto en la dirección del haz (curvas de rendimiento PDD) como en dirección transversal (perfiles de campo).

Para la definición de distribución de dosis se establece un grillado o voxelado que representa las dimensiones del espacio tridimensional (x, y, z) donde se determina la dosis. Se especifican las coordenadas que limitan el volumen de interés y se establece la cantidad de bins para cada dirección.

Para las curvas PDD se determinó un voxelado de $6 \times 6 \times 0,5 \text{ cm}^3$ que permite realizar un barrido de 30 cm, en dirección z, registrando dosis cada 5 mm. En las direcciones transversales a z se establece un área de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ propuesta a partir del análisis de los perfiles de campo experimentales.

Para las curvas “crossline” (dirección x) e “inline” (dirección y) se asignaron voxelados de $0,5 \times 6 \times 0,62 \text{ cm}^3$ y $6 \times 0,5 \times 0,62 \text{ cm}^3$, respectivamente. En la dirección de interés se realiza un barrido de 20 cm registrando dosis cada 5 mm. Se asigna, en dirección z, una altura correspondiente al diámetro de la cámara de ionización empleada en la medición centrada a 5 cm y 10 cm de profundidad del fantoma.

Para los materiales se fijan parámetros, definidos en el código, como: energía de absorción $EABS(1:3)$, que indica la energía por debajo de la cual la partícula (electrón, fotón, positrón) se considera absorbida por el material; $C1$ la deflexión angular promedio producida por múltiples interacciones elásticas (el valor máximo permitido es 0,2); $C2$ representa la máxima pérdida de energía promedio entre interacciones elásticas fuertes consecutivas (máximo valor permitido es 0,2); WCC indica la energía de corte en eV para interacciones inelásticas fuertes; WCR la energía de corte en eV para emisiones bremsstrahlung fuertes. Dichos valores (ver Tabla 2) se fijaron de acuerdo a investigaciones y publicaciones afines a este trabajo (9) y demostraron ajustarse de manera correcta a las mediciones en un tiempo de simulación óptimo, razón por la cual no se buscó modificarlos.

<i>Material</i>	<i>EABS e^- y e^+</i>	<i>EABS fotones</i>	<i>C1</i>	<i>C2</i>	<i>WCC</i>	<i>WCR</i>
Todos	7e5 eV	1e3 eV	0,1	0,1	7e5 eV	7e5 eV

Tabla 2. Parámetros de simulación para los materiales.

Todos los datos de salida, obtenidos una vez finalizada la simulación, pueden verse detallados en el archivo “*penmain.dat*” y “*penmain-res.dat*”, que son generados de manera instantánea por el programa.

Capítulo 3

Análisis de datos y resultados

3.1 Mediciones

Los perfiles en la dirección del eje central, se realizaron en un barrido de 30 cm de profundidad, distancia mínima para apreciar un PDD. Los perfiles transversales se midieron a 5 y 10 cm de profundidad para el mismo tamaño de campo que los PDD. Los resultados de estas mediciones pueden verse representados en los gráficos a continuación.

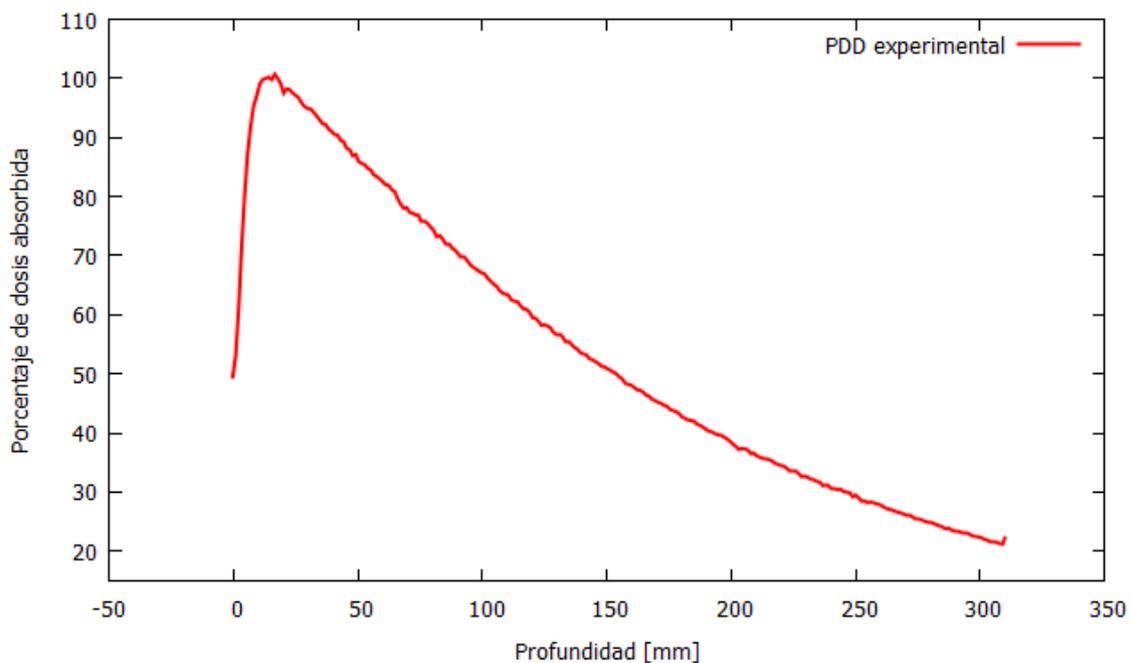


Figura 16. PDD medido para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

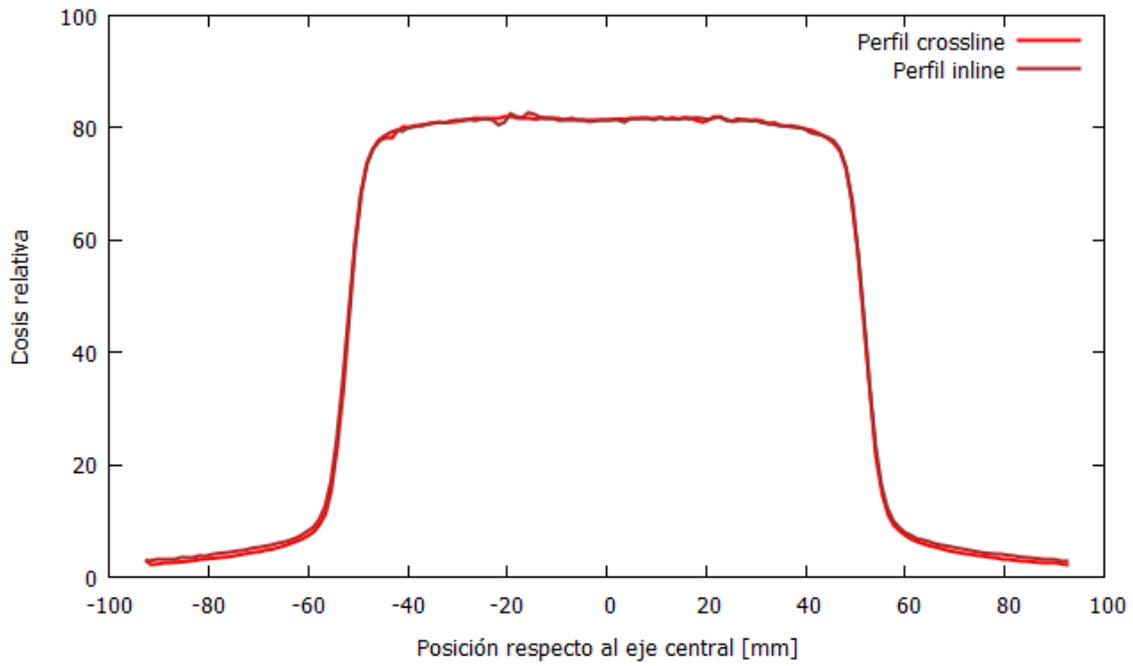


Figura 17. Perfiles crossline e inline medidos a 5 cm de profundidad.

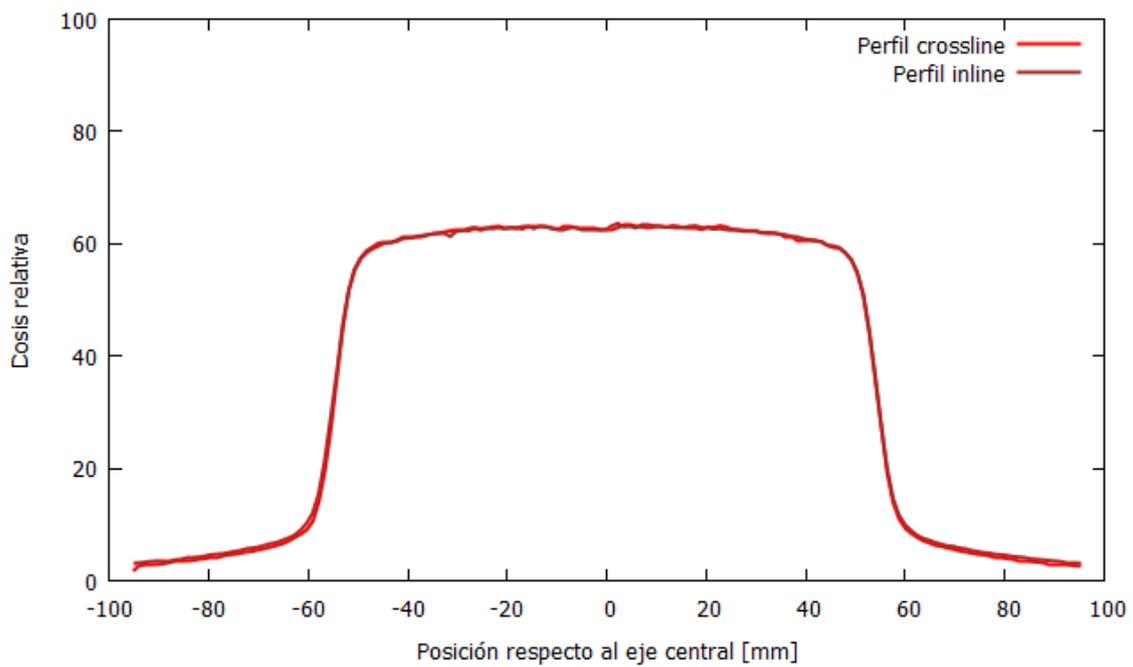


Figura 18. Perfiles crossline e inline medidos a 10 cm de profundidad.

Como puede observarse las curvas medidas respecto al eje X e Y son coincidentes, lo cual indica que el haz tiene simetría rotacional. Se propone a partir de esto, simular un haz con dichas características para obtener los perfiles transversales al eje de profundidad.

3.2 Simulaciones

Las simulaciones fueron ejecutadas en una computadora instalada en la FaMAF, especialmente para este trabajo. El procesador de ocho núcleos permitió realizar ocho simulaciones en simultáneo, para luego poder hacer un promedio de las mismas. Es recomendación importante realizar varias simulaciones con distintas semillas¹⁵ para la obtención de un mejor resultado, como así también inscribir en el *input* un número alto¹⁶ de *showers* o partículas primarias para beneficiar la estadística de la simulación. Al mismo tiempo, la incerteza estadística mejora bajo esta condición; disminuyendo al aumentar el orden de dicho número.

La curva PDD obtenida del promedio de ocho simulaciones, para un campo de irradiación de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, se muestra en la figura 19. Los perfiles transversales simulados a 5 cm y 10 cm de profundidad, para el mismo tamaño de campo y un haz de diámetro 1,8 mm, pueden apreciarse en las figuras 20 y 21, respectivamente.

¹⁵ Número aleatorio

¹⁶ Por encima de 100 millones

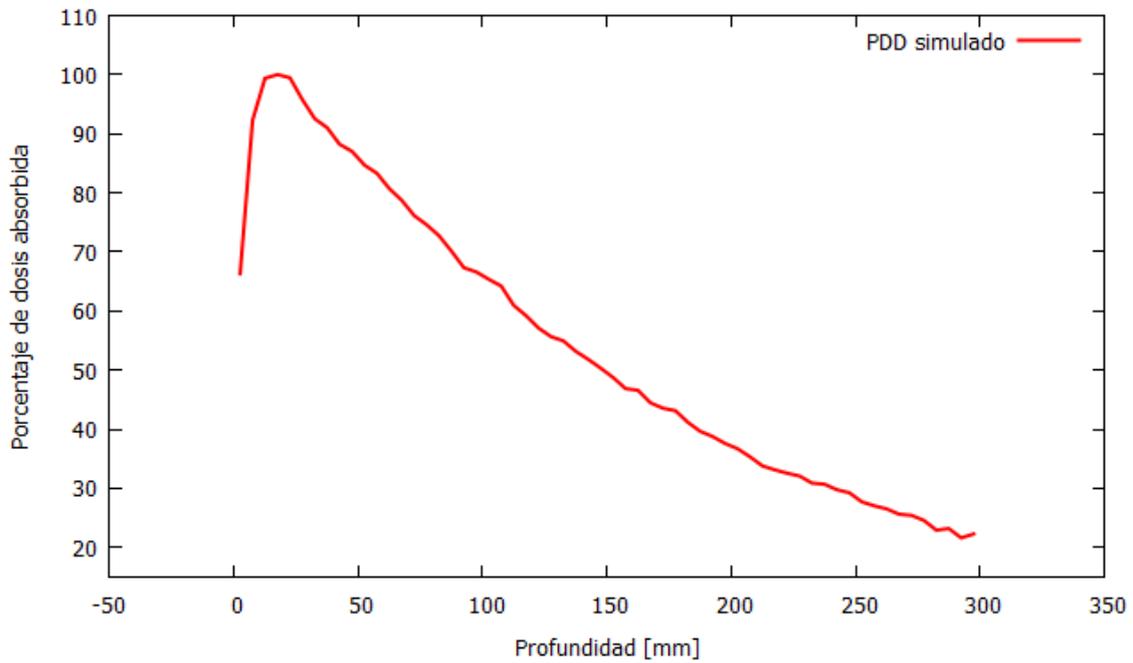


Figura 19. PDD obtenido de la simulación para un campo de 10x10 cm².

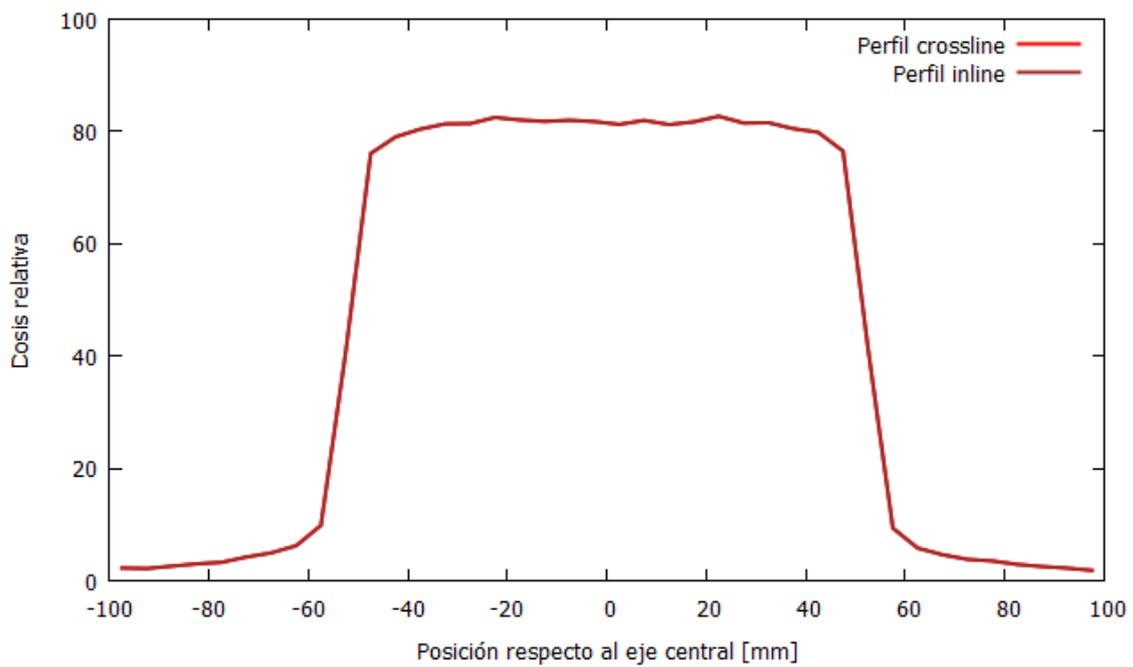


Figura 20. Perfiles crossline e inline simulados a 5 cm de profundidad.

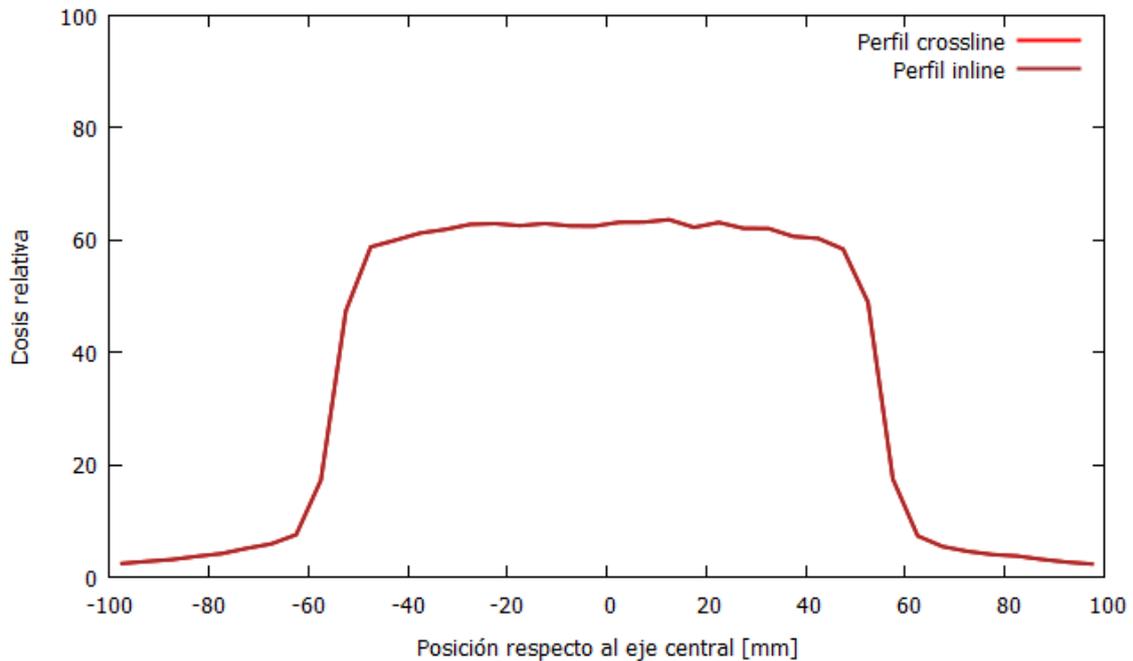


Figura 21. Perfiles crossline e inline simulados a 10 cm de profundidad.

3.3 Comparación

3.3.1 Perfiles de dosis en profundidad

Se observa que para el perfil PDD experimental, el máximo porcentaje de dosis absorbida se encuentra a 17,6 mm de profundidad y a 100,8 mm el 66,9 % de la dosis absorbida (profundidad a la cual el protocolo AAPM TG-51 (10) recomienda medir).

De la misma manera, se verifica que, para el perfil PDD simulado, el máximo porcentaje de dosis absorbida se localiza a 17,5 mm de profundidad y el 66,6% de dicha dosis se encuentra a 97,5 mm.

La comparación gráfica entre ambos perfiles PDD se muestra a continuación.

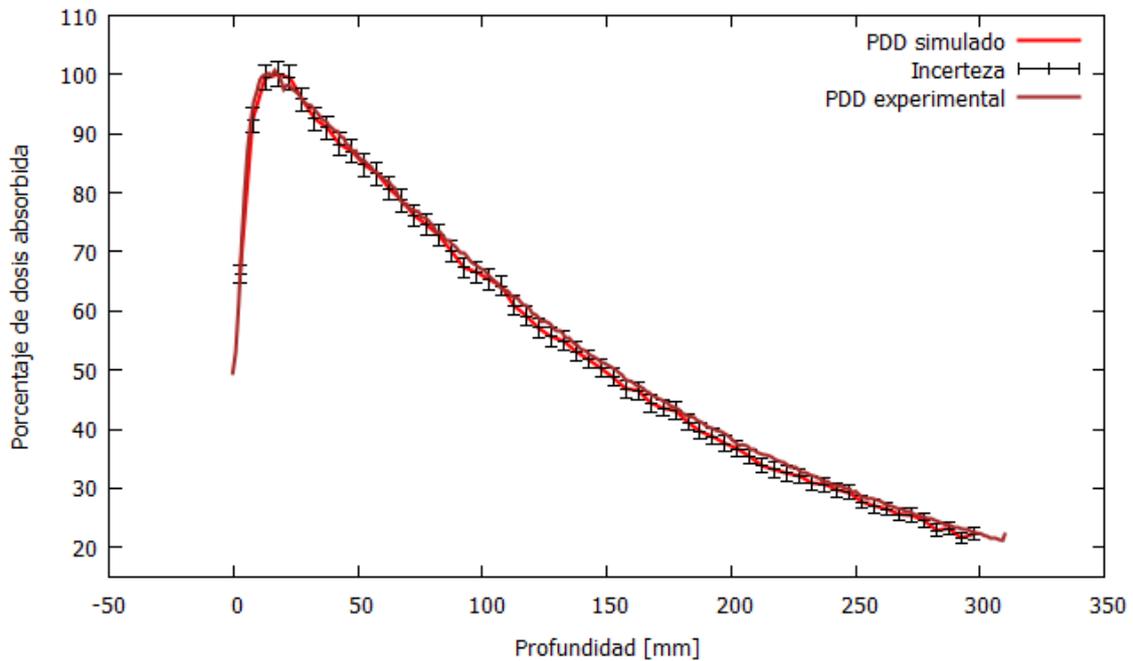


Figura 22. Comparación entre perfil de dosis porcentual en profundidad experimental y simulado, para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Puede observarse correspondencia entre los valores medidos experimentalmente y los simulados con el método Monte Carlo, esto comprueba la adecuada adaptación del método en datos dosimétricos. Los valores de la simulación presentan una incerteza total menor al 2%, la cual se obtiene sumando en cuadratura (raíz cuadrada de la suma de los cuadrados) las contribuciones de todas las incertezas. Como mencionamos en la sección 3.2, el error estadístico obtenido en una simulación disminuye al incrementar el orden del número de electrones primarios (mermando así la incerteza total), pero genera a la vez un aumento considerable en los tiempos de simulación, razón por la cual se juzga a la incerteza obtenida como resultado aceptable para 8 simulaciones individuales con 125 millones de primarios.

Los resultados de las mediciones y simulaciones, por otro lado, permiten realizar una comparación para el valor $PDD_{20,10}$ que cumple:

$$PDD_{20,10} = \frac{D_{20}/D_{dm\acute{a}x}}{D_{10}/D_{dm\acute{a}x}} = \frac{D_{20}}{D_{10}} \quad [4]$$

donde D_{20} y D_{10} representan las dosis porcentuales absorbidas a 20 cm y 10 cm de profundidad, respectivamente.

El cotejo de dichos valores se presentan en la tabla 3 debido a que, según manifiesta la IAEA (11), los protocolos TRS 277, TRS 398 y DIN 6800-2 recomiendan que se utilice la relación tejido-fantoma $^{17}TPR_{20,10}$ para la especificación de calidad del haz. Dicha relación se basa en la proporción de dosis absorbidas a profundidades 20 cm y 10 cm en un fantoma de agua ($PDD_{20,10}$), medida a una distancia fuente-cámara SCD constante de 100 cm y un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el plano de la cámara.

	Dosis absorbida a 20 cm (%)	Dosis absorbida a 10 cm (%)	$PDD_{20,10}$
Experimental	37,7	66,9	0,56
Simulación	36,7	66,6	0,55

Tabla 3. Comparación de valores $PDD_{20,10}$ experimentales y simulados.

Una discrepancia del 2% exhibe una concordancia entre los resultados experimentales y simulados.

3.3.2 Perfiles transversales al eje central

Existen parámetros que exponen la calidad del haz y proveen conocimiento acerca de la geometría del haz de fotones a partir de los perfiles simulados en las direcciones principales del campo de radiación (x, y).

Se evalúa la planitud del haz F^{18} a partir de los valores de punto de dosis máximo D_{\max} y mínimo D_{\min} en el perfil del haz dentro del 80% central del ancho del haz y luego usando la relación:

¹⁷ Tissue-phantom ratio

¹⁸ De su palabra en ingles *Flatness*.

$$F = 100 \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad [5]$$

Por otro lado, la simetría del haz S se determina generalmente en z_{max} , que representa la profundidad más sensible para la evaluación de este parámetro de uniformidad del haz. En este trabajo las mediciones no fueron realizadas en z_{max} por lo que, alternativamente, se determinan las áreas de radiación bajo el perfil del haz en cada lado (izquierdo y derecho) del eje central que se extiende al nivel de dosis del 50% (normalizado al 100% en el punto del eje central) y luego se calcula S a partir de:

$$S = 100 \frac{\text{área}_{izq} - \text{área}_{der}}{\text{área}_{izq} + \text{área}_{der}} \quad [6]$$

Los valores de F y S para los perfiles experimentales y simulados a 5 cm y 10 cm de profundidad se presentan a continuación.

	F a 5 cm (%)	S a 5 cm (%)
Perfil X Experimental	0.4	0.2
Perfil Y Experimental	0.2	0.6
Perfil X Simulado	0.9	0.2
Perfil Y Simulado	0.9	0.2

Tabla 4. Valores de planitud F y simetría S a 5 cm de profundidad para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

	F a 10 cm (%)	S a 10 cm (%)
Perfil X Experimental	0.5	0.6
Perfil Y Experimental	0.9	0.7
Perfil X Simulado	0.5	0.2
Perfil Y Simulado	0.5	0.2

Tabla 5. Valores de planitud F y simetría S a 10 cm de profundidad para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Las especificaciones de los linacs, generalmente, requieren que la F sea menor al 3% mientras que las especificaciones típicas para la simetría es que cualesquiera dos puntos (en este caso al 50%) equidistantes desde el punto de eje central estén dentro del 2% uno de otro.

Puede observarse que tanto las mediciones como las simuladas cumplen ambas especificaciones.

La comparación gráfica de los perfiles crossline e inline, medidos y simulados a 5 cm de profundidad, se muestran en las figuras 23 y 24, respectivamente y a 10 cm de profundidad en las figuras 25 y 26.

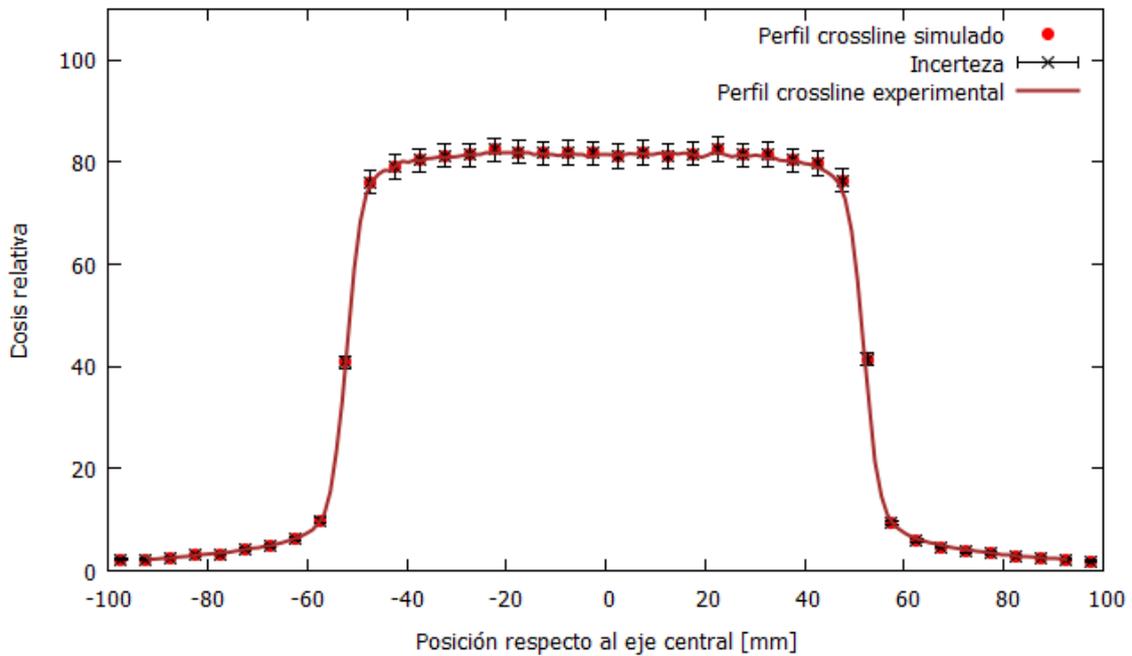


Figura 23. Comparación de perfil crossline experimental y simulado a 5 cm de profundidad para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

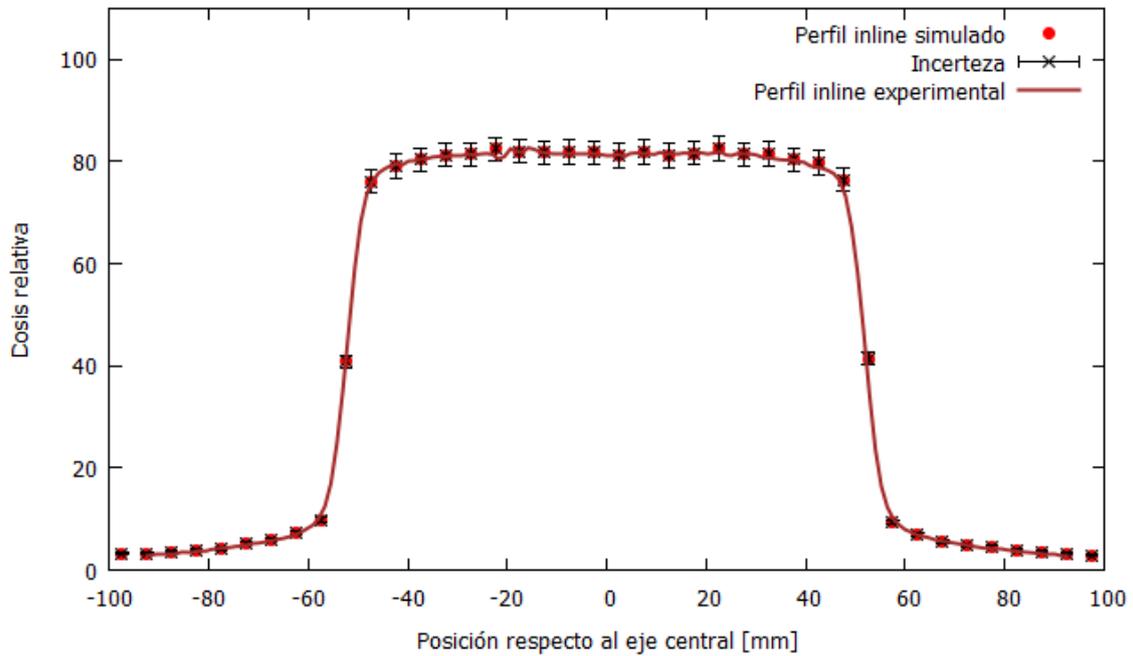


Figura 24. Comparación de perfil in-line experimental y simulado a 5 cm de profundidad para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

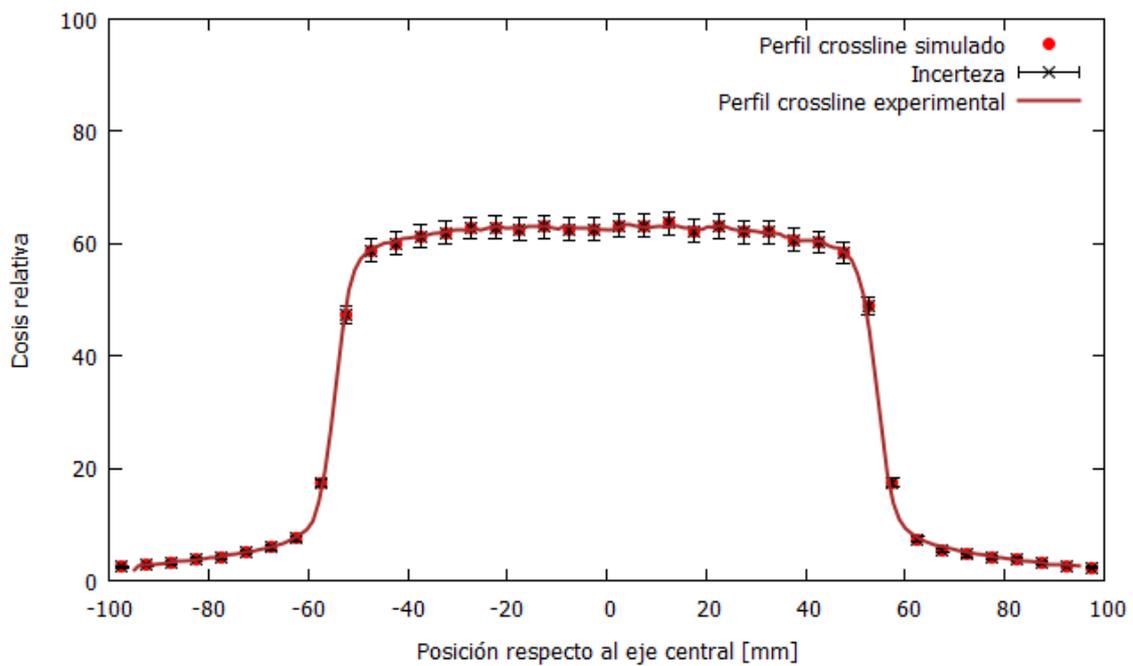


Figura 25. Comparación de perfil crossline experimental y simulado a 10 cm de profundidad para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

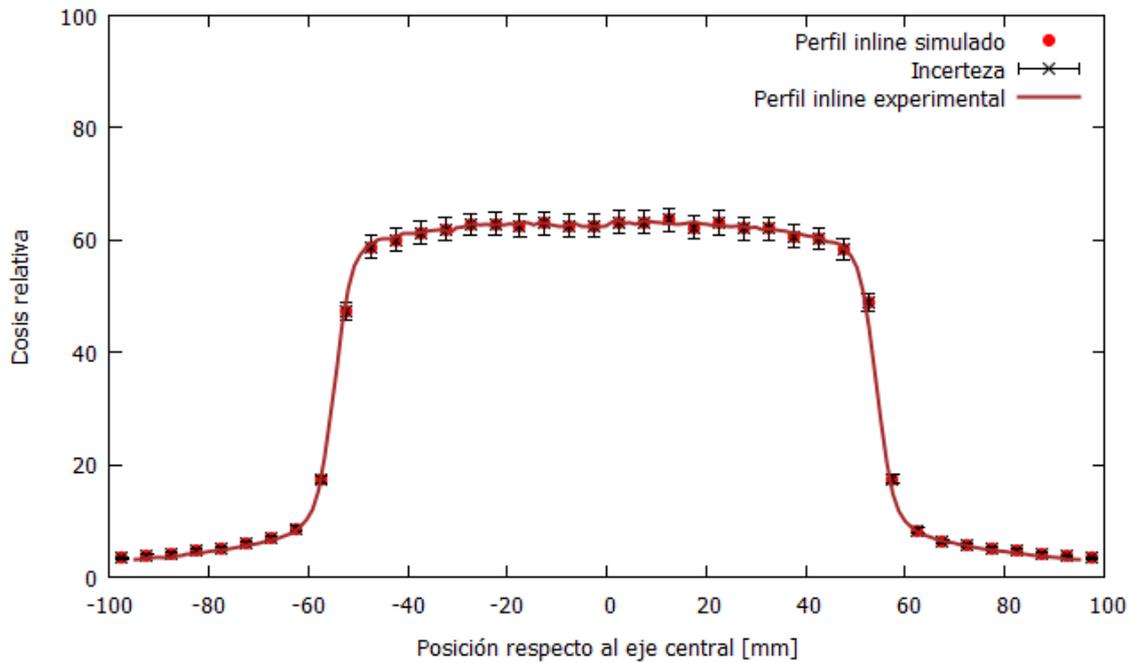


Figura 26. Comparación de perfil inline experimental y simulado a 10 cm de profundidad para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Las incertezas totales para los perfiles en los ejes principales del haz de radiación, tanto a 5 cm de profundidad como a 10 cm de profundidad, son menores al 3%.

Al igual que para PDDs, estas incertezas disminuyen bajo las condiciones mencionadas en la sección 3.2 y se juzgan como aceptables para 4 simulaciones individuales para cada dirección (crossline/inline) y profundidad.

Capítulo 4

Conclusiones

El análisis de datos realizado en los perfiles de dosis porcentual absorbida en profundidad y de dosis relativa en los perfiles transversales al eje central revela el buen ajuste del método Monte Carlo para las mediciones dosimétricas en un fantoma de agua para un campo de fotones de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ generado por el acelerador lineal VARIAN/BRAINLAB Novalis TX II.

La curva simulada se asemeja a la medida experimentalmente con una discrepancia menor al 2%, lo que demuestra una correlación entre ambas curvas. Se comprobó que la dosis máxima absorbida para el perfil simulado, se encuentra a 0,1 mm por debajo de la profundidad de la dosis máxima del perfil experimental. Además, se verificó que los valores $PDD_{20, 10}$ experimentales y simulados difieren en 2%.

Los perfiles en los ejes principales al campo de radiación, para un haz de fotones de 1,8 mm de diámetro, presentan parámetros de planitud y simetría que respetan las especificaciones de un linac típico. Las curvas simuladas muestran una discrepancia menor al 1% de las medidas experimentalmente, lo que exhibe correspondencia entre ellas.

La recopilación de estos resultados permite asegurar que la simulación concuerda con los resultados experimentales, cumpliendo así con el objetivo del trabajo.

Bibliografía

1. **F. Salvat, J. Sempau y J. M. Fernández Varea.** *PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport.* España : Facultat de Física (ECM and ICC), Universitat de Barcelona, 2011.
2. **E. B. Podgorsak.** *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.* Vienna : IAEA, 2005.
3. **E. B. Podgorsak.** *Radiation Physics for Medical Physicists.* Germany : Springer, 2006.
4. **PTW company.** *Ionizing Radiation Detectors - Including Codes of Practice.* Germany : PTW, 2018.
5. **VARIAN.** *Monte Carlo High Energy Accelerator Data Package.* s.l. : VARIAN Medical systems.
6. **R. D. Evans.** *The Atomic Nucleus.* Nueva York : McGraw-Hill, Inc., 1965.
7. **N. J. Carron.** *An Introduction to the Passage of Energetic Particles through Matter.* Santa Bárbara, California, USA : Taylor & Francis Group, 2007.
8. **G. Núñez.** *Determinación de fluencia de electrones de 6 MeV en terapia superficial.* Córdoba, Argentina : s.n., 2019.
9. **D. L. Sawkey y B. A. Faddegon.** *Determination of electron energy, spectral width, and divergence at the exit window for clinical megavoltage x-ray beams.* San Francisco : University of California, 2009.
10. **P. R. Almond, P. J. Biggs, B. M. Coursey, W. F. Hanson, M. S. Huq, R. Nath, D. W. O. Rogers.** *AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams.* s.l. : Medical Physics, Vol. 26, No. 9, 1999.
11. **International Atomic Energy Agency.** *Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Radiotherapy, Technical Reports Series No. 398: Review of testing results.* Vienna : IAEA, 2005.
12. **Clínica Universidad de Navarra.** *Diccionario médico.* Navarra, España : Clínica Universidad de Navarra, sede Pamplona, 2019.

Lista de figuras

FIGURA 1. ESQUEMA DE UN ACELERADOR LINEAL DE USO MÉDICO. (3).....	8
FIGURA 2. ESQUEMA DEL CABEZAL DEL ACELERADOR LINEAL VARIAN/BRAINLAB. (5)	12
FIGURA 3. ATENUACIÓN DE UN HAZ DE FOTONES.....	16
FIGURA 4. INTERACCIONES BÁSICAS DE FOTONES CON MATERIA. (1).....	16
FIGURA 5. DOMINIO DE LOS TRES PRINCIPALES PROCESOS DE INTERACCIÓN CON FOTONES. LA LÍNEA REPRESENTA LA ZONA DONDE DOS EFECTOS SON EQUIVALENTES. (6).....	18
FIGURA 6. KERMA DE COLISIÓN Y DOSIS ABSORBIDA COMO FUNCIÓN DE LA PROFUNDIDAD EN UN MEDIO IRRADIADO POR UN HAZ DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA PARA (A) HIPOTÉTICO CASO DE NO ATENUACIÓN O DISPERSIÓN Y PARA (B) CASO REALISTA.....	21
FIGURA 7. CURVA TÍPICA DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS EN PROFUNDIDAD EN UN PACIENTE. (2).....	23
FIGURA 8. CURVA TÍPICA DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS LATERAL.	24
FIGURA 9. ESTRUCTURA GENERAL DE PENELOPE. (1).....	27
FIGURA 10. MONTAJE EXPERIMENTAL LINAC-FANTOMA.....	29
FIGURA 11. CÁMARA DE IONIZACIÓN SEMIFLEX 3D TIPO 31021. (4).....	30
FIGURA 12. POSICIONAMIENTO DE CÁMARAS DE MEDICIÓN Y REFERENCIA. ALINEACIÓN DE ISOCENTROS.	30
FIGURA 13. CONFIGURACIÓN PARA GANTRY Y CAMPO 10X10 CM ² (FIELD X-FIELD Y).....	31
FIGURA 14. GEOMETRÍA MODELADA DEL SISTEMA LABORATORIO.	33
FIGURA 15. DISTRIBUCIÓN NORMAL PARA EL ESPECTRO EMITIDO HACIA EL BLANCO.....	34
FIGURA 16. PDD MEDIDO PARA UN CAMPO DE 10X10 CM ²	37
FIGURA 17. PERFILES CROSSLINE E INLINE MEDIDOS A 5 CM DE PROFUNDIDAD...	38
FIGURA 18. PERFILES CROSSLINE E INLINE MEDIDOS A 10 CM DE PROFUNDIDAD.	38
FIGURA 19. PDD OBTENIDO DE LA SIMULACIÓN PARA UN CAMPO DE 10X10 CM ²	40
FIGURA 20. PERFILES CROSSLINE E INLINE SIMULADOS A 5 CM DE PROFUNDIDAD.	40
FIGURA 21. PERFILES CROSSLINE E INLINE SIMULADOS A 10 CM DE PROFUNDIDAD.	41

FIGURA 22. COMPARACIÓN ENTRE PERFIL DE DOSIS PORCENTUAL EN PROFUNDIDAD EXPERIMENTAL Y SIMULADO, PARA UN CAMPO DE 10X10 CM ²	42
FIGURA 23. COMPARACIÓN DE PERFIL CROSSLINE EXPERIMENTAL Y SIMULADO A 5 CM DE PROFUNDIDAD PARA UN CAMPO DE 10X10 CM ²	45
FIGURA 24. COMPARACIÓN DE PERFIL INLINE EXPERIMENTAL Y SIMULADO A 5 CM DE PROFUNDIDAD PARA UN CAMPO DE 10X10 CM ²	46
FIGURA 25. COMPARACIÓN DE PERFIL CROSSLINE EXPERIMENTAL Y SIMULADO A 10 CM DE PROFUNDIDAD PARA UN CAMPO DE 10X10 CM ²	46
FIGURA 26. COMPARACIÓN DE PERFIL INLINE EXPERIMENTAL Y SIMULADO A 10 CM DE PROFUNDIDAD PARA UN CAMPO DE 10X10 CM ²	47

Lista de tablas

TABLA 1. ELEMENTOS DE LA GEOMETRÍA CON SU RESPECTIVO MATERIAL.	33
TABLA 2. PARÁMETROS DE SIMULACIÓN PARA LOS MATERIALES.	36
TABLA 3. COMPARACIÓN DE VALORES $PDD_{20,10}$ EXPERIMENTALES Y SIMULADOS.	43
TABLA 4. VALORES DE PLANITUD F Y SIMETRÍA S A 5 CM DE PROFUNDIDAD PARA UN CAMPO DE $10 \times 10 \text{ cm}^2$	44
TABLA 5. VALORES DE PLANITUD F Y SIMETRÍA S A 10 CM DE PROFUNDIDAD PARA UN CAMPO DE $10 \times 10 \text{ cm}^2$	44

Agradecimientos

A mis directores, Miguel A. Chesta por proponerme este trabajo que me ha generado enorme interés en Física Médica, por brindarme las herramientas necesarias para llevar a cabo este proyecto y por la predisposición de siempre para ayudarme con dudas e inquietudes; y C. Daniel Venencia por abrirme las puertas del Instituto Privado de Radioterapia Oncológica y la Fundación Marie Curie y permitirme no solo realizar las mediciones necesarias sino también adentrarme en el ambiente de trabajo que me llevó a querer continuar con esta área de la Física.

A mi profesor de Monte Carlo, Edgardo Bonzi, por todo lo aprendido sobre este método y ayudarme con cada duda y problema que se me presentó en el camino, siempre con la mejor voluntad.

A mis seres queridos por acompañarme en el sendero hacia mi primer meta profesional.

Los abajo firmantes, miembros del Tribunal de evaluación de tesis, damos fe que el presente ejemplar impreso se corresponde con el aprobado por este Tribunal.